



**Universidad
Técnica de
Cotopaxi**

UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA Y APLICADAS.
CARRERA DE INGENIERÍA INDUSTRIAL.

PROPUESTA TECNOLÓGICA

TEMA:

**“CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS TRANSFEMORAL PARA
PERSONAS CON DISCAPACIDAD”.**

Autores:

Quinga Quishpe Oscar Giovanni.

Fonseca Bautista Evelyn Pamela.

Tutor:

Ing. Mg. Raúl Heriberto Andrango.

LATACUNGA – ECUADOR

AGOSTO – 2017



Universidad
Técnica de
Cotopaxi



Ingeniería
Industrial

DECLARACIÓN DE AUTORÍA.

Yo, **OSCAR GIOVANNI QUINGA QUISHPE Y EVELYN PAMELA FONSECA BAUTISTA** declaramos ser autores del presente proyecto tecnológico: “Construcción de una Prótesis Transfemoral para personas con Discapacidad”, siendo Ing. MsC. Raúl Heriberto Andrango Guayasamín 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 el presente trabajo investigativo, son de nuestra exclusiva responsabilidad.

.....
Oscar Giovanni Quinga Quishpe

172264569-2

.....
Evelyn Pamela Fonseca Bautista

050369836-7



AVAL DEL TUTOR DE PROYECTO DE TITULACIÓN.

En calidad de Tutor del Trabajo de Investigación sobre el título: **“CONSTRUCCIÓN DE UNA PROTESIS TRANSFEMORAL PARA PERSONAS CON DISCAPACIDAD”**, de autoría de la postulantes Oscar Giovanni Quinga Quishpe y Evelyn Pamela Fonseca Bautista, de la carrera de Ingeniería Industrial, 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 Honorable Consejo Académico de la Facultad de Ciencias de la Ingeniería y Aplicadas de la Universidad Técnica de Cotopaxi designe, para su correspondiente estudio y calificación.

Latacunga Julio Del 2017

.....

Ing. MsC. Raúl Heriberto Andrango Guayasamín.

Tutor del Proyecto Tecnológico.



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, el o los postulantes, Oscar Guivanni Quinga Quishpe y Evelyn Pamela Fonseca Bautista con el título de Proyecto de titulación **“CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS TRANSFEMORAL PARA PERSONAS ON DISCAPACIDAD”** 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 Julio Del 2017

Para constancia firman:

Lector 1 (Presidente)

Nombre: Ing. Mg. Xavier Espín.

CC: 050226936-8

Lector 2

Nombre: Ing. Mg. Hernán Navas.

CC: 050069554-9

Lector 3

Nombre: Mg. Lilia Cervantes.

CC: 175727437-6

AVAL DE IMPLEMENTACIÓN DE LA PROPUESTA.

En calidad de Técnico de Ortesis y prótesis de la Fundación hermano miguel de la ciudad de Quito, Avalo que el Trabajo de Investigación sobre el título: “**CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS TRANSFEMORAL PARA PERSONAS CON DISCAPACIDAD**”, de autoría de la postulantes Oscar Giovanni Quinga Quishpe con cedula de ciudadanía 172264569-2 y Evelyn Pamela Fonseca Bautista con cedula de ciudadanía 050369836- 7, de la carrera de Ingeniería Industrial, considero que dicho 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.

Latacunga Julio Del 2017

.....

Sr. Lorena Suarez

COORDINADORA DE ORTESIS Y PRÓTESIS (E)

DIRECTORA DE OPERACIONES

FUNDACION HERMANO MIGUEL

AGRADECIMIENTO.

El presente trabajo de investigación está dedicado a mis padres por darme la oportunidad de vivir, siendo mí guía, mi refugio, mi fortaleza durante toda mi vida y por haber brindado el privilegio de continuar con mis estudios para llegar hoy a ser un profesional.

También se la dedico a mis hermanos los cuales son una fuente de inspiración y los cuales me han sido el apoyo para seguir adelante y no desfallecer a la mitad del camino, gracias a ellos he cumplido una meta más en la vida.

Otra parte importante son mi familia los cuales con sus palabras buenas y malas han sabido demostrar su apoyo para conseguir esta meta.

Lo único que puedo decirles gracias.

Oscar & Evelyn.

DEDICATORIA.

Este proyecto se lo dedico primeramente a Dios, ya que sin el nada podemos hacer. Dios es quien nos concede el privilegio de la vida y nos ofrece lo necesario para lograr nuestras metas. Señor Jesús, Gracias de todo corazón por permitirme estar aquí, por las pruebas que me hacen crecer como persona y ser humano y me permiten dar lo mejor de mí.

Agradezco mis padres los cuales con su apoyo incondicional por a verme brindado la oportunidad de demostrar que su confianza depositada en mí no ha sido mal encamido y que hoy sus frutos, gracias.

A todos los docentes que han sabido compartir su conocimiento para una eficiente formación profesional.

De manera especial a mi Director y el Tribunal de Tesis, a quienes agradezco su tiempo, orientación y esfuerzo, llenándome de conocimientos y afianzando mi formación. A todos, mi mayor gratitud.

Oscar & Evelyn.

ÍNDICE

DECLARACIÓN DE AUTORÍA.	II
AVAL DEL TUTOR DE PROYECTO DE TITULACIÓN.	III
APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE TITULACIÓN.	IV
AVAL DE IMPLEMENTACIÓN DE LA PROPUESTA.	V
AGRADECIMIENTO.	VI
DEDICATORIA.	VII
RESUMEN.	XVI
ABSTRACT.	XVII
1. INFORMACIÓN GENERAL.	19
1.1. Título.	19
1.2. Fecha de inicio.	19
1.3. Fecha de finalizació.	19
1.4. Lugar de ejecución	19
1.5. FACULTAD QUE AUSPICIA:	19
1.6. Carrera que auspicia: l.	19
1.7. Equipo de trabajo:	19
1.7.1. ASESORES TÉCNICOS (Anexos hojas de vida.)	19
1.8. Proyecto de investigación vinculado.	20
1.9. Área de Conocimiento.	20
1.10. Línea de investigación.	20
2. DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO.	20
4. BENEFICIARIOS.	22
5. EL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN.	23
6. OBJETIVOS.	23
6.1.- OBJETIVO GENERAL.	23
6.2.- OBJETIVOS ESPECÍFICOS.	23
7. ACTIVIDADES Y SISTEMA DE TAREAS EN RELACIÓN A LOS OBJETIVOS PLANTEADOS.	24
8. FUNDAMENTACIÓN CIENTÍFICO TÉCNICA.	26
8.1. CAUSANTES DE AMPUTACIONES EN EL MUNDO.	26
8.1.1. Diabetes.	26
8.1.2. Diabetes de tipo 1.	26
8.1.3. Diabetes de tipo 2.	26
8.1.4. Diabetes secundaria.	27
8.1.5. Diabetes subclínica.	27

8.1.6. Diabetes potencial.....	27
8.1.7. Diabetes gestacional.	27
8.2. PERSONAS CON DIABETES EN EL ECUADOR.....	27
8.3. AMPUTACIONES DE MIEMBRO INFERIOR EN EL MUNDO Y LATINOAMÉRICA.	29
8.4. LAS AMPUTACIONES DE MIEMBRO INFERIOR EN EL ECUADOR.....	30
8.5. PROYECCIÓN DE PERSONAS CON AMPUTACIÓN DE MIEMBRO INFERIOR.	31
8.6. DISCAPACIDAD.....	31
8.7. LOCOMOCIÓN DEL SER HUMANO.....	32
8.8. AMPUTACIÓN.	32
8.9. BIOMECANICA.....	32
8.10. CONDICIONES DEL PACIENTE.....	33
8.10.1. Condiciones fisiológicas.	33
8.10.2. Condiciones psíquicas en general.	33
8.10.3. Condiciones Biomecánicas.....	33
8.11. CONDICIONES MECÁNICAS.....	34
8.12. DEFORMACIONES TRAUMATOLÓGICAS DE LA ARTICULACIÓN TIBIO-FEMORAL.	34
8.12.1. Genu Recurvatum.	34
8.14. GENU VALGUS.	35
8.16.1. Fases del apoyo plantar.	36
8.16.2. Fase de Oscilación o balanceo.	36
8.17.1. Evaluación del paciente.	37
8.17.2. Medidas y toma del molde.....	37
8.17.3. El ángulo de flexión del muñón.....	37
8.17.3. Angulo de aducción del muñón.....	38
8.17.4. Dimensión A-P.....	38
8.17.5. Perímetro del muñón.	39
8.18. BIOMECÁNICA DE EXTREMIDADES INFERIORES.....	39
8.18.1. Cinemática de la Articulación de Rodilla (Tibio-Femoral).....	39
8.19. PROTESIS.....	44
8.19.1. Clasificación de prótesis.....	44
8.19.2. Prótesis mecánicas.....	44
8.20. PARTES.....	45
8.20.1.- El socket o encaje.	45

8.20.2. Rodilla.....	45
8.20.3. Pilar.....	46
8.20.3. Pie.....	46
8.21. MODELO A UTILIZAR.....	46
8.21.1. Materiales.....	47
8.21.2. Nilón 6/6.....	48
8.21.3. Aluminio 6061.....	48
8.21.4. Acero al carbón 1018.....	49
8.21.5. Composición Química Nominal.....	49
8.21.6. Propiedades Mecánicas.....	50
8.22. SOFTWARE DE SIMULACIÓN.....	50
8.22.1. Inventor.....	50
8.23.-ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS.....	51
8.23.1.- Aplicación de cargas.....	51
9. PREGUNTAS CIENTÍFICAS O HIPÓTESIS.....	53
10. METODOLOGÍAS Y DISEÑO EXPERIMENTAL.....	53
11. DESARROLLO DE LA PROPUESTA.....	54
11.1. Datos del paciente.....	54
11.2. Longitud de miembros inferiores.....	55
11.3. Longitudes de pie.....	55
11.4. DISEÑO.....	57
11.4.1. Rodilla.....	57
11.4.1.2. Brida inferior.....	57
11.4.3. Brazo de frenado o zócalo.....	58
11.5.1.-Base de amortiguación.....	59
11.4.5.- Eje de frenado.....	59
11.5. - DISEÑO DEL SISTEMA DE AMORTIGUACIÓN.....	60
11.5.2.-Muelles.....	61
11.5.3.-Ejes guía.....	61
11.5.4.-Regulación de amortiguación.....	62
11.6.-SISTEMA TIBIAL.....	63
11.6.1.-Acople brida pilar.....	63
11.6.2.-Pilar.....	63
11.6.2.-Pie.....	64
12. ANALISIS Y DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS.....	64

12.7.- SIMULACIÓN DE LA BRIDAS SUPERIOR.....	65
12.8.-ECUACIÓN DE COMPRESIÓN.	65
12.8.1.-Cálculo de fuerzas.....	65
12.9.- RESISTENCIA A LA RUPTURA.....	66
12.9.1.-Área.....	66
12.9.2. Esfuerzo.....	66
12.10.-COEFICIENTE DE SEGURIDAD.....	66
12.11.- SIMULACIÓN DEL EJE TENSOR.....	67
12.11.1.-Momentos.....	67
12.11.2.-Área.....	68
12.11.3.-Presión.....	68
Elaborado: Los Autores.....	68
12.12.- FUERZA AXIAL.....	68
12.12.1.- Carga radial estática.....	69
12.12.2.- Área.....	69
12.12.3.-Esfuerzo.....	69
12.13.- COEFICIENTE DE SEGURIDAD.....	69
12.14.- EJE DE FRENADO.	70
12.14.1.- Área.....	70
12.14.3.-Momentos.....	70
12.15.- FUERZA AXIAL.....	71
12.15.1.-Carga radial estática.....	72
12.15.2.-Esfuerzo.....	72
12.15.3.-Coeficiente de seguridad.....	72
12.16.- ACOPLA BRIDA PILAR.	73
12.16.1.- Ecuación de compresión.....	73
12.16.2.- Calculo de fuerzas.....	73
12.16.3.- Presión.....	73
12.17.- RESISTENCIA A LA RUPTURA.....	74
12.17.1. Esfuerzo.....	74
12.18.-COEFICIENTE DE SEGURIDAD.....	74
12.19.-PILAR.....	75
12.19.1.-Calculo de fuerzas.....	75
12.19.2.-Presión.....	75
12.20.1.-Esfuerzo.....	76

12.20.2.-Coeficiente de seguridad.....	77
12.21.- SISTEMA DE AMORTIGUACIÓN.	78
12.21.1.-Energía potencial elástica.....	78
12.22.- ANÁLISIS DEL PIE.	78
12.22.1.- Reacción del suelo con respecto al pie.....	79
12.22.2.-Energía potencial elástica.....	79
14. IMPACTOS (TÉCNICOS, SOCIALES, AMBIENTALES O ECONÓMICOS SEGÚN SEA EL CASO).	81
14.1.- IMPACTOS.....	81
14.1.1.-Social.	81
14.1.3.-Técnico.	82
14.1.4.-Económicos.	82
15. VALORACIÓN ECONÓMICA Y/O PRESUPUESTO PARA IMPLEMTAR LA PROPUESTA DEL PROYECTO.	82
16. CONCLUSIONES.	84
17.- RECOMENDACIONES.	84
18. BIBLIOGRAFÍA.	85

TABLAS

Tabla 1: Beneficiarios Del Proyecto.....	22
Tabla 2: Actividades Relacionadas A Los Objetivos.....	24
Tabla 3: Estadísticas Del INEC Personas Con Diabetes Mellitus Insulinodependientes.	28
Tabla 4: Estadísticas Del INEC Personas Con Diabetes Mellitus No Insulinodependientes.....	28
Tabla 5: Estadísticas Por Provincia De Personas Con Diabetes.	28
Tabla 6: Estadísticas Por Provincia De Personas Con Diabetes. ¡Error! Marcador no definido.	
Tabla 7: Grupo De Edades De Personas Con Amputación De Miembro Inferior.....	30
Tabla 8: Datos Totales De Personas Con Amputación De Miembro.....	31
Tabla 9: Rango De Movimientos De La Articulación	40
Tabla 10: Propiedades Físicas Y Mecánicas Del Nylon 6/6.	48
Tabla 11: Composiciones Químicas De Los Materiales.	48
Tabla 12: Propiedades Físicas De Los Materiales.....	49
Tabla 13: Composiciones.	49
Tabla 14: Propiedades.....	50
Tabla 15: Aplicación De Cargas.....	52
Tabla 16: Medidas Del Paciente.....	55

Tabla 17: Medidas Del Pie Del Paciente.....	55
Tabla 18: Medidas Del Muñón Del paciente.....	56
Tabla 19: Miembro Inferior Derecho (Sano).....	56
Tabla 20: Miembro Inferior Izquierdo (Afecto).....	56
Tabla 21: Presupuestos.	82

ECUACIONES

Ecuación 1: Fuerza.	65
Ecuación 2: Presión.	65
Ecuación 3: Área.....	66
Ecuación 4: Esfuerzo.	66
Ecuación 5: Factor De Seguridad.	67
Ecuación 6: Momentos.	67
Ecuación 7: Momentos.	68
Ecuación 8: Área.....	68
Ecuación 9: Presión.	68
Ecuación 10: Fuerzas Aplicadas A La Viga.....	69
Ecuación 11: Cargas Radiales.	69
Ecuación 12: Área.....	69
Ecuación 13: Fuerza.	69
Ecuación 14: Coeficiente De Seguridad.....	70
Ecuación 15: Área.....	70
Ecuación 16: Presión.	70
Ecuación 17: Momentos.	71
Ecuación 18: Momentos En El Seguro.	71
Ecuación 19: Fuerzas Aplicadas En La Viga.....	72
Ecuación 20: Cargas Radiales.	72
Ecuación 21: Cargas Radiales Estáticas.....	72
Ecuación 22: Esfuerzos.	72
Ecuación 23: Coeficiente De Seguridad.....	72
Ecuación 24: Fuerzas.	73
Ecuación 25: Presión.	73
Ecuación 26: Resistencia.....	74
Ecuación 27: Fuerzas.	74
Ecuación 28: Coeficiente.....	74
Ecuación 29: Fuerzas.	75
Ecuación 30: Presión.	75
Ecuación 31: Rupturas.....	76
Ecuación 32: Esfuerzos.	76
Ecuación 33: Coeficiente.....	78
Ecuación 34: Energía Potencial.....	78
Ecuación 35: Reacción.	79
Ecuación 36: Energía Potencial.....	79

FIGURAS

Figura. 1: Deformación Genu Recurvatum.	34
Figura. 2: Deformación Genu Valgus.	35
Figura. 3: Desplazamiento Medial Del Centro De La Articulación.	35
Figura. 4: Genu Varus.	36
Figura. 5:A) Choque Del Talón; B) Apoyo Del Talón Antepié; C) Apoyo Del Talón, Antepié Y Apoyo Fugaz Del Borde Externo; D) Apoyo Del Antepié, D) Despegue Del Antepié Finalizando Por El Dedo Gordo.	36
Figura. 6: Rango Articular Del Pie Y Tobillo.	37
Figura. 7: Medición Del Ángulo De Flexión Del Muñón.	38
Figura. 8: Medición Angulo De Aducción Del Muñón.	38
Figura. 9: Medición De La Dimensión A-P.	38
Figura. 10: Medición Del Perímetro Del Muñón.	39
Figura. 11: Grados De Libertad De La Articulación Tibio-Femoral.	39
Figura. 12: Rotación De La Rodilla En Plano Transversal.	40
Figura. 13: Ejes Anatómicos Del Fémur Y La Tibia.	41
Figura. 14: Valores Antropométricos De La Extremidad Inferior.	41
Figura. 15: Hoja De Diagnóstico De Paciente.	42
Figura. 16: Hoja De Diagnóstico De Paciente.	43

GRAFICOS

Gráfico. 1: Proyección Del Año 2007- 2017.	31
Gráfico. 2: Prótesis Terminada.	45
Gráfico. 3: Diseño Del Brazo De Freno.	45
Gráfico. 4: Protesis Terminada.	45
Gráfico. 5: Diseño De Rodilla.	47
Gráfico. 6: Diseño Del Eje Tensor. Gráfico. 7: Diseño De Rodilla.	47
Gráfico. 8: Autodesk Inventor.	50
Gráfico. 9: Diseño De La Brida Superior.	57
Gráfico. 10: Diseño De La Brida Inferior.	58
Gráfico. 11: Diseño Del Brazo De Freno.	58
Gráfico. 12: Diseño Del Eje De Frenado.	59
Gráfico. 13: Diseño Del Eje De Frenado.	59
Gráfico. 14: Diseño Del Eje De Frenado.	59
Gráfico. 15: Diseño Del Eje Tensor.	59
Gráfico. 16: Diseño Del Eje De Frenado.	60
Gráfico. 17: Diseño De La Base De Amortiguación.	60
Gráfico. 18: Diseño De Muelles.	61
Gráfico. 19: Diseño Del Eje Guía.	62

Gráfico. 20: Diseño De La Regulación De La Amortiguación.....	56
Gráfico. 21: Diseño Del Eje Guía.	62
Gráfico. 22: Diseño De La Regulación De La Amortiguación.....	62
Gráfico. 23: Diseño Del Acople De La Brida Pilar.....	56
Gráfico. 24: Diseño De La Regulación De La Amortiguación.....	62
Gráfico. 25: Diseño Del Acople De La Brida Pilar.	63
Gráfico. 26: Diseño Del Pilar.....	57
Gráfico. 27: Diseño Del Acople De La Brida Pilar.	63
Gráfico. 28: Diseño Del Pilar.	64
Gráfico. 29: Modelado De Pie.....	64
Gráfico. 30: Simulación De La Brida Inferior.	66
Gráfico. 31: Simulación De La Brida Inferior.	67
Gráfico. 32: Simulación Del Eje Tensor.	68
Gráfico. 33: Simulación Del Eje Tensor En Coeficiente De Seguridad.....	70
Gráfico. 34: Momentos En Eje De Frenado.	70
Gráfico. 35: Simulación De Eje De Frenado.	71
Gráfico. 36: Fuerzas Aplicadas A La Viga.....	71
Gráfico. 37: Simulación Del Eje De Frenado Del Coeficiente De Seguridad.....	73
Gráfico. 38: Simulación Del Acople De La Brida Pilar.	74
Gráfico. 39: Simulación Del Acople De La Brida Pilar Según El Coeficiente De Seguridad.....	75
Gráfico. 40: Simulación Del Acople De La Brida Pilar Según El Coeficiente De Seguridad.....	75
Gráfico. 41: Simulación Del Pilar.	76
Gráfico. 42: Simulación Del Pilar En Coeficiente De Seguridad.	¡Error! Marcador no definido.
Gráfico. 43: Simulación Del Sistema De Amortiguación.	78
Gráfico. 44: Simulación Del Resorte.....	79
Gráfico. 45: Prótesis Ensamblada Total.....	80
Gráfico. 46: Acople Soket Rodilla.	92
Gráfico. 47: Acople Soket Rodilla.	92
Gráfico. 48: Ensamblaje De Pie.....	93
Gráfico. 49: Ensamblaje De La Rodilla.....	93
Gráfico. 50: Corte De La Altura De La Prótesis.	94
Gráfico. 51: Ensamblaje Del Soket.	94
Gráfico. 52: Ensamblaje Del Pie.	95
Gráfico. 53: Prótesis Ensamblada.....	95
Gráfico. 54: Prótesis Ensamblada A Colocar Al Paciente.	96
Gráfico. 55: Prótesis Colocada Al Paciente.....	96
Gráfico. 56: Prótesis A Verificación De Prueba.	97
Gráfico. 57: Prótesis A Movilidad.....	97
Gráfico. 58: Prótesis En Funcionamiento.	98

UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERIA Y APLICADAS.

TITULO: “CONSTRUCCIÓN DE UNA PROTESIS TRANSFEMORAL PARA PERSONAS CON DISCAPACIDAD”.

Autores: Oscar Giovanni Quinga Quishpe.

Evelyn Pamela Fonseca Bautista.

RESUMEN.

El presente estudio está orientado al diseño y construcción de una prótesis transfemoral, para pacientes con amputación de las extremidades inferiores por encima de la rodilla, mediante la utilización de materiales alternativos, ligeros, resistentes y económicos que cumplan con las exigencias tanto físicas como anatómicas de cada paciente mejorando el desempeño y calidad de vida en las personas con amputación transfemoral, logrando que la movilidad de los pacientes sea más precisas y parecidas a los movimientos de locomoción de una persona que no ha sufrido ningún tipo de dificultad motora en alguna de sus piernas, además de adaptarse a cualquier paciente que no exceda los 60 kg y que tenga una movilidad k1, k2 ósea media baja, con solo la sustitución de 2 mecanismos que son el socket y el pilar de apoyo. La metodología utilizada son la exploratoria, descriptiva y bibliográfica, las mismas permiten conocer la magnitud del proyecto, el aporte social y económico. Los resultados de resistencia de la prótesis determinan que los diseños y materiales usados en la consecución del proyecto cumplen con un factor de seguridad mayores a 1 lo que significa una mayor fiabilidad en el prototipo, además el factor de seguridad el más crítico de todo el modelo es de 2,43 el cual corresponde al acople rodilla-pilar. El modelo ortopédico cumplirá eficientemente con los parámetros de construcción generando confiabilidad al paciente y el mejoramiento de su calidad de vida.

Palabras clave

Prótesis transfemoral, Ortesis, Resistencia.

TECHNICAL UNIVERSITY OF COTOPAXI.
FACULTY OF ENGINEERING SCIENCES AND APPLIED.
TITLE: "CONSTRUCTION OF A TRANSFEMORAL PROTESIS FOR
PEOPLE WITH DISABILITIES".

Autores: Oscar Giovanni Quinga Quishpe.
Evelyn Pamela Fonseca Bautista.

ABSTRACT.

The present study is aimed at the design and construction of a transfemoral prosthesis, for patients with amputation of the lower limbs above the knee, through the use of alternative, light, resistant and economical materials that meet both the physical and anatomical demands of Each patient improving performance and quality of life in people with transfemoral amputation, making the mobility of patients more precise and similar to the movements of locomotion of a person who has not suffered any type of motor difficulty in one of his legs , In addition to adapting to any patient that does not exceed 60 kg and that has low mobility k1, k2 low bone, with only the replacement of 2 mechanisms that are the socket and supporting pillar. The methodology used is exploratory, descriptive and bibliographical, they allow to know the magnitude of the project, the social and economic contribution. The results of resistance of the prosthesis determine that the designs and materials used in the achievement of the project comply with a factor of safety greater than 1 which means a greater reliability in the prototype, in addition the security factor the most critical of the whole model Is 2.43 which corresponds to the knee-pillar joint. The orthopedic model will efficiently comply with the construction parameters, generating patient reliability and improving their quality of life.

Keywords

Prosthesis, Transfemoral, Orthosis, Resistance



Universidad
Técnica de
Cotopaxi



Centro
Cultural de
Idiomas

CERTIFICADO DEL ABSTRACT.

En calidad de Docente del Idioma Inglés del Centro Cultural de Idiomas de la Universidad Técnica de Cotopaxi: en forma legal CERITICO que: la traducción del resumen de tesis al idioma Inglés presentado por los señores Egresados de la carrera de ingeniería industrial de la facultad de ciencias de la ingeniería y aplicadas: **OSCAR GIOVANNI QUINGA QUSHPE** y **EVELYN PAMELA FONSECA BAUTISTA**, cuyo título versa “**CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS TRANSFEMORAL PARA PERSONAS CON DISCAPACIDAD**”, lo realizaron bajo mi supervisión y cumple con una correcta estructura gramatical del idioma .

En todo lo cuanto puedo certificar en honor a la verdad y autorizo al peticionario hacer uso del presente certificado de la manera ética que estimaren conveniente.

Latacunga Julio Del 2017

ATENTAMENTE

LIC. MARCELO PACHECO PRUNA

DOCENTE DEL CENTRO CULTURAL DE IDIOM

1. INFORMACIÓN GENERAL.

1.1. Título: construcción de prótesis transfemoral para personas con discapacidad.

1.2. Fecha de inicio: Octubre 2016.

1.3. Fecha de finalización: Julio 2017.

1.4. Lugar de ejecución: Este proyecto se desarrollara en la provincia de Cotopaxi, cantón Latacunga, parroquia de San Felipe.

1.5. FACULTAD QUE AUSPICIA: Ciencias de la Ingeniería y Aplicada (CIYA)

1.6. Carrera que auspicia: Ingeniera Industrial.

1.7. Equipo de trabajo:

1.7.1. ASESORES TÉCNICOS (Anexos hojas de vida.)

Oscar Giovanni Quinga Quishpe.

Nacido el 21 de Junio de 1991, curso la primaria en la escuela Jacinto Jijón y Caamaño y la secundaria en el Instituto Tecnológico Superior “Vida Nueva”. Técnico practico en Metal Mecánica en el Instituto Tecnológico Superior “Vida Nueva”, 2006, Quito-Ecuador.

Bachiller Técnico en Mecánica Industrial en el Instituto Tecnológico Superior “Vida Nueva”, 2009, Quito, Ecuador; Digitador operador de computadoras en el ITCE, (2011), Quito-Ecuador; Estudiante egresado de la carrera de Ingeniería Industrial en la Universidad Técnica de Cotopaxi 2011 hasta la fecha.

10 años de experiencia en el área de Mecánica Industrial, operario de tornos, sueldas especiales, prensas y fresadora en talleres SETMI, Quito-Ecuador 2006 hasta la fecha.

Evelyn Pamela Fonseca Bautista.

Nacida el 1 de Agosto de 1994, curso la primaria en la Escuela Fiscal Mixta Rosa Zarate y la secundaria en el Colegio Nacional Experimental Salcedo.

Bachiller en físico matemático en el Colegio Nacional Experimental Salcedo (2011); Bachiller Técnico en mantenimiento y ensamblaje de computo el Colegio Nacional Experimental Salcedo, (2011); Estudiante egresada carrera de Ingeniería Industrial en la Universidad Técnica de Cotopaxi, 2012 hasta la actualidad.

1.7.2. ASESOR METODOLÓGICO (Anexos hojas de vida.)

Ing. MsC. Raúl Heriberto Andrango Guayasamin

Tecnólogo en mantenimiento aeronáutico graduado en el Instituto Tecnológico Superior Aeronáutico (ITSA), Latacunga, Ecuador 2005; Ingeniero Industrial, Universidad Tecnológica Indoamerica, Quito Ecuador. 2008.

Master en Gestión de la Producción, Latacunga, Ecuador. 2015; Posee 10 años de experiencia como jefe de operaciones, producción y mantenimiento de plantas criogénicas ASU y gaseosas VCA, (2006-2016); 2 años como técnico en mantenimiento aeronáutico, 1 año de docencia universitaria en la Universidad Técnica de Cotopaxi, 2015 hasta la fecha; coordinador de rediseño de la carrera de ingeniería industrial 2016 hasta la fecha.

1.8. Proyecto de investigación vinculado.

El proyecto de diseño y construcción de una prótesis transfemoral se relaciona con el objetivo tres del Plan Nacional del Buen Vivir, el cual trata acerca de la “mejorar la calidad de vida de la población”.

Dentro del objetivo señalamos las “políticas y lineamientos estratégicos” hacemos referencia al literal tres punto uno, que denota el “promover el mejoramiento de la calidad en la prestación de servicios de atención que componen el Sistema Nacional de Inclusión y Equidad Social” (Secretaría General de Planificación y Desarrollo, 2013).

1.9. Área de Conocimiento.

El proyecto de diseño y construcción de una prótesis transfemoral según los lineamientos de la UNESCO se relaciona con el área de conocimiento de Ingeniería, industria y construcción, donde destaca la sub área 52 que promueve la Ingeniería y profesiones afines (UNESCO, 2013).

1.10. Línea de investigación.

Administración y gestión de la producción, diseño de productos.

2. DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO.

El presente proyecto tecnológico está encaminado a mejorar la locomoción de las personas con amputaciones transfemoral haciendo que los pacientes puedan adquirir una prótesis de excelentes prestaciones, elaborado de materiales alternativos además de cumplir con las exigencias físicas a las que está sujeta cada persona con amputación por encima de la rodilla, dando prioridad a la ligereza y durabilidad, tanto de los componentes internos y estructurales de la prótesis dando cumplimiento a los parámetros de resistencia, esfuerzo y factor de

seguridad idóneos para pacientes de hasta 60 kg, contemplado además los costos de fabricación para que sea asequible a personas de bajos recursos económicos.

3. JUSTIFICACIÓN.

La construcción de una prótesis transfemoral va encaminado a mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidad que han sufrido la amputación total en una de sus piernas por causa de enfermedades, accidente o mal formación congénita.

Según la Agencia de Nacional para la Igualdad en Discapacidades 2013-2017 en el Ecuador las personas que tienen dificultad moderada en sus miembros inferiores son de 101.700, de las cuales, las personas que han sufrido amputaciones parciales o totales bordean las 30.000, siendo estos los candidatos para adquirir una prótesis. A este problema se le suma, el Índice de Pobreza multidimensional (IPM), que según las estadísticas del INEC del año 2011, en el Ecuador es del 14.8% lo que significa que más de un millón y medio de personas viven en extrema pobreza, un 35% ósea más de cinco millones y medio de personas viven en pobreza multidimensional y solo el 1.9 % de la población considera estar en un buen estatus económico pero el resto de población afirma tener algún tipo de taxativo financiero.

Es posible construir una prótesis transfemoral funcional y de bajo costo mediante el uso de materiales alternativos que cumplan con las exigencias físicas a las que está sujeta cada paciente, además que de disminuir los costos de fabricación y de venta al público posibilita que personas de bajos recursos económicos puedan adquirir un prototipo de buenas prestaciones y con un 61,1% más económico con relación al modelo OTTO BOCK 3R15, misma que tiene un costo de 5000 dólares.

El uso de polímeros para la construcción de elementos ortopédicos se lo ha venido introduciendo desde hace una década atrás, pero por ser materiales relativamente nuevos no se lo utiliza más que para la construcción de algunos elementos protésicos que no demandaban mucho esfuerzo.

La prótesis transfemoral se fabricara en gran parte de duralon, polímero de la familia de compuestos a base de nylon principalmente del nylon 6 y ofrece una resistencia considerable de 650 kg/cm^2 , además de ser adaptable a pacientes con un peso de 60 kg que tengan un rango de movilidad K1, K2 ósea medio-bajo, esto se logra solo con la sustitución de dos elementos, el socket y el pilar de apoyo, las cuales deben ser a medida del paciente.

4. BENEFICIARIOS.

Tabla 1: Beneficiarios Del Proyecto.

BENEFICIARIOS	DETALLE DE LOS BENEFICIARIOS	NÚMERO DE BENEFICIARIOS
Directos	La consecución de este proyecto fue para mejorar la calidad de vida de la señora Adela, quien por causa de un accidente de tránsito perdió su pierna izquierda a la edad de 32 años. Este prototipo aumenta su movilidad en sus extremidades inferiores permitiéndole hacer labores cotidianas sin demandar mucho esfuerzo.	1
Indirectos	<p>Según el INEC en el Ecuador se practica más 100 amputaciones de miembros inferiores al año, además El grupo de personas que pueden hacer uso de este prototipo son aquellas que no excedan el peso de 60 kg y una movilidad k1 a k2 ósea media baja, esto como medida de seguridad.</p> <p>Los beneficiarios de este proyecto son las más de 100 personas que sufren amputaciones de extremidades inferiores cada año en el Ecuador y que no tienen los suficientes recursos financieros para adquirir una prótesis.</p>	100 personas al año

Elaborado: Los Autores.

5. EL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN.

Las personas que han sufrido algún tipo de amputación en sus extremidades inferiores se sienten limitadas ya sea por su condición o por prejuicios sociales lo que conlleva a que su calidad de vida se vea desfavorable con relación a otras personas, haciendo que desarrollen conductas antisociales y vidas sedentarias a este problema se le complementa la dificultad que tienen estas personas al momento de adquirir una prótesis en el Ecuador por sus elevados costos, haciéndolo poco asequible a personas que tengan alguna limitación financiera.

¿Cómo mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidad que han sufrido una amputación total en una de sus piernas y que los costos de adquisición no sean elevados?

6. OBJETIVOS.

6.1.- OBJETIVO GENERAL.

Construir una prótesis transfemoral para personas con discapacidad, elaborada con materiales ligeros, costos módicos y excelentes prestaciones, que ayuden al paciente al mejoramiento de su calidad de vida.

6.2.- OBJETIVOS ESPECÍFICOS.

- Definir los criterios de construcción para una prótesis transfemoral.
- Diseñar los mecanismos del modelo ortopédico transfemoral.
- Construir los componentes y evaluación de la prótesis.
- Determinar el costo de la prótesis.

7. ACTIVIDADES Y SISTEMA DE TAREAS EN RELACIÓN A LOS OBJETIVOS PLANTEADOS.

Tabla 2: Actividades Relacionadas A Los Objetivos.

OBJETIVO.	ACTIVIDAD.	RESULTADO DE LA ACTIVIDAD
Definir los criterios de construcción de una prótesis transfemoral.	<ul style="list-style-type: none"> • Identificar los distintos modelos de prótesis existentes en el mercado. • Definir los conceptos técnicos a utilizar en la consecución del proyecto. • Obtener las normativas para la puesta en marcha del proyecto. • Definir los materiales que se van a utilizar para la construcción de la prótesis. • Identificar la antropometría del paciente. • Diagnosticar la movilidad del miembro amputado. 	<ul style="list-style-type: none"> • Seleccionar el modelo de prótesis que se acople más al paciente. • Identificar las nociones requeridas para la comprensión del proyecto. • Identificar los parámetros de construcción de la prótesis. • Examinar los tipos materiales. • Identificar el peso, estatura y fortaleza. • Determinar los ángulos de flexión y aducción.
Diseño de mecanismos del modelo ortopédico transfemoral	<ul style="list-style-type: none"> • Modelar mediante la herramienta de dibujo “Inventor” cada uno de los componentes y partes que conforman el sistema mecánico 	<ul style="list-style-type: none"> • Diseño de socket • Diseño de la rodilla • Diseño del pilar de apoyo y planta del pie

Elaborado: Los Autores.

OBJETIVO	ACTIVIDAD	RESULTADO DE LA ACTIVIDAD
Diseñar los mecanismos del modelo ortopédico transfemoral.	<ul style="list-style-type: none"> • Realizar un análisis estructural de la prótesis mediante software de simulación. • Recrear la acción de caminar mediante software. 	<ul style="list-style-type: none"> • Determinar las condiciones de carga crítica, resistencia compresión y cizallamiento. • Identificar la resistencia de cada una de las partes que componen la prótesis en fase de apoyo.
Construcción de los componentes de la prótesis.	<ul style="list-style-type: none"> • Construcción del molde de socket. • Amoldamiento del socket. • Maquinado de los pilares de apoyo. • Maquinado de la rodilla. • Maquinado de planta del pie. • Ensamble y ajustar de las partes • Desarrollar una metodología de evaluación. 	<ul style="list-style-type: none"> • Construcción del socket. • Construcción de los pilares de apoyo. • Construcción de la rodilla. • Construcción de planta del pie. • Verificar cada uno de los componentes para el cumplimiento de los requisitos de diseño establecidos. • Evaluar el alcance de los componentes de la prótesis (flexión y extensión).
Determinar el costo de la prótesis.	<ul style="list-style-type: none"> • Realizar un análisis financiero del costo de construcción de la prótesis. • Determinar el costo beneficio en la construcción de la prótesis. 	<ul style="list-style-type: none"> • Identificar el costo de los materiales y mano de obra utilizados para la construcción de la prótesis. • Comparación de costos con relación a las prótesis del mercado.

Elaborado: Los Autores.

8. FUNDAMENTACIÓN CIENTÍFICO TÉCNICA.

8.1. CAUSANTES DE AMPUTACIONES EN EL MUNDO.

En el mundo la tasa de personas que han sufrido amputaciones de miembro inferior va en aumento, ya sea por accidentes, conflicto armado, defectos congénitos, cáncer y diabetes, siendo la diabetes mellitus uno de los más grandes causantes de amputaciones de estas últimas 2 décadas, superando ya a las personas que sufrieron amputaciones por conflicto armado, llegando a ser una de las enfermedades más alarmante y de mayor interés según la organización mundial de la salud (OMS, 2016).

8.1.1. Diabetes.

Una de las mayores causas de amputaciones en el mundo es la diabetes mellitus que es una enfermedad crónica que aparece cuando el páncreas no produce insulina suficiente o cuando el organismo no utiliza eficazmente la insulina que produce. La insulina es una hormona que regula el azúcar en la sangre. El efecto de la diabetes no controlada es la hiperglucemia (aumento del azúcar en la sangre), que con el tiempo daña gravemente muchos órganos y sistemas, especialmente los nervios y los vasos sanguíneos (OMS, 2017).

En 2014, el 8,5% de los adultos (18 años o mayores) tenía diabetes. En 2012 fallecieron 1,5 millones de personas como consecuencia directa de la diabetes y los niveles altos de glucemia fueron la causa de otros 2,2 millones de muertes. El Ecuador no está exento de esta enfermedad, según el INEC el número de personas con diabetes mellitus ha ido en aumento en esta última década como consecuencia del sedentarismo y los malos hábitos alimenticios (OMS, 2017).

8.1.2. Diabetes de tipo 1.

La diabetes de tipo 1 (también llamada insulino dependiente, juvenil o de inicio en la infancia) se define por una producción deficiente de insulina y requiere la administración diaria de esta hormona. Se desconoce aún la causa de la diabetes de tipo 1 y no se puede prevenir con el conocimiento actual, pero se puede diagnosticar con estos síntomas orina en exceso, sed, hambre, pérdida de peso, cansancio y trastornos visuales (MedlinePlus, 2017).

8.1.3. Diabetes de tipo 2.

La diabetes de tipo 2 (también llamada no insulino dependiente o de inicio en la edad adulta, pues la mayoría de los casos se dan al llegar a la adultez) se debe a una utilización ineficaz de la insulina. Este tipo representa la mayoría de los casos mundiales y se debe en gran medida a un peso corporal excesivo y a la inactividad física, además los síntomas que lo acompañan son

las mismas que la de tipo 1 y se logra diagnosticar cuando ya lleva varios años padeciéndolo (MedlinePlus, 2017)

8.1.4. Diabetes secundaria.

Este tipo de diabetes se produce a consecuencia de una lesión del páncreas o en otros casos se da debido a una secreción excesiva de hormonas catabólicas, como tenemos el caso de la Acromegalia en la que se presenta un número excesivo de hormonas de crecimiento, o se da esta enfermedad a partir de un tratamiento indebido a base de corticoides (MedlinePlus, 2017).

8.1.5. Diabetes subclínica.

Conocida también con el nombre de intolerancia a la glucosa, en la que la persona tiene un alto nivel de glucosa en la sangre pero los valores de este nivel no son de una diabetes mellitus tipo 2. Este tipo de diabetes no presenta síntomas por lo que es necesario realizarse un chequeo médico, las personas pueden evitar esta enfermedad de varias maneras como: el ejercicio, medicamentos y una dieta correcta (Guzhñay & Calle, 2015, Pg 6).

8.1.6. Diabetes potencial.

Este tipo de enfermedad se presenta en una persona que tiene una tolerancia normal a la glucosa, pero que existe en la misma un alto riesgo de desarrollar la diabetes, tales como: que la persona que tenga ambos padres diabéticos, o un padre diabético y el otro tenga un pariente de primer grado que sea diabético, existe este riesgo potencial en una mujer que haya dado a luz a un bebé que haya pesado 4Kg o más (Guzhñay & Calle, 2015, Pg 6).

8.1.7. Diabetes gestacional.

La diabetes gestacional se caracteriza por hiperglucemia (aumento del azúcar en la sangre) que aparece durante el embarazo y alcanza valores que, pese a ser superiores a los normales, son inferiores a los establecidos para diagnosticar una diabetes. Las mujeres con diabetes gestacional corren mayor riesgo de sufrir complicaciones durante el embarazo y el parto. Además, tanto ellas como sus hijos corren mayor riesgo de padecer diabetes de tipo 2 en el futuro (OMS, 2017).

8.2. PERSONAS CON DIABETES EN EL ECUADOR.

En el Ecuador el índice de personas con diabetes mellitus está en aumento según muestra las estadísticas del INEC en los años 2009 al 2013 (*tabla 3*).

Tabla 3: Estadísticas Del INEC Personas Con Diabetes Mellitus Insulinodependientes.

PERSONAS CON DIABETES MELLITUS INSULINODEPENDIENTES.											
	Grupos de edad.										
Año	1-4 años	5-9 años	10-14 años	15-19 años	20-24 años	25-34 años	35-44 años	45-54 años	55-64 años	>65 años	Total
2009	16	21	29	21	24	53	76	185	232	375	1.033
2010	12	16	35	34	24	65	97	238	310	466	1.297
2011	12	26	29	28	27	62	73	188	252	418	1.115
2012	10	23	33	43	35	78	108	200	252	450	1.232
2013	14	26	52	33	37	84	101	274	376	64	1.601

Fuente: Instituto Nacional De Estadística Y Censos.

Mediante la interpretación de la tabla 1, podemos llegar a concluir que en el Ecuador las personas con mayor incidencia de diabetes mellitus insulinodependientes o más conocida como de tipo 1 se encuentran entre los 25 años en adelante. Las personas que sufren diabetes tipo 2 o la no insulinodependientes son los que aglomeran un mayor número como se lo puede ver en la (tabla 4)

Tabla 4: Estadísticas Del INEC Personas Con Diabetes Mellitus No Insulinodependientes.

PERSONAS CON DIABETES MELLITUS NO INSULINODEPENDIENTES.											
	Grupos de edad.										
Año	1-4 años	5-9 años	10-14 años	15-19 años	20-24 años	25-34 años	35-44 años	45-54 años	55-64 años	>65 años	Total
2009	8	15	14	34	62	165	441	1.262	1.754	2.859	6.615
2010	11	15	13	39	34	201	527	1.378	1.963	3.499	7.684
2011	12	16	16	35	48	226	591	1.562	2.236	3.895	8.645
2012	13	13	23	47	67	262	673	1.872	2.696	4.383	10.047
2013	12	8	22	41	53	290	669	1.696	2.396	3948	9.131

Fuente: Instituto Nacional De Estadística Y Censos.

Las cifras del INEC dan a conocer que el número de personas con diabetes mellitus no insulinodependientes, las cuales son en comparación a las personas insulinodependientes mucho más numerosas y van en aumento. La base de datos del INEC lleva un registro de personas con diabetes por provincia la cual se muestra en la tabla 5.

Tabla 5: Estadísticas Por Provincia De Personas Con Diabetes.

PROVINCIAS.	DIABETES MELLITUS.					TOTAL PROVINCIA.
	2013	2012	2011	2010	2009	
Azuay	918	978	1.004	977	1.011	4.888
Bolívar	166	150	167	128	117	728

Cañar	332	427	415	305	342	1.821
Carchi	195	173	179	176	125	848
Cotopaxi	376	324	255	222	257	1.434
Chimborazo	606	559	498	464	464	2.591
El Oro	1.106	1.251	1.082	1.123	1.198	5.760
Esmeraldas	475	536	580	553	596	2.740
Guayas	3.642	4.002	3.713	3.877	3.256	18.490
Imbabura	849	790	698	763	653	3.753
Loja	805	1.172	1.145	735	623	4.480
Los Ríos	910	997	940	923	899	4.669
Manabí	2.700	2.835	2.806	2.474	2.324	13.139
Morona Santiago	345	343	247	191	194	1.320
Napo	130	160	131	102	91	614
Pastaza	187	188	130	201	189	895
Pichincha	2.230	2.166	2.264	2.008	1.880	10.548
Tungurahua	704	866	878	670	648	3.766
Zamora Chinchipe	171	174	178	151	120	794
Galápagos	76	54	29	12	23	194
Sucumbíos	167	125	158	165	106	721
Orellana	99	98	109	124	95	525
S. D. de los Tsáchilas	446	363	452	493	449	2.203
Santa Elena	445	423	469	379	255	1.971
TOTAL DE PERSONAS CON DIABETES MELLITUS						88.892

Fuente: Instituto Nacional De Estadística Y Censos.

Mediante el análisis de la tabla 3 se considera que en el Ecuador el número de personas con diabetes son 88.892 siendo este la sumatoria de los 6 tipos de diabetes. Hay que considerar que 48.400 personas tienen diabetes insulino dependientes y no insulino dependientes, las cuales conforman más de la mitad del total de enfermos con diabetes en el Ecuador (INEC, 2013).

8.3. AMPUTACIONES DE MIEMBRO INFERIOR EN EL MUNDO Y LATINOAMÉRICA.

El pie diabético es una de las complicaciones más comunes asociadas con la diabetes mellitus (DM), se estima que aproximadamente del 15 al 25 % de los pacientes con DM desarrollan pie diabético durante el curso de su enfermedad; es decir, que seis personas con DM tendrán una úlcera a lo largo de su vida. Si consideramos estadísticas a nivel mundial la incidencia anual de las úlceras del pie diabético en pacientes con DM oscila entre 1.0 a 4.1 %. En los países desarrollados se ha reportado que hasta un 5 % de las personas con DM tiene problemas de pie

diabético, además en Latinoamérica de personas que han sufrido amputaciones por causa de diabetes son alarmantes en Río de Janeiro son de 6.4/100 000 por año; en Chile se reporta un 13 % de amputaciones en los pacientes con DM; en México, entre 2004 y 2005, los egresos hospitalarios por pie diabético aumentaron en un 10 % y el número de amputaciones se incrementó a 4 % (Cisneros-González, 2016, Pg 2)

Las personas que han sufrido amputaciones por diabetes mellitus ya superan a las personas que han sufrido amputaciones por accidentes ya sea de trabajo o de tránsito haciendo uno de los causantes número uno en lo que a amputación se refiere.

8.4. LAS AMPUTACIONES DE MIEMBRO INFERIOR EN EL ECUADOR.

Según “las estadísticas del INEC el número de personas que han sufrido amputaciones desde el año 2007 hasta el año 2013 se incrementaron debido a diferentes factores como accidentes de trabajo, de tránsito, con armas de fuego, cáncer y diabetes mellitus”, siendo esta última la mayor causante de amputaciones de miembros inferiores en el Ecuador.

Las cifras de amputaciones por encima y debajo de la rodilla exceden las 100 personas por año y afectan a individuos de distintas edades según se muestra en la *tabla 1*. Tomando en promedio del año 2007 al 2013, el 36,68% oscilan entre las edades de 1 a 34 años, el 18,45% se sitúa entre las edades de 35 a 54 años y el 44,86% restantes se encuentran entre los 55 a 65 años (INEC, 2017).

Tabla 6: Grupo De Edades De Personas Con Amputación De Miembro Inferior.

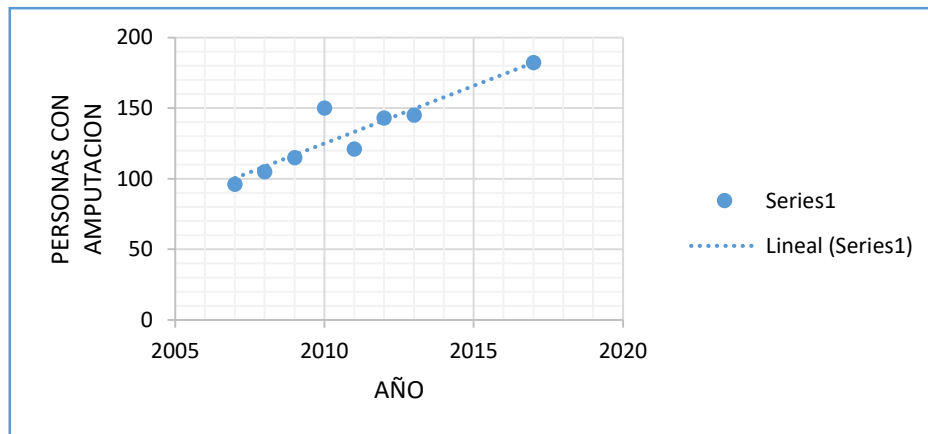
<i>Grupo de edades de personas con amputación.</i>											
Año	1-4 años	5-9 años	10- 14 años	15-19 años	20- 24 Años	25- 34 años	35- 44 años	45-54 años	55- 64 Años	>65 años	Total
2007	1	4	5	6	5	9	9	12	8	37	96
2008	6	6	4	10	9	10	8	15	9	28	105
2009	6	4	8	6	9	16	7	12	15	32	115
2010	8	7	5	10	4	20	9	17	38	32	150
2011	4	5	6	7	8	6	11	11	17	46	121
2012	5	6	8	11	7	16	9	17	30	34	143
2013	7	5	4	10	15	13	10	12	25	44	145

Fuente: Instituto Nacional De Estadística Y Censos.

8.5. PROYECCIÓN DE PERSONAS CON AMPUTACIÓN DE MIEMBRO INFERIOR.

Las estadísticas otorgadas por el INEC muestran los grupos de personas que han sufrido amputación de miembros inferiores desde el año 2007 hasta el 2013, por lo que es importante para nuestro estudio saber cuál es el número de personas con amputaciones de miembros inferiores en la actualidad, para ello es necesario hacer una proyección desde el último año que se tiene la información hasta el año 2017 el cual está en curso.

Gráfico. 1: Proyección Del Año 2007- 2017.



Elaborado: Los Autores.

Tabla 7: Datos Totales De Personas Con Amputación De Miembro.

Personas Con Amputación De Miembro.	
Año	Total
2007	96
2008	105
2009	115
2010	150
2011	121
2012	143
2013	145
2017	183

Elaborado: Los Autores.

Mediante la herramienta de Excel se obtuvo que para el año 2017 el número de personas que sufrirán amputaciones de miembro inferior llegarán a ser 183 personas según se muestra en el gráfico 1 y tabla 7.

8.6. DISCAPACIDAD.

Discapacidad es un término general que abarca las deficiencias, las limitaciones de la actividad y las restricciones de la participación. Las deficiencias son problemas que afectan a una

estructura o función corporal; las limitaciones de la actividad son dificultades para ejecutar acciones o tareas, y las restricciones de la participación son problemas para participar en situaciones vitales.

Por consiguiente, la discapacidad es un fenómeno complejo que refleja una interacción entre las características del organismo humano y las características de la sociedad en la que vive (OMS, 2016).

8.7. LOCOMOCIÓN DEL SER HUMANO.

Para que un ser humano se desenvuelva con naturalidad, es necesario que su cuerpo interactúe de manera armónica con su entorno. Una forma de interactuar con el medio es el hecho de desplazarse sobre diferentes terrenos. En este sentido, el uso de las piernas (extremidades inferiores) es fundamental para la marcha, entendiéndose ésta como una sucesión de eventos que, dada la biomecánica del cuerpo humano, constituye la forma más eficiente de éste para trasladarse de un sitio a otro. En efecto, es la que define la forma de locomoción bípeda propia del ser humano, en la que se suceden los apoyos mono y bipodales (Rafael, 2015, Pg 1).

La locomoción se la debe interpretar como la interacción de los miembros inferiores con el entorno que lo rodea y para una persona amputada se ve alterada el desenvolvimiento de su manera de caminar.

8.8. AMPUTACIÓN.

La amputación es la remoción quirúrgica total o parcial de una parte de una extremidad, en la que se realiza un corte transóseo. En relación al mecanismo de producción puede ser de dos tipos: a) Amputación Primaria o Traumática: es aquella producida por un agente traumático. b) Amputación Secundaria o Quirúrgica: es aquella electiva o programada para ser realizada por medio de un acto quirúrgico (Oporto Ana, 2009, Pg21).

8.9. BIOMECANICA.

La biomecánica es un conjunto de conocimientos interdisciplinarios que con el apoyo de otras ciencias biomédicas aplica los conocimientos de la mecánica y distintas tecnologías se dedican al estudio del comportamiento de los sistemas biológicos en particular del cuerpo humano (Olivares, 2010).

Mediante la aplicación de esta técnica se pueden crear sistemas complejos que sustituyan alguna parte del cuerpo, llegando a ser una extensión del mismo, ayudando al paciente a que se integre activamente a la sociedad y mejorar su calidad de vida.

8.10. CONDICIONES DEL PACIENTE.

8.10.1. Condiciones fisiológicas.

Estas se refieren más bien a la condición física y psicológica de la persona, al estado físico actual y si esta tiene enfermedades apegadas:

- Complicaciones anexas de los órganos internos (Corazón, circulación, sistema digestivo, etc.)
- Complicaciones anexas del aparato locomotor (Enfermedad de los músculos, de los huesos, de las articulaciones) (Oporto Ana, 2009).

8.10.2. Condiciones psíquicas en general.

Condiciones físicas corporales en general. Entre las condiciones pato-fisiológicas del muñón amputado están las siguientes (Oporto Ana, 2009, Pg 24)

- Grado o nivel de amputación.
- Longitud del muñón.
- Circulación del muñón.
- Condición ósea del muñón.
- Consistencia de los tejidos.
- Condición muscular.
- Alcance de los movimientos.
- Condiciones de la piel.
- Condiciones de la cicatriz.
- Capacidad de soportar cargas.

Estas medidas ayudaran a la fabricación del socket o también llamado acople muñón-protesis.

8.10.3. Condiciones Biomecánicas.

Las condiciones biomecánicas son una combinación de las condiciones fisiológicas, las fuerzas que influyen en la construcción de una prótesis así como el análisis dinámico y estático siempre tomando en cuenta los planos de análisis, Anterior posterior, Medio lateral, y vertical (corte transversal) (Oporto Ana, 2009).

- Plano y medidas.
- Toma de medida enyesada.
- Notas sobre condiciones especiales.

- Lista de piezas de componentes.
- Capacidad de soportar carga o no del muñón.

8.11. CONDICIONES MECÁNICAS.

Según Oporto Ana las fuerzas biomecánicas, que actúan sobre la prótesis como lo son las fuerzas de tracción - tensión, de presión, de flexión, de torsión y momento de rotación a las que los componentes protéticos están sometidos, estos elementos se calcula mediante el análisis de elementos finitos con ayuda del software de simulación Inventor.

8.12. DEFORMACIONES TRAUMATOLÓGICAS DE LA ARTICULACIÓN TIBIO-FEMORAL.

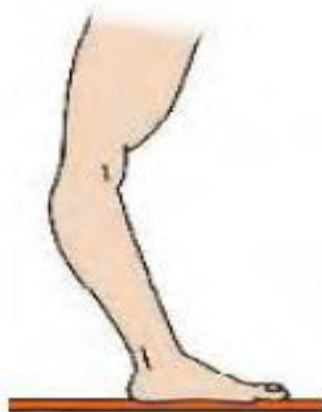
En cada uno de los pacientes existen deformaciones en el eje de articulación tibio-fémur ya sea por algún defecto congénito o adquirido que causa un defecto anormal al momento de caminar

8.12.1. Genu Recurvatum.

Este es un defecto es congénito, debido a una deformación en los ligamentos lo que hace más flexible y en algunos casos supera ampliamente el ángulo de extensión de la rodilla.

Es una deformidad que se caracteriza por una excesiva hiperextensión en el plano sagital de la articulación tibio-femoral, cuando sobrepasa los valores de 5°-10° anatómicamente normales como se lo ve en la figura 1 (Lanza, 2006, Pg 22).

Figura. 1: Deformación Genu Recurvatum.

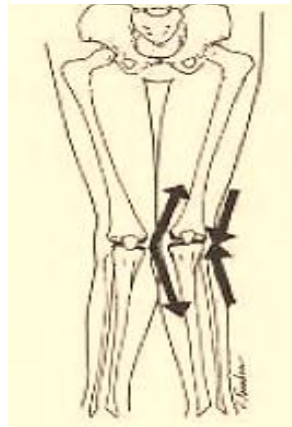


Fuente: (Lanza, 2006, Pg 22)

8.13. GENU VALGUS.

Esta deformidad toma lugar en el plano frontal de la articulación y se puede cuantificar de dos formas: Cuando el ángulo lateral que forman los ejes anatómicos del fémur y de la tibia es menor que el valor normal de 170°, por ejemplo 165° (Fig. 2) (Lanza, 2006, Pg 22).

Figura. 2: Deformación Genu Valgus.

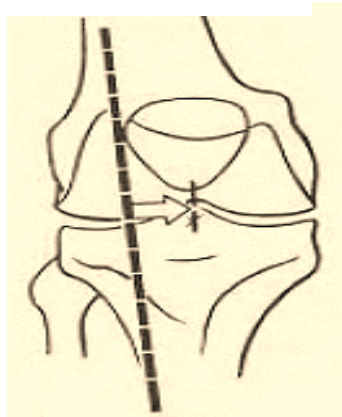


Fuente: (Lanza, 2006, Pg 22)

8.14. GENU VALGUS.

Midiendo el desplazamiento medial del centro de la articulación de rodilla con respecto al eje mecánico de la extremidad inferior, de 10 a 20 mm, como se muestra en la Fig. 3 (Lanza, 2006, Pg 23)

Figura. 3: Desplazamiento Medial Del Centro De La Articulación.



Fuente: (Lanza, 2006, Pg 23)

8.15. GENU VARUS.

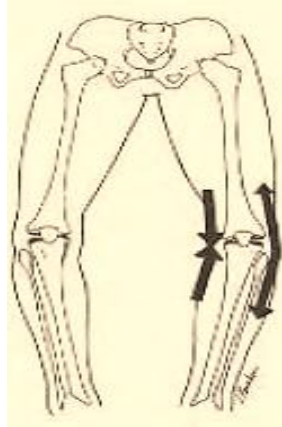
Igual que el Genu Valgus es una deformidad que se manifiesta en el plano frontal de la articulación, (Fig. 4), de forma contraria al valgus, se produce un desplazamiento lateral del centro de la articulación de rodilla de 10 a 20 mm con respecto al eje mecánico de la extremidad inferior, formando un ángulo lateral mayor al normal, ejemplo valores de 180° - 185° (Lanza, 2006, Pg 23).

8.16. CINEMÁTICA DE LA CAMINATA.

En un estudio de marcha realizado por Andres Guzhñay y Luis Calle podemos observar características comunes o patrones similares independientes de los individuos.

8.16.1. Fases del apoyo plantar.

Figura. 4: Genu Varus.



Fuente: (Lanza, 2006, Pg 23)

La forma clásica del desarrollo del apoyo plantar se presenta en cuatro etapas: choque del talón; apoyo del talón, borde externo y antepié; apoyo del antepié y despegue del antepié finalizando por el dedo gordo, según los estudios realizados por Andres Guzhñay y Luis Calle que se realizaron a 200 pies normales, se puede observar que solo el 30% de los individuos desarrollaban las fases del apoyo plantar de la forma clásica, el resto de individuos desarrolló una etapa adicional descrita por la figura 2.5 (Guzhñay & Calle, 2015, Pg 21).

Figura. 5: A) Choque Del Talón; B) Apoyo Del Talón Antepié; C) Apoyo Del Talón, Antepié Y Apoyo Fugaz Del Borde Externo; D) Apoyo Del Antepié, D) Despegue Del Antepié Finalizando Por El Dedo Gordo.



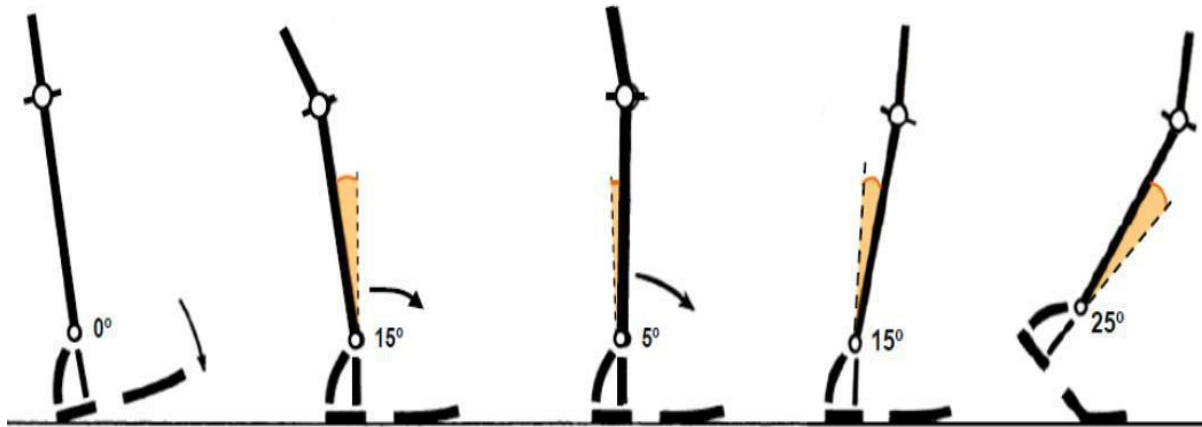
Fuente: (Guzhñay & Calle, 2015, Pg 21)

8.16.2. Fase de Oscilación o balanceo.

En base a las fases presentadas anteriormente, se puede decir que el comienzo del ciclo de la marcha se da en el contacto del talón con el suelo, siguiendo con el apoyo completo de la planta del pie en la superficie, posteriormente se da el despegue del talón seguido del despegue de los

dedos, una vez que los dedos dejan de estar en contacto con el suelo se da la fase de oscilación hasta comenzar el siguiente semi-ciclo de la marcha con el apoyo del otro talón. En la figura 6 se observa las variaciones del rango articular presentes en la marcha (Guzhñay & Calle, 2015, Pg 40)

Figura. 6: Rango Articular Del Pie Y Tobillo.



Fuente: (Guzhñay & Calle, 2015, Pg 40)

8.17. PROCEDIMIENTOS DE TOMA DE MEDIDA DE MUÑÓN.

8.17.1. Evaluación del paciente.

Hay que hacer un examen meticuloso del paciente y de su muñón para identificar las áreas sensibles, las limitaciones del movimiento de la articulación de la cadera, el estado de la musculatura del muñón, y otros detalles que puedan afectar al diseño del encaje (Camello, 2007, Pg 38).

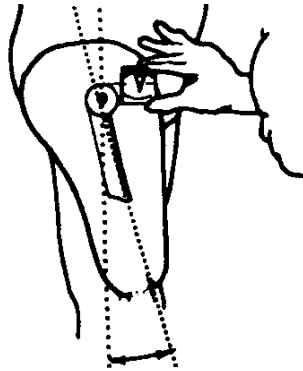
8.17.2. Medidas y toma del molde.

Además de la evaluación del paciente y de su muñón, se toman medidas lineales de circunferencia y otras angulares, que sirven de guía en la fabricación. Las medidas se recogen en el "Formulario de Medidas Protésicas por encima de la rodilla". Entre las más importantes que influyen en el tamaño, forma y alineamiento del encaje (Camello, 2007, Pg 38)

8.17.3. El ángulo de flexión del muñón.

Es el ángulo de inclinación del fémur en relación a la línea de plomada, estando en la máxima posición de extensión pero sin rotación pélvica (Camello, 2007, Pg 39).

Figura. 7: Medición Del Ángulo De Flexión Del Muñón.

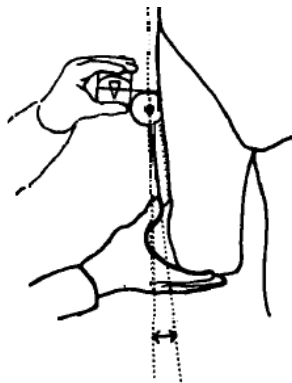


Fuente: (Camello, 2007, Pg 39)

8.17.3. Angulo de aducción del muñón.

Es el de la inclinación del fémur con respecto a la línea vertical, con la pelvis alineada horizontalmente y el fémur en la posición de aducción tan horizontal como sea posible (Camello, 2007, Pg 39)

Figura. 8: Medición Angulo De Aducción Del Muñón.

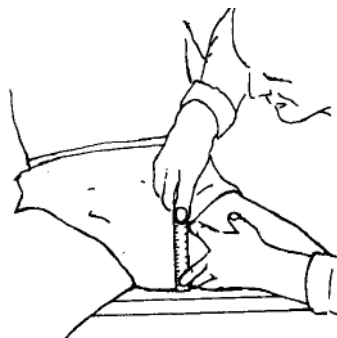


Fuente: (Camello, 2007, Pg 39).

8.17.4. Dimensión A-P.

Se mide desde la parte anterior del tendón del aductor largo al punto más inferior de la tuberosidad isquiática (Camello, 2007, Pg 40).

Figura. 9: Medición De La Dimensión A-P.

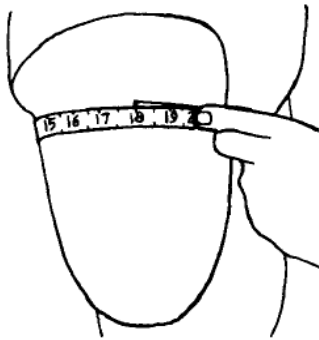


Fuente: (Camello, 2007, Pg 40)

8.17.5. Perímetro del muñón.

Se mide horizontalmente, a nivel isquiático y a intervalos de 5 cm. por debajo de este mismo nivel (Camello, 2007, Pg 40).

Figura. 10: Medición Del Perímetro Del Muñón.



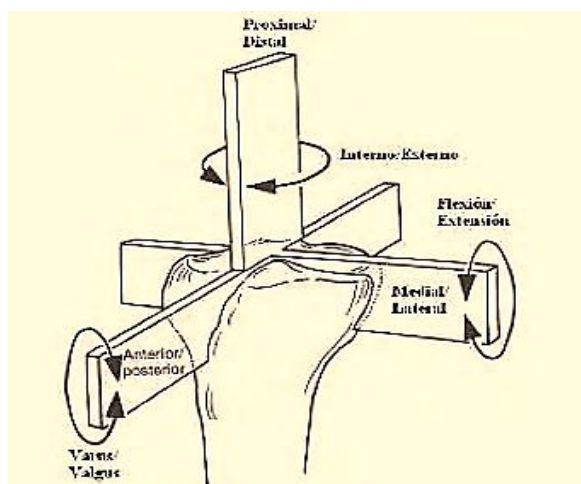
Fuente: (Camello, 2007, Pg 40)

8.18. BIOMECÁNICA DE EXTREMIDADES INFERIORES.

8.18.1. Cinemática de la Articulación de Rodilla (Tibio-Femoral).

La cinemática específica y describe los posibles movimientos y sus rangos, en los tres planos de la articulación de rodilla o articulación tibio-femoral. En la mayoría de los casos se usan los planos anatómicos para la medición clínica figura 11 (Lanza, 2006, Pg 18).

Figura. 11: Grados De Libertad De La Articulación Tibio-Femoral.



Fuente: (Lanza, 2006, Pg 19)

De los seis grados de libertad, el más importante y el que tiene mayor rango de movimiento es la rotación sobre el plano sagital, y con un rango bastante menor la rotación sobre el plano transversal (Lanza, 2006, Pg 19).

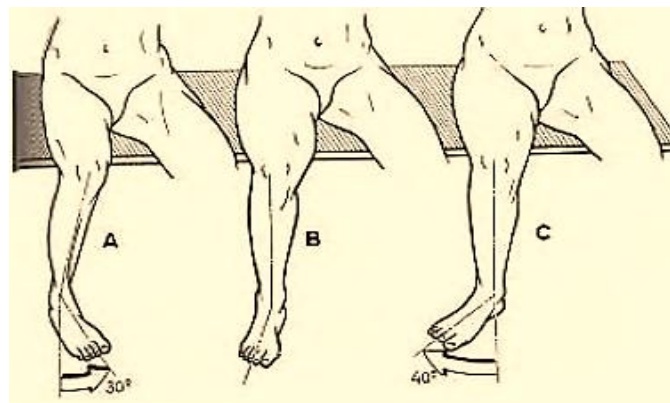
Tabla 8: Rango De Movimientos De La Articulación Tibio-Femoral Durante Actividades Comunes.

Actividad	Rango de Movimiento desde Extensión
Caminar	0-67°
Subir escalones	0-83°
Bajar escalones	0-90°
Sentarse	0-93°
Probarse un zapato	0-106°
Subir un obstáculo	0-117°

Fuente: (Lanza, 2006, Pg 19)

La rotación en el plano transversal ocurre sólo cuando la rodilla se encuentra flexionada y los valores normales son 30° y 40° para rotación medial (Fig. 3A) y rotación lateral (Fig. 3c) comparados respectivamente con la posición de alineación anatómica. A pesar de que en el plano frontal no ocurren movimientos de importancia, es de especial interés pues describe el eje de carga de las extremidades inferiores que soportan el peso del cuerpo (Lanza, 2006, Pg 19).

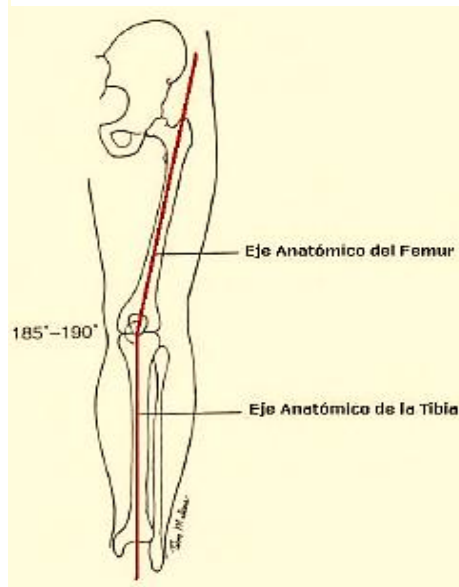
Figura. 12: Rotación De La Rodilla En Plano Transversal.



Fuente: (Lanza, 2006, Pg 20)

Anatómicamente el eje del fémur no coincide con el eje de la tibia y forman un ángulo obtuso lateral que normalmente va de 170° a 175° (185°-190° medial como muestra la Fig. 15). Esto es denominada valgo anatómico (Lanza, 2006, Pg 20).

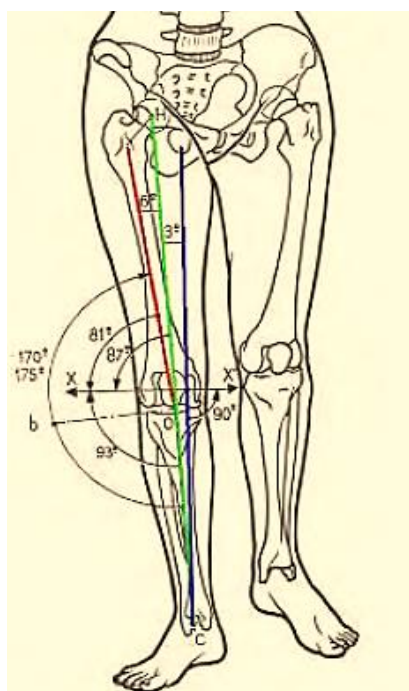
Figura. 13: Ejes Anatómicos Del Fémur Y La Tibia.



Fuente: (Lanza, 2006, Pg 20)

Como se puede apreciar en la Fig. 17, el eje mecánico de la articulación tibio-femoral (señalado en color verde) pasa virtualmente por la articulación de cadera, la articulación de rodilla y la articulación de tobillo. El eje mecánico coincide con el eje anatómico de la tibia, mas no con el del fémur (señalado en color rojo), con el cual forma un ángulo de 6° . Adicionalmente el eje mecánico de la articulación tibio-femoral forma un ángulo de 3° con el eje vertical (Lanza, 2006, Pg 21)

Figura. 14: Valores Antropométricos De La Extremidad Inferior.



Fuente:(Lanza, 2006, Pg 21)

LEVANTAMIENTO DE LA INFORMACIÓN.

Figura. 15: Hoja De Diagnóstico De Paciente.

INFORMACION SOBRE PROTESIS POR ENCIMA DE LA RODILLA


Nombre _____ Fecha _____

Altura _____ Peso _____ Edad _____ Sexo _____ Raza _____


Descripción del muñón: Indicar la posición de los siguientes detalles del muñón. Identificarlos con las letras del código siguiente.

AD = Aductor	M = Abultamiento muscular
A = Abrasión	P = Punto de presión
BS = Espolón óseo	R = Tejido redundante
D = Decoloración	S = Cicatriz
E = Edema	T = Punto de acción
I = Irritación	


LATERAL




ANTERIOR



POSTERIOR



MEDIAL



Area isquiática: Almohadillado muscular () Sensibilidad ()
 Endurecimiento () Prominente ()
 Pevio apoyo isquiático: Si () No ()

Tejido subcutáneo: Consistencia del tejido: Blando() Medio() Firme ()

Contorno lateral del muñón: Convexo () Plano () Cóncavo ()

Musculatura del muñón:

	Media	Dura	Blanda	
General				
Grupos isquiotibiales				Revisar resistencia a extensión.
Grupo glúteo				Revisar resistencia a extensión.
Recto anterior				Revisar resistencia a flexión.
Aductores				Revisar resistencia a flexión.

Angulo de flexión: _____ grados. **Angulo de aducción:** _____ grados.

Fuente: (Camello, 2007, Pg 115)

Figura. 16: Hoja De Diagnóstico De Paciente.

MEDIDAS PARA PROTESIS POR ENCIMA DE LA RODILLA

Lado de amputación: Derecho _____ Izquierdo _____ Protésico _____

Distancia de la tuberosidad isquiática al tendón del aductor

Distancia por debajo del periné	Circunferencia del muñón

Circunferencia pélvica
 Trocánter a la línea media anterior

#Circunferencia a nivel del talón

Anchura de rodilla (sentado)

Altura parte superior de la rodilla. (sentado)

Meseta tibial

Circunferencia de pantorrilla

Circunferencia del tobillo

Tamaño del zapato

Altura del tacón

Altura isquiática después alineamiento dinámico

Altura isquiática en adaptación inicial

Distancia desde el suelo sin el zapato

Fuente: (Camello, 2007, Pg 116)

8.19. PROTESIS.

Una prótesis es un componente que sustituye alguna parte faltante del cuerpo humano, llegando a ser una extensión del mismo para que mejore su accionar, cumpliendo regularmente con el objetivo para el que fue construido.

8.19.1. Clasificación de prótesis.

Teniendo como objetivo mejorar la calidad de vida de las personas, las nuevas tecnologías han creado una variedad de dispositivos protésicos que cumplen con funciones muy específicas, ya sea para mejorar la apariencia, movilidad o reavivar las funciones perdidas.

Entre las funciones que brindan cada prótesis se clasifica en:

- Prótesis bucales.
- Prótesis cosmética facial.
- Prótesis somáticas.
- Prótesis internas.
- Prótesis mecánicas.
- Prótesis mioeléctricas.

Se tomara con más énfasis en el tipo de prótesis mecánico ya que en ella se basa el estudio para lograr que el paciente con amputación por encima de la rodilla se desempeñe correctamente en locomoción, una prótesis mecánica será la adecuada, además que la particularidad que presentan son más baratas que una mioelectrica (Gabriela & Jaramillo, 2015, Pg 25)

8.19.2. Prótesis mecánicas.

La prótesis mecánica, consta de mecanismos de apertura y de cierre, logrando a través de un cable conectado a un eje rotatorio de la brida superior y el tensor, situado en el pilar central, que por efecto de la tracción ejercida abra y sierre el mecanismo.

Este tipo de prótesis son muy prácticas, pero tienen algunas limitaciones de movimiento, puesto que es necesario un movimiento de tensión del cuerpo para adquirir movilidad.

Dentro del tipo de prótesis mecánicas, se encuentran las siguientes:

- Prótesis para desarticulación de cadera.
- Prótesis transfemoral.
- Prótesis para desarticulación de rodilla.
- Prótesis transtibiales.

- Prótesis para desarticulación de tobillo.
- Prótesis parciales para pie.

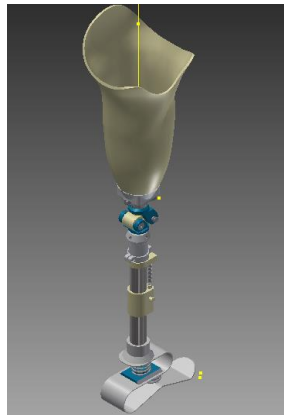
El modelo que se va a tomar para la construcción de la prótesis es una transfemoral pues esta se adapta a los requerimientos del paciente (Gabriela & Jaramillo, 2015, Pg 26)

8.20. PARTES.

El tipo de prótesis mecánica transfemoral, consta de las siguientes partes:

- Shocket.
- Rodilla.
- Pilar.
- Pie.

Gráfico. 2: Prótesis Terminada.



Elaborado: Por Los Autores.

8.20.1.- El socket o encaje.

Es la parte que sirve de encaje del muñón del paciente y la estructura de la prótesis. Es una de los componentes más complejos dentro de la prótesis, ya que de esta parte depende la comodidad y la buena distribución del peso en el mecanismo protésico.

Para la construcción de un socket es necesario un equipo multidisciplinario de técnicos ortopédicos quienes hacen el levantamiento de datos del paciente y del área afectada (muñón).

8.20.2. Rodilla.

La rodilla es el mecanismo que permite la movilidad a una prótesis de miembro inferior transfemoral, el desempeño de este elemento depende mucho de su diseño y construcción, por este mismo motivo existen en el mercado una variedad de modelos, pero con costos muy elevados, dependiendo de las prestaciones que estas tengan.

Las rodillas se clasifican en:

- Rodillas Uniaxiales.
- Rodillas Policéntricas de cuatro Barras.
- Rodillas con Control mediante Fluidos.
- Rodillas con Control mediante Microprocesadores.

8.20.3. Pilar.

Es el elemento encargado de soportar el peso del paciente por lo que los materiales de construcción deben ser resistentes y livianos. Además de soportar el peso este elemento transmite el movimiento de la rodilla al pie y da altura a la prótesis según las medidas del paciente.

8.20.3. Pie.

El pie es un elemento de apoyo entre la prótesis y el suelo, además de ser un elemento clave en la locomoción del ser humano. La fuerza que se transmite de la parte superior de la prótesis descansara en el pie, por esta razón el material de construcción deben ser resistente, duraderos y ligeros como la fibra de carbón o láminas de hierro.

Entre su clasificación están:

- Pie Básico.
- Pie de Respuesta Dinámica.
- Pie de Alto Desempeño.

El pie básico solamente sirve como apoyo mas no como una ayuda al momento de realizar actividades; el pie de respuesta dinámica sirve como apoyo y tiene elementos mecánicos que ayudan a los usuarios a realizar sus actividades, por lo general con sistemas de acción y reacción; y el pie de alto desempeño sirve como apoyo, ayuda al usuario a realizar sus actividades (actividades con una demanda de esfuerzo mayor a lo normal como correr y saltar) con sistemas mecánicos o geometrías especiales y materiales compuestos que proporcionan a la prótesis características técnicas adecuadas para realizar este tipo de trabajos.

8.21. MODELO A UTILIZAR.

El diseño del prototipo ortopédico realizado en este trabajo fue tomado como referencia al modelo ortopédico de rodilla mecánica 3R15 del fabricante de prótesis Otto bock, la cual, por sus prestaciones y requerimientos del paciente cumple satisfactoriamente.

La rodilla 3R15 es recomendada para usuarios con un nivel de actividad Bajo o medio, que principalmente se movilizan en espacios cerrados como el hogar; o usuario con un nivel de movilidad Mejo-Bajo, los cuales realizan actividades moderadas en el hogar o en espacios abiertos que requieran poco esfuerzo físico (Protesica, 2015).

Soporta un máximo de 100 Kg. La articulación monocéntrica tiene una unidad de freno de carga activada por lo que garantiza un alto grado de seguridad durante la fase de apoyo. La fase de impulsión es compatible con la extensión ayudar. Ajustes de fricción y la fase de oscilación son ajustables. La extensión externa ayudar y fricción fase de impulsión se controlan por separado. La 3R15 es especialmente adecuada para amputados que necesitan un nivel particularmente alto de estabilidad (ortopediazulia, 2015).

Gráfico. 5: Diseño De Rodilla.



Fuente: (Ortopediazulia, 2015).

8.21.1. Materiales.

En estas últimas décadas la búsqueda de nuevos materiales ha llevado a la ingeniería a crear nuevos materiales, mucho más ligeros y más resistentes, siendo de gran ayuda para la industria mecánica sobre todo en la aeronáutica y naval obteniendo grandes resultados de desempeño.

Los polímeros son una gran alternativa para suplantar a materiales cerámicos y metálicos. Al igual que cualquier molécula, los materiales poliméricos están formados (en su mayor parte) por átomos de elementos no metálicos unidos entre sí por enlaces covalentes y se les ha denominado con el nombre genérico de polímeros (o macromoléculas) debido a que son gigantescas moléculas constituidas por unidades repetitivas. Existen casos en los que el polímero está formado por átomos de elementos no metálicos y semi metálicos (Inescatalina, 2015).

8.21.2. Nilón 6/6.

El polímero que se va a utilizar en su gran mayoría en la consecución de este proyecto es el nilón 6/6 material que cumple con las especificaciones del prototipo la cual es resistente, translúcido blanco, semicristalino, un material de alto punto de fusión (255 °C) (cientifictext, 2014)

Tabla 9: Propiedades Físicas Y Mecánicas Del Nylon 6/6.

Especificación	Cantidades	Unidad
Punto de fusión	255	°C
Densidad	1,14	g/cm ³
Calor específico	1,67	J/(mol*K)
Conductividad térmica	0,43	W/(m.K)
Resistividad eléctrica	6*10 ¹⁴	W*cm
Tensión de tracción en el punto de fluencia	11500	lbf/pul ²
Módulo de tracción	4.3*10 ⁵	lbf/pul ²
Dureza Rockwell	R118	-
Coefficiente cinético de fricción	0,45	-
Resistencia a la ruptura	650	kg/cm ²
Módulo de elasticidad	2,850	N/mm ²

Fuente: (Cientifictext, 2014)

El aluminio 6061 es una aleación de aluminio endurecido que contiene como principales elementos aluminio, magnesio y silicio. Originalmente denominado "aleación 61S" fue desarrollada en 1935. Tiene buenas propiedades mecánicas y para su uso en soldaduras. Es una de las aleaciones de aluminio más comunes para uso general. Se emplea comúnmente en formas pre templadas como el 6061-O y las templadas como el 6061-T6 y 6061-T651 (Aluminios y Metales UNICORNIO, 2013).

Tabla 10: Composiciones Químicas De Los Materiales.

Elemento	Mínimo (%)	Máximo (%)
Silicio	0.4	0.8
Hierro	0	0.7
Cobre	0.15	0.4

Manganeso	0	0.15
Magnesio	0.8	1.2
Cromo	0.04	0.35
Zinc	0	0.25
Titanio	0	0.15

Fuente: (Aluminios Y Metales Unicornio, 2013)

Tabla 11: Propiedades Físicas De Los Materiales.

Densidad [gr/cm³]^o	2.7	Coef. De dilatación (0 a 100oC) [oC-1 x 106]	23.6
Rango de fusión [oC]	575- 650	Conductividad Termica (0 a 100 oC) [W/m oC]	Temple T6: 167
Módulo de elasticidad [MPa]	69500	Resistividad a 20 oC [μOcm]	Temple T6: 4.0

Fuente: (Aluminios Y Metales Unicornio, 2013)

8.21.4. Acero al carbón 1018.

Características Generales del acero al carbón 1018.- Es el más común de los aceros rolados en frío. Es un producto muy útil debido a sus características típicas de buena resistencia mecánica y buena ductilidad. En términos generales excelente soldabilidad y mejor maquinabilidad que la mayoría de los aceros al carbón. Puede ser sometida a cementado para tener una superficie dura pero un centro de gran tenacidad. Por su ductilidad puede usarse en procesos de recalado, doblado, estampado, etc (Tubosybarrashuecas, 2014)

8.21.5. Composición Química Nominal.

Tabla 12: Composiciones.

Acero	C (%)	Mn (%)	Si (%)	P (%)	S (%)	Fe (%)
Grado 1018	0.15 a 0.2	0.6 a 0.9	N/A	0.04	0.05	BALANCE

Fuente: (Tubosybarrashuecas, 2014)

8.21.6. Propiedades Mecánicas.

Tabla 13: Propiedades.

Condición	Resistencia Mecánica (PSI)	Resistencia a la Cedencia (PSI)	Elongación (%)	Dureza (HBN)	Módulo de elasticidad (MPa)
Laminado en Caliente	58,000 min	31,900 min	25	116	
Estirado en Frío	63,800 min	53,700 min	15	126	205000

Fuente: (Tubosybarrashuecas, 2014)

8.22. SOFTWARE DE SIMULACIÓN.

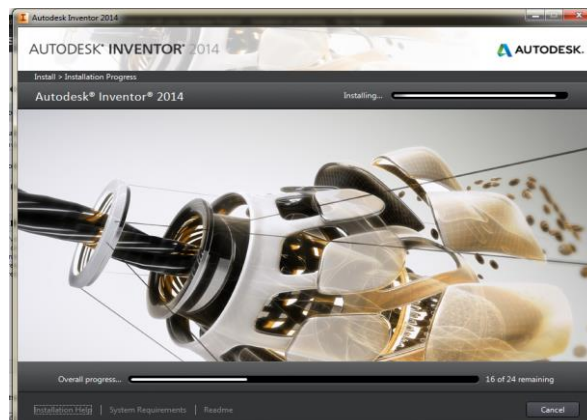
8.22.1. Inventor.

Autodesk Inventor 2008 es un software para la creación de piezas y conjuntos mecánicos, entre otros, así como la realización de los planos de despiece y de conjunto y la simulación de movimiento y montaje y desmontaje de los mismos.

Una vez diseñadas estas piezas el programa te permite realizar conjuntos de todo tipo, pudiendo acceder a unas bibliotecas de piezas normalizadas, como por ejemplo rodamientos, tornillería de todo tipo, perfiles de acero estructural, etc.

Autodesk Inventor tiene la opción del análisis de fuerzas en las diferentes partes de nuestro ensamblaje, pudiendo determinar el coeficiente de seguridad y diferentes parámetros de las piezas analizadas, que permite mostrar los puntos débiles y de posible fractura. Esta opción nos permitirá redimensionar las piezas y cambiar el material para que el ensamblaje y todos sus componentes tengan un coeficiente de seguridad suficiente (Senabre, 2016).

Gráfico. 8: Autodesk Inventor.



Fuente: (Senabre, 2016)

8.23.-ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS.

El método de elementos finitos constituye en la actualidad una herramienta habitual para desarrollar soluciones a diferentes tipos de problemas mediante la utilización del ordenador, con lo cual se ha logrado estudiar eficientemente el comportamiento de estructuras, tanto estática como dinámicamente, y con esto tener la capacidad de predecir concentración de tensiones, deformaciones, frecuencias naturales y modos de vibración de partes específicas de la estructura.

En esta apartado del proyecto se enfocara en aplicar el método de elementos finitos a cada uno de los elementos que fueron diseñados en el programa de diseño mecánico inventor y se lo somera a pruebas de compresión, resistencia, deformación y factor de seguridad lo que nos ayudara a determinar la fiabilidad del producto.

El diseño del producto se basó originalmente en modelo de rodilla ortopédica 3r15 de la casa OTTO BOCK la cual cumple con la normativa ISO 10328 la cual se encarga hacer cumplir los parámetros de calidad en cuanto a la fabricación de prótesis.

Lo que se intenta con este estudio es poder crear un modelo de prótesis transfemoral resistente, rentable y que cumplan con las especificaciones mínimas, en el peor de los casos de la normativa ISO 10328.






Antes de ejecutar una simulación, es aconsejable realizar las siguientes tareas.


- Confirme que todos componentes usan materiales correctamente definidos con una definición adecuada a la simulación. Si esto no se cumple, aparecerán mensajes de advertencia.
- En los análisis estáticos, confirme que ningún cuerpo queda "suspendido" sin una relación declarada con otro cuerpo.
- Las cargas se asignan.
- Las restricciones, si las hay, se aplican (Autodesk, 2014).

8.23.1.- Aplicación de cargas.

Las cargas forman parte de las condiciones del contorno definidas para la simulación. Existen varios tipos de carga disponibles para aplicar:

Tabla 14: Aplicación De Cargas.

Acceso:	Tipo de carga	Entradas	Se usa para...
	Fuerza	Caras, aristas y vértices. Cuando se seleccionan varias entradas, todas deben tener el mismo tipo de entidad.	Aplicar una fuerza de la magnitud especificada a las caras, las aristas o los vértices seleccionados Por defecto, la fuerza se aplica: Normal a la cara seleccionada. Paralela a la arista seleccionada. Usando los componentes del vector en la sección expandida del cuadro de diálogo.
	Presión	Cara	Aplicar una presión de la magnitud especificada a las caras seleccionadas La presión es uniforme Normal aplicada a la cara seleccionada
	Carga de rodamientos	Caras cilíndricas	Aplicar una carga de la magnitud especificada a la cara seleccionada. Las fuerzas son predominantemente: Radiales (rodamiento de rodillo) Perpendiculares al eje (carga de momento)
	Momento	Cara	Aplicar una carga de la magnitud especificada en torno al eje y perpendicular a la cara
Acceso:	Tipo de carga	Entradas	Se usa para...
	Cargas de la pieza	Lineal: cara o arista Angular: cara o arista Ubicación: vértice	Aplicar una aceleración lineal o una velocidad y una aceleración angular de la magnitud especificada al modelo Lineales Las cargas se aplican en dirección perpendicular a la cara con el valor de la magnitud. Se aplican valores positivos en la cara. Las cargas se aplican paralelas a las selecciones de aristas. El comando Cambiar invierte las direcciones.

			<p>Angulares</p> <p>Aplique la velocidad y la aceleración angulares de la magnitud especificada en una dirección normal a una cara o paralela a una arista.</p> <p>El comando Cambiar invierte las direcciones.</p> <p>Ubicación</p> <p>Especifica una ubicación alternativa para las cargas de la pieza. La velocidad y la aceleración comparten la ubicación.</p>
	Gravedad	Cara o arista	<p>Aplicar una gravedad de la magnitud especificada en una dirección normal a la cara seleccionada o paralela a la arista seleccionada.</p> <p>El comando Cambiar invierte la dirección de gravedad.</p> <p>Los componentes del vector definen la magnitud y la dirección de la gravedad.</p>

Fuente: (Autodesk, 2014)

9. PREGUNTAS CIENTÍFICAS O HIPÓTESIS.

Con la construcción de una prótesis transfemoral, elaborado a base de materiales alternativos se lograra beneficiar a personas de bajos recursos económicos que sufren de amputaciones por encima de la rodilla.

10. METODOLOGÍAS Y DISEÑO EXPERIMENTAL.

La investigación de campo ayudado a identificar el problema social en cual se base y sustenta este proyecto, el cual es la construcción de prótesis transfemoral para personas con discapacidad de bajos recursos económicos.

La utilización de la investigación bibliográfica ayuda a determinar el uso de programas de diseño para modelar los componentes de la prótesis transfemoral, y se determinó el uso de programas de diseño mecánico y paquete de autodesk.

Se utiliza una investigación descripción para la Identificación de criterios técnicos de cada promotor de la salud, además de ayudar a la comprensión de las distintas normas y reglamentos que se estipulan en el proyecto, sumado a esto suscita una descripción exacta de las actividades en este caso la construcción de cada uno de los componentes de la prótesis como son:

- La fabricación del Amoldamiento para el muñón.

- Maquinado de pilares.
- Maquinado de la rótula.
- Ensamble de las piezas.

Se utilizara el método cuantitativo para la representación de cuadros estadísticos, formulas y comparación de resultados que muestran la consistencia del proyecto, algunos ejemplos son los tomados del INEC, tabulación y evaluación de datos del paciente conforme el nivel de movilidad del miembro amputado.

11. DESARROLLO DE LA PROPUESTA.

Para llevar a cabo el estudio es necesario establecer las condiciones físicas y antropomórficas del paciente adquiriendo una concepción clara del modelado y poder simular cada uno de los elementos en el software de dibujo inventor.

11.1. Datos del paciente.

Datos generales

Nombre: Adela María Callo Melen.

Edad: 45años.

Fecha de nacimiento: 26 de Julio de 1972.

Sexo: Femenino.

Domicilio: Bosmediano y José Carbo

Teléfono: 022465233

Escolaridad: Bachillerato terminado.

Ocupación: Ama de casa.

Nacionalidad: Ecuatoriana

Peso: 67 kg.

Estatura: 1.54 metros.

Estado civil: Casada

Estilo de vida: Baja actividad.

Hijos: 2

Tipo de terreno por el que se desplaza: semiplano -pavimentado.

Diagnóstico: Monoparesia flácida de miembro inferior izquierda.

Antecedentes.

La paciente sufrió un accidente de tránsito a la edad de 34 años, motivo por el cual sufrió una amputación en la pierna izquierda a la altura del fémur.

11.2. Longitud de miembros inferiores.

Estas medidas fueron tomadas desde la espina ilíaca anterior superior hasta al borde inferior del maléolo interno.

Tabla 15: Medidas Del Paciente.

	Miembro inferior derecho	Miembro inferior izquierdo
Medida	72,5 cm.	75,5 cm.
Discrepancia	3 cm.	

Elaborado: Los Autores.

La prueba de Galleazzi es positiva en ambos segmentos (tibia y fémur).

11.3. Longitudes de pie.

Tabla 16: Medidas Del Pie Del Paciente.

	Pie derecho	Pie izquierdo
Medida	21.5 cm.	24 cm.
Diferencia	2.5 cm.	

Elaborado: Los Autores.

En MID: Contractura en tobillo de 40° en flexión plantar, valgo de rodilla de 10° y contractura de 20° en flexión, varo de retro pie.

- Estabilidad articular
- Ligamentos cruzados estables.
- Ligamentos colaterales estables.
- Atrofia muscular.

Tabla 17: Medidas Del Muñón Del paciente.

AK- ARRIBA DE LA RODILLA.		
MEDIDA DEL ENCAJE REDUCIDO,(cm)	DISTANCIA BAJO EL ISQUIO.	MEDIDA DEL MUÑÓN (cm).
46	0	51
43,2	2	48,2
40,6	4	45,6
37,6	6	42,6
34,5	8	39,5
31,5	10	34,5

Elaborado: Los Autores.

Evaluación muscular y arcos de movimiento

Tabla 18: Miembro Inferior Derecho (Sano).

ARTICULACIÓN	MOVIMIENTO	GRADOS ART	FUERZA MUSCULAR
Cadera	Flexión	110°	4
	Extensión	20	4
	Aducción	25	4
	Abducción	40	4
	Rotación interna	40	5
	Rotación externa	30	5
Rodilla	Flexión	120	4
	Extensión	180	5
Tobillo	Flexión plantar	45	5
	Extensión dorsal	20	5

Elaborado: Los Autores.

Tabla 19: Miembro Inferior Izquierdo (Afecto).

ARTICULACIÓN	MOVIMIENTO	GRADOS ART	FUERZA MUSCULAR
Cadera	Flexión	70	2
	Extensión	24	3
	Aducción	20	1
	Abducción	25	1
	Rotación interna	25	3
	Rotación externa	15	3
Rodilla	Flexión	Pasivo	3
	Extensión	Pasivo	3

Elaborado: Los Autores

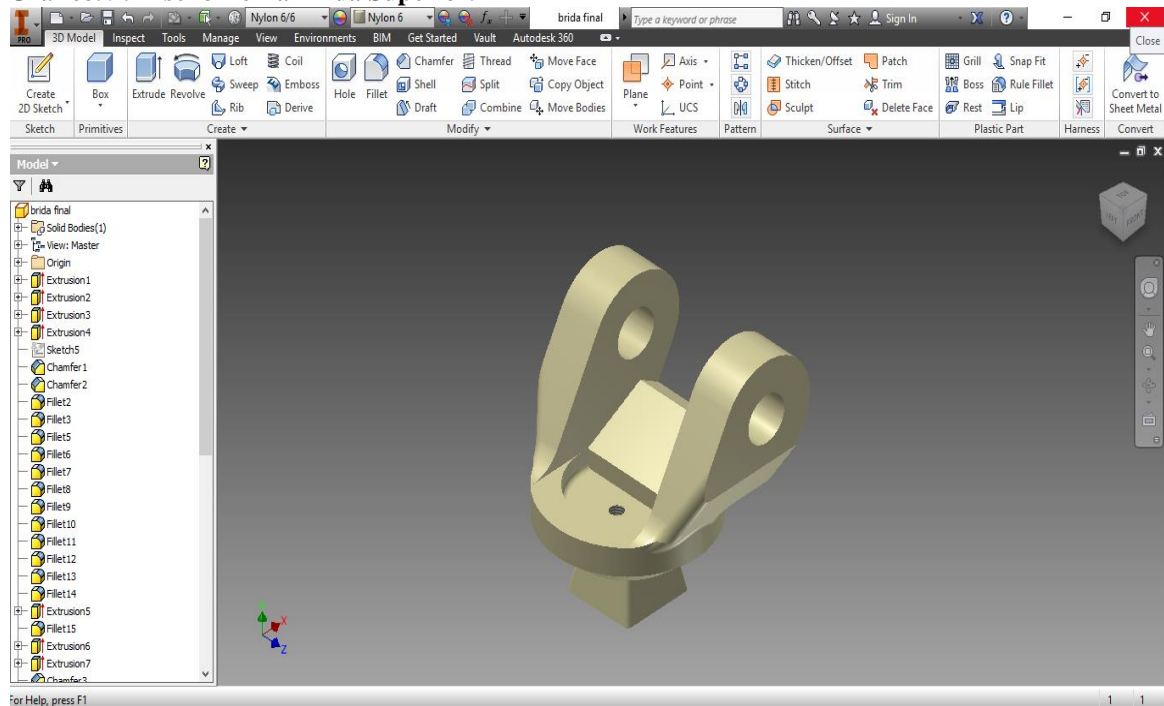
11.4. DISEÑO.

11.4.1. Rodilla.

11.4.1.1. Brida superior.

Consta de un cono cuadrado el cual sirve para desarticular y ajustar los ángulos de aducción y abducción en la prótesis que ayuda a dar mejor estabilidad y movilidad al paciente, además en el segmento de las horquillas existen un alojamiento para el eje tensor *figura 21* que conecta con el sistema de amortiguación, asimismo se complementa en la base de la brida con un alojamiento para montar un tope que fija el zócalo de freno o brazo de frenado con la brida superior.

Gráfico. 9: Diseño De La Brida Superior.

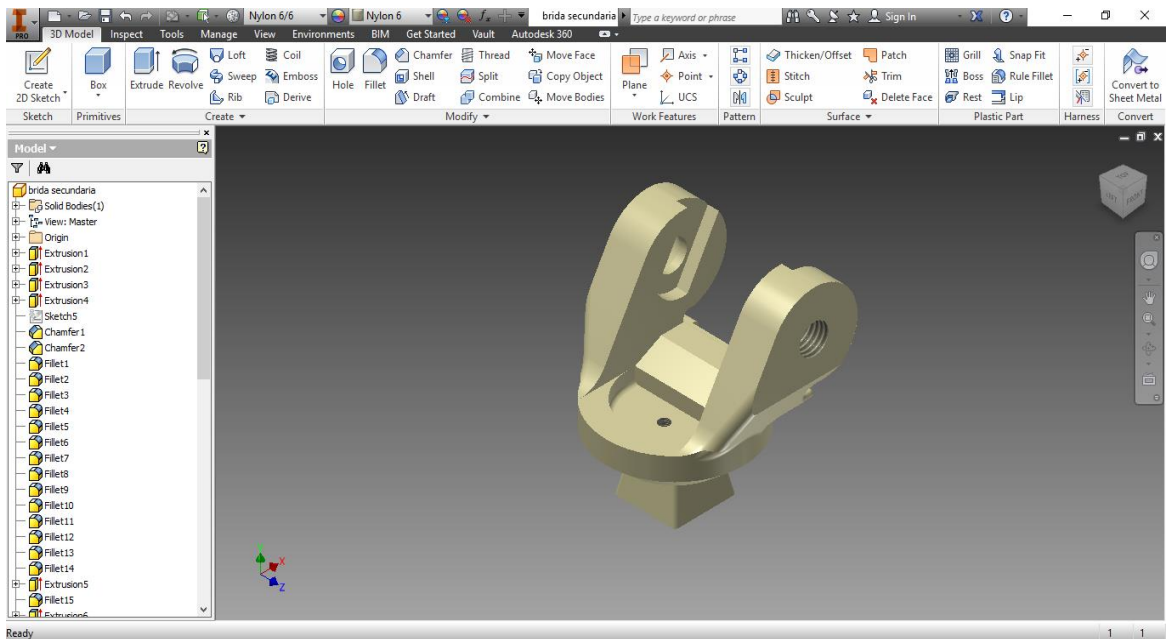


Elaborado: los Autores.

11.4.1.2. Brida inferior.

Como con la brida superior, la brida inferior consta en la sección de apoyo con un cono cuadrado de desarticulación de la rodilla y en el interior de las horquillas se hallan perforaciones con ranuras que evitan el movimiento del eje de frenado *figura 3*, además en su parte inferior contiene un alojamiento para un tope (*figura 4*) que evita que la rodilla se retraiga hacia adelante y mantiene un ángulo llano entre los ejes basculantes.

Gráfico. 10: Diseño De La Brida Inferior.



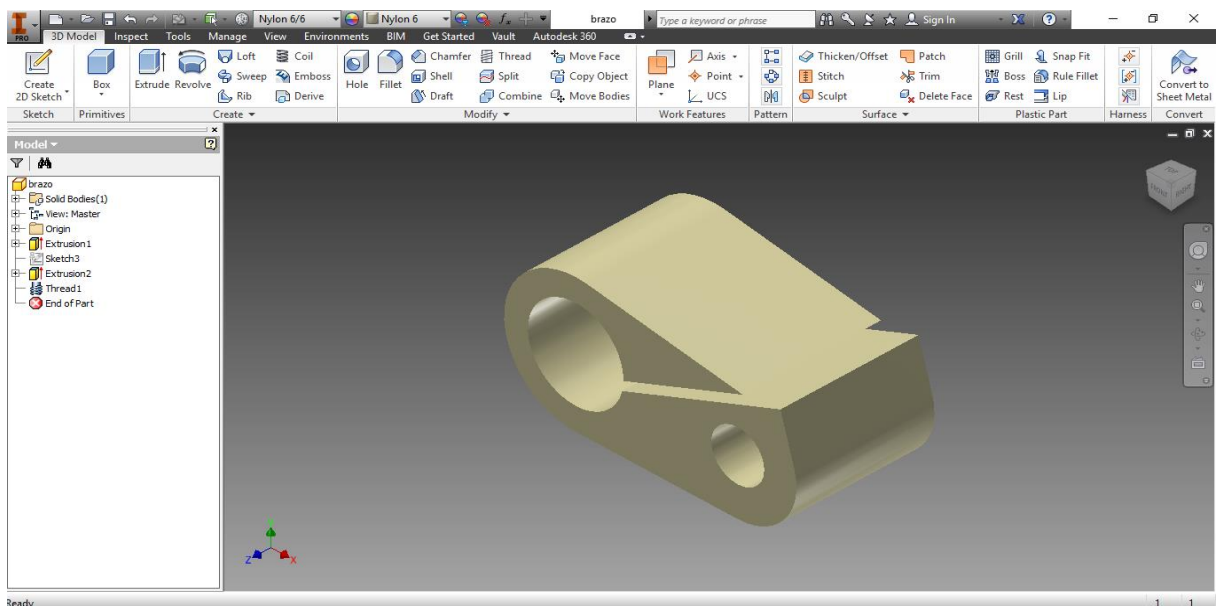
Elaborado: los Autores.

11.4.3. Brazo de frenado o zócalo.

Es un freno de carga lo que ayuda al apoyo del paciente a una mejor estabilidad, su mecanismo es simple, se trata de un eje cuadrado perforado de tal manera que en él un extremo el eje se conecta con la brida superior por medio del eje tensor y en el otro extremo se conecta con la brida inferior unidor por el eje de frenado.

En la parte donde se monta el eje de frenado se encuentra un corte q divide parcialmente el cuadro, esto hace que funcione como freno.

Gráfico. 11: Diseño Del Brazo De Freno.

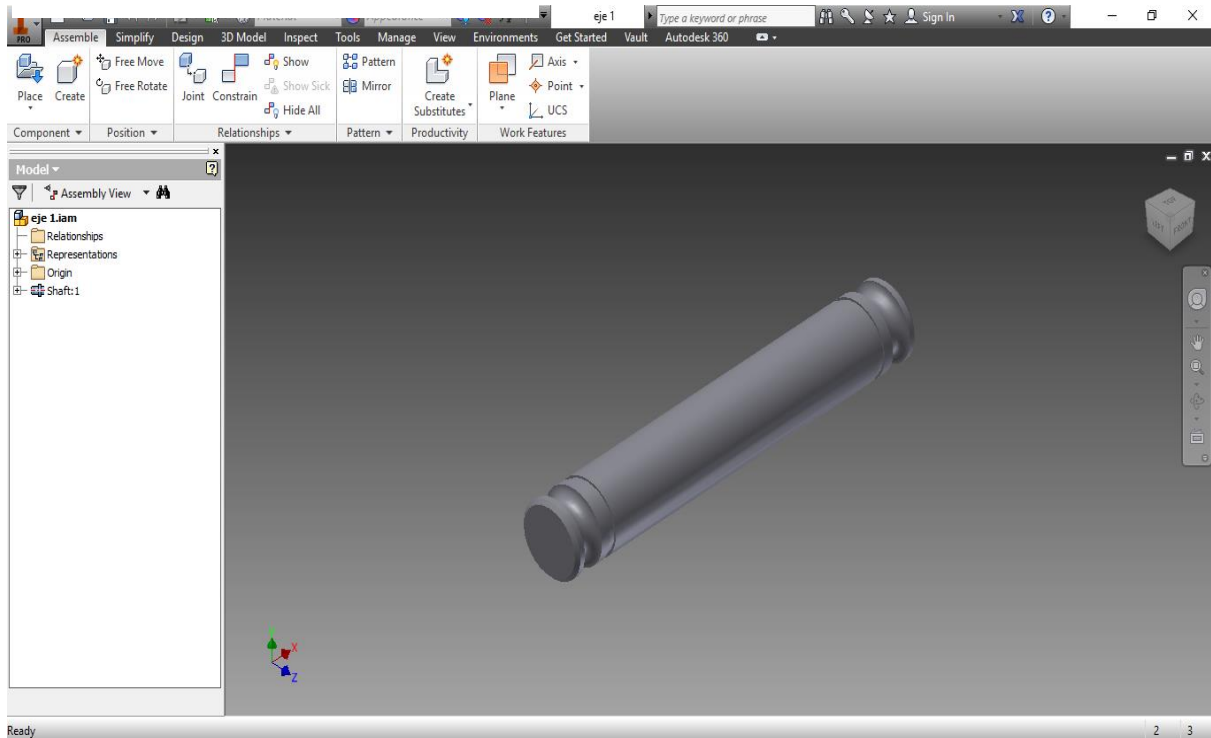


Elaborado: los Autores.

11.4.4.- Eje tensor.

Este eje conecta a la rodilla con el sistema de amortiguación mediante un cable tensor, además consta de una guía en cada extremo los que ayudan a la sujeción de los cables de tensión y seguros para evitar q se salga el eje.

Gráfico. 15: Diseño Del Eje Tensor.



Elaborado: los Autores.

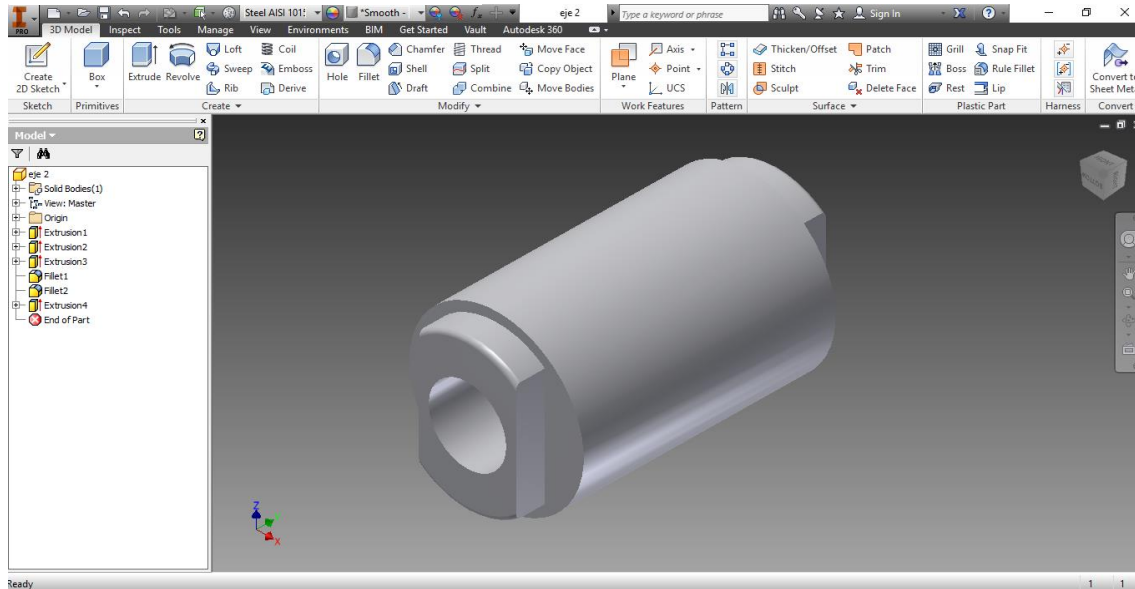
11.5.1.-Base de amortiguación.

En este elemento se aloja los muelles de amortiguación, y sirve de tensor de la brida y del muelle. Al momento que el cable tensor acciona este mecanismo es desplazado por la parte superior del pilar.

11.4.5.- Eje de frenado.

Es un eje fijo que se apoya sobre las guías de la brida 2 y sirve de transmisor de frenado, al momento que el zócalo se cierra debido al peso aplicado por el paciente a la sección de corte del cuadro.

Gráfico. 16: Diseño Del Eje De Frenado.

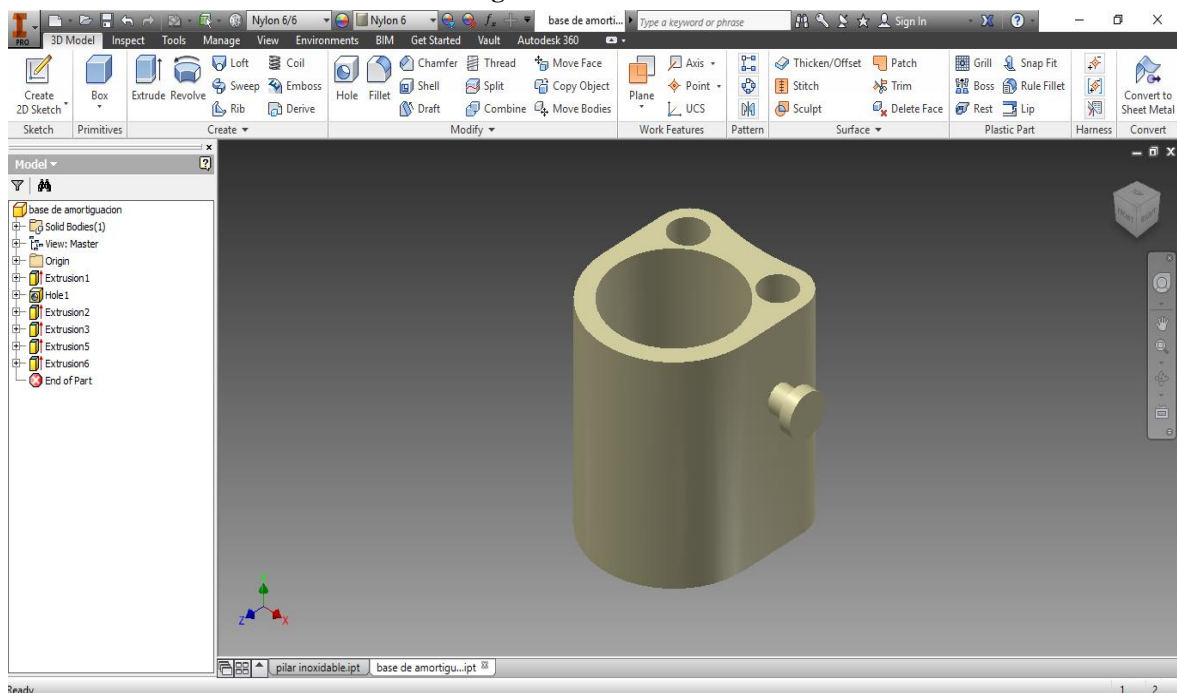


Elaborado: los Autores.

11.5. - DISEÑO DEL SISTEMA DE AMORTIGUACIÓN.

Este sistema está controlado por muelles los cuales están accionados por un cable tensor que conecta a la base de amortiguación y la brida superior. Su función es la de ubicar en la posición original los elementos que conforman el pilar y el pie y que tengan un balanceo apropiado al caminar.

Gráfico. 17: Diseño De La Base De Amortiguación.



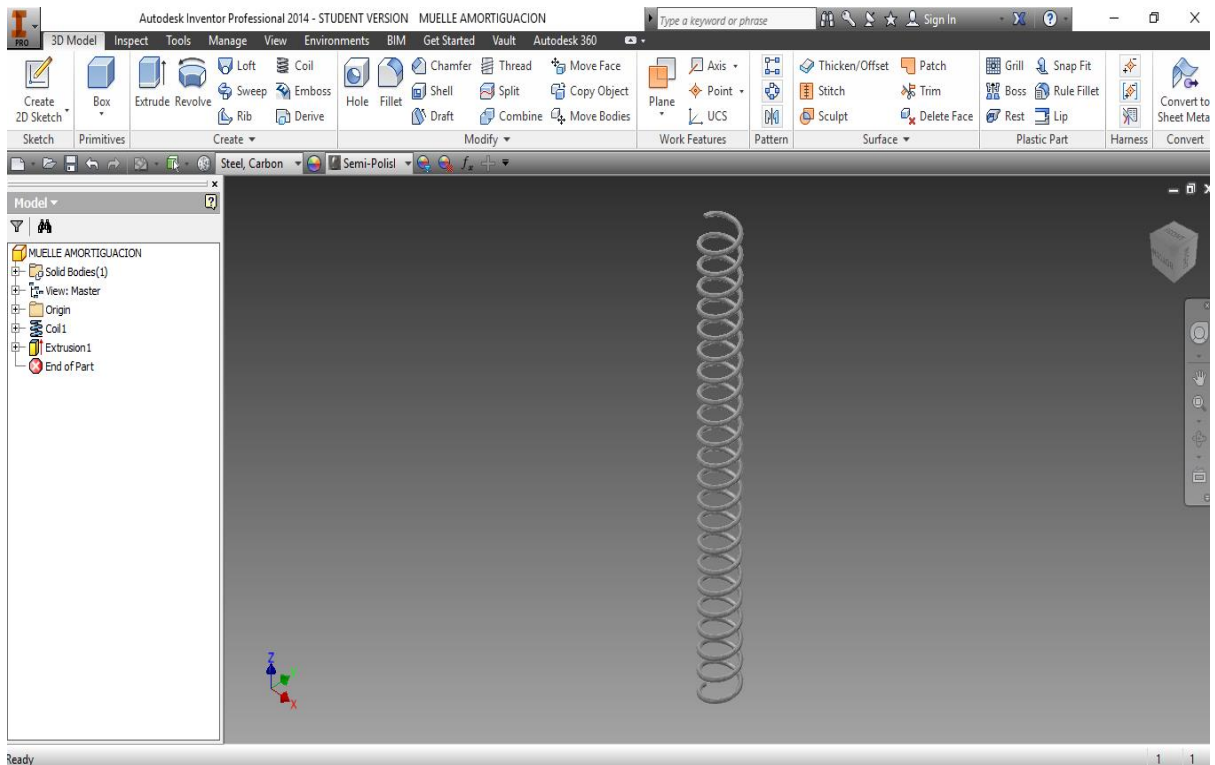
Elaborado: Los Autores.

11.5.2.-Muelles.

Los muelles son elementos de amortiguación capaz de almacenar energía y desprenderse de ella sin sufrir deformación permanente cuando cesan las fuerzas o la tensión a las que es sometido.

Es un componente indispensable del sistema de amortiguación de la prótesis y se los ubica dentro de la caja de amortiguación, sostenido por dos ejes guías los cuales están fijados a la regulación de amortiguación.

Gráfico. 18: Diseño De Muelles.



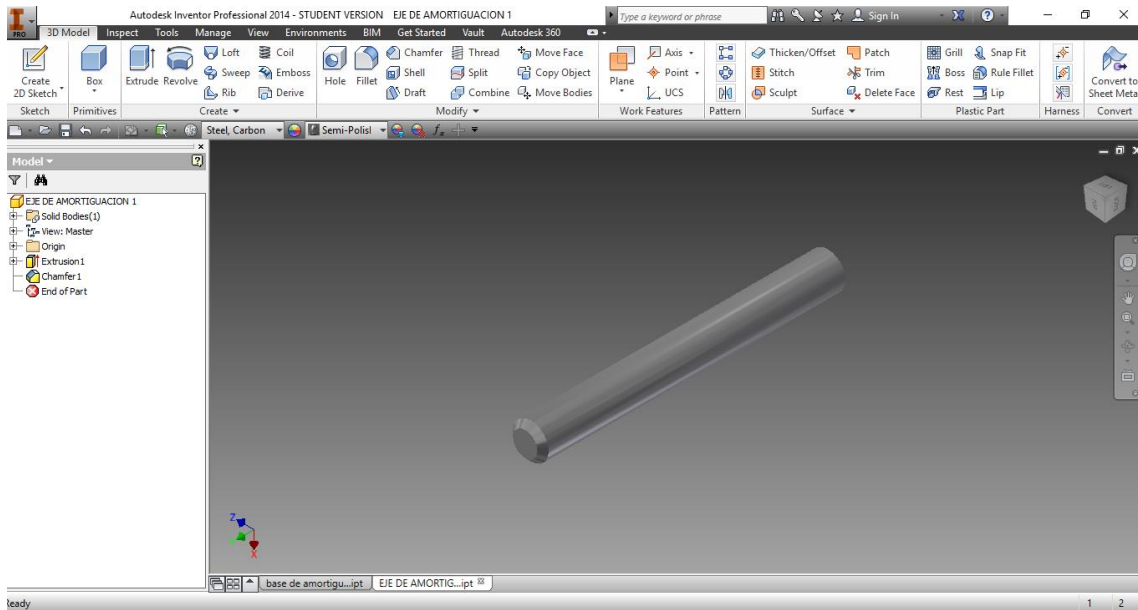
Elaborado: Los Autores.

11.5.3.-Ejes guía.

Son 2 ejes de acero 1018 con un diámetro $\frac{1}{4}$ de pulgada por 55 cm de largo que se encuentran fijados a la regulación de amortiguación sirviendo de guía a los muelles tensores.

No están sometidos a ninguna fuerza axial, rotatoria o de compresión que puedan afectar al funcionamiento de los mismos.

Gráfico. 19: Diseño Del Eje Guía.

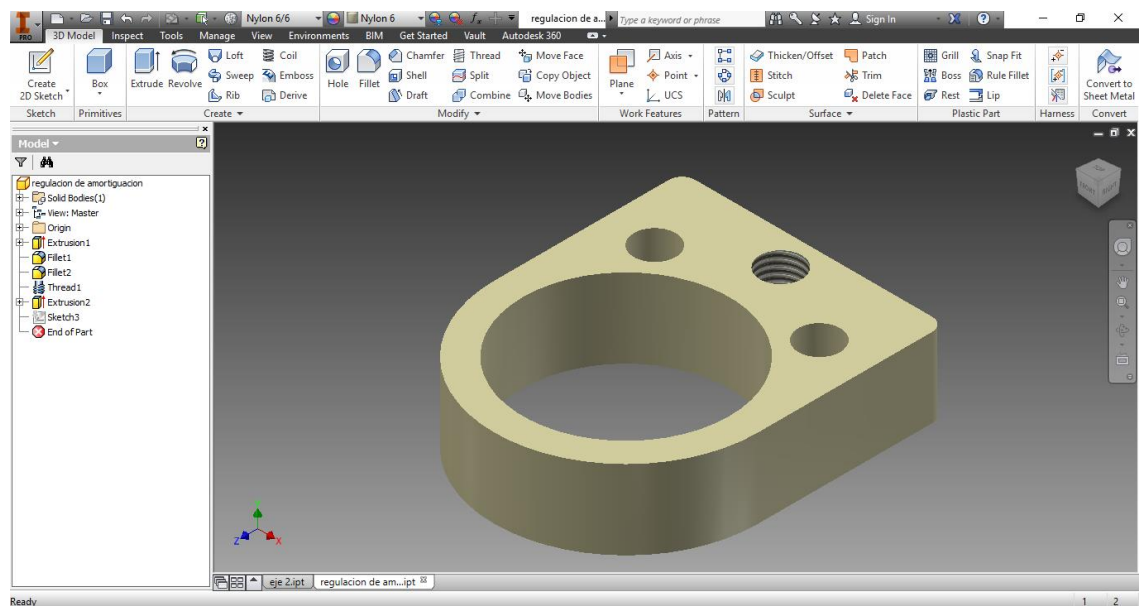


Elaborado: Los Autores.

11.5.4.-Regulación de amortiguación.

Este elemento ayuda a regular la tensión de los muelles con relación al tipo de marcha del paciente o por el desgaste que sufren los muelles con el uso

Gráfico. 22: Diseño De La Regulación De La Amortiguación.



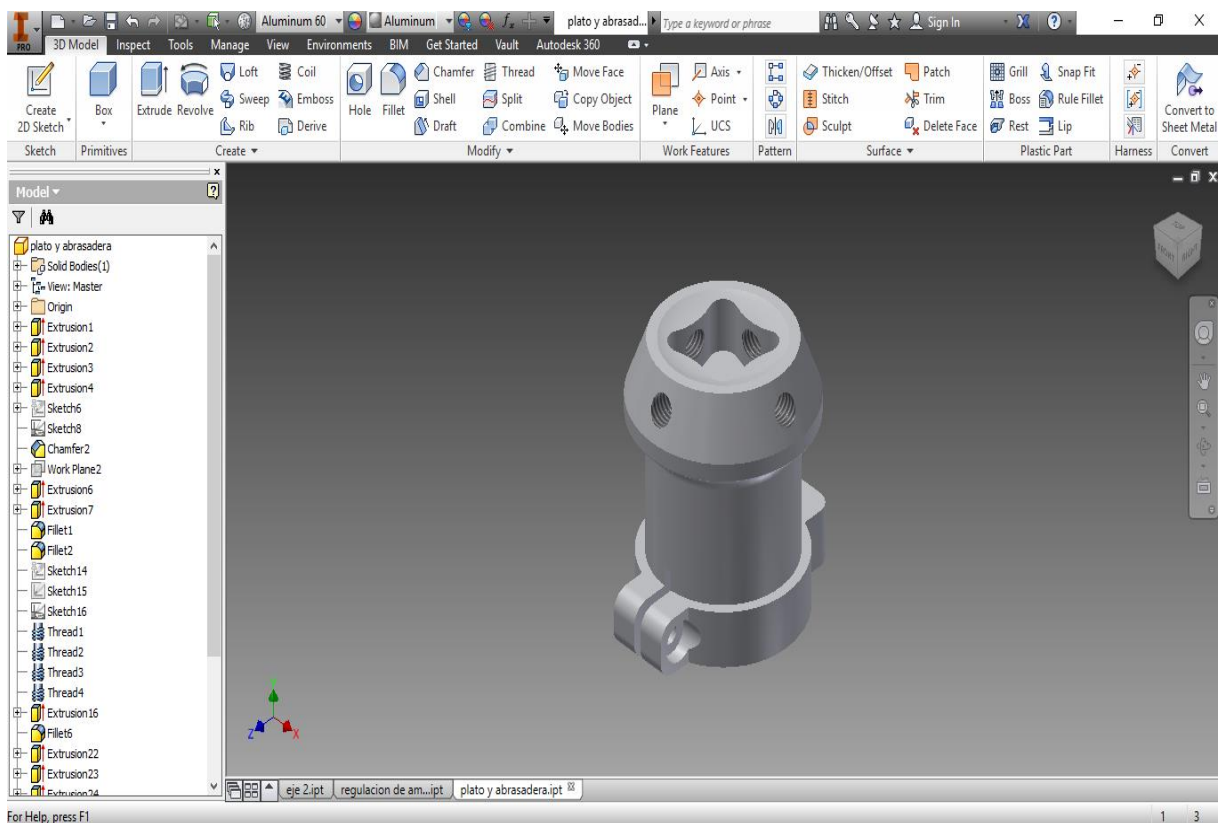
Elaborado: los Autores.

11.6.-SISTEMA TIBIAL.

11.6.1.-Acople brida pilar.

Permite el encaje de la rodilla y el pilar. Principalmente se usa para la desarticulación de la rodilla en relación a los distintos ángulos ya sea de aducción y abducción del paciente ayudando a centrar la prótesis.

Gráfico. 25: Diseño Del Acople De La Brida Pilar.



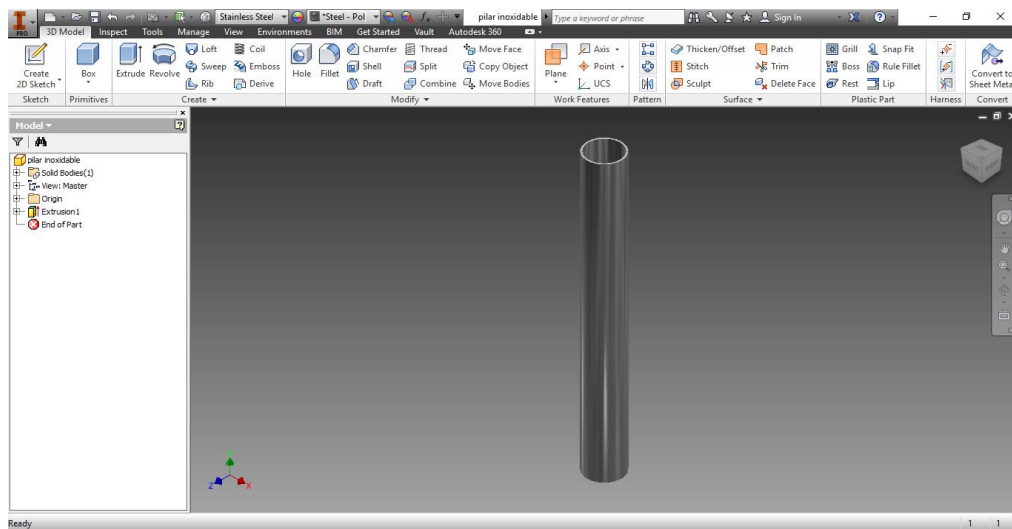
Elaborado: los Autores.

11.6.2.-Pilar.

El pilar es el medio de transmisión de movimiento entre la rodilla y la planta del pie. Por ser uno de los elementos más largos de la prótesis tiene que ser resistente y de material antioxidante.

El pilar además es un elemento regulador de altura por lo que debe de ser de la medida del paciente.

Gráfico. 28: Diseño Del Pilar.



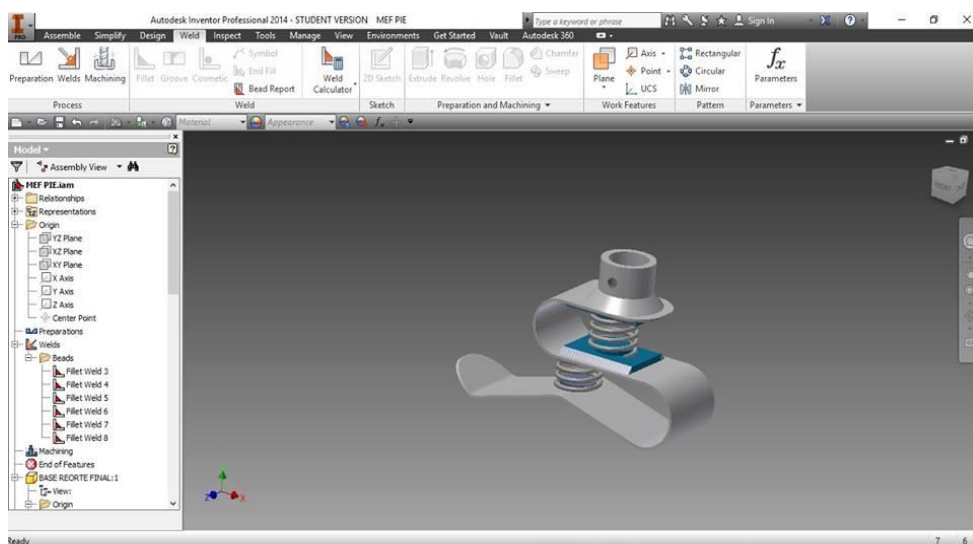
Elaborado: los Autores.

11.6.2.-Pie.

Este elemento está compuesto principalmente de lámina de hierro y su forma es la de tipo ‘‘S’’ principalmente diseñado para una mejor amortiguación de la prótesis en terrenos irregulares.

El pie no es un elemento rígido por lo que puede ser flexionado hacia la parte de adelante y a sus postrados según el peso y requiera el paciente.

Gráfico. 29: Modelado De Pie.



Elaborado: los Autores.

12. ANALISIS Y DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS.

Los resultados que se obtuvieron en el siguiente apartado sirven para comparar la resistencia de cada uno de los elementos modelados.

12.7.- SIMULACIÓN DE LA BRIDAS SUPERIOR.

Este elemento está fabricado en nilón 6/6 un polímero muy resistente y de propiedades auto sebantes si es encuentran friccionados con otros elementos.

Autodesk Inventor tiene una amplia lista de materiales en su base de datos lo que facilita el diseño y simulación de piezas haciendo más fácil la obtención de resultados, necesario completar parámetros de resistencia, flexión, cizallamiento y factor de seguridad.

Se toma en consideración que la brida primaria y secundaria son componentes similares por lo que tienen la misma resistencia, además que los diseños son prácticamente los mismos, sin tomar en cuenta las ranuras de fijación del eje de frenado.

El ajuste de la escala de visualización de la brida superior se encuentra sobredimensionada para que se pueda apreciar la deformación de la misma al peso aplicado de 60 Kg o 588 N.

12.8.-ECUACIÓN DE COMPRESIÓN.

La siguiente ecuación muestra el nivel de compresión en la brida con respecto a la resistencia que muestra el material aplicando un peso de 60 kg.

12.8.1.-Cálculo de fuerzas.

Ecuación 1: Fuerza.

$$F = \frac{kg \cdot m}{s^2} = \frac{60kg \cdot 9,8m}{s^2} = 588 N$$

El área de la brida se obtuvo del software de simulación “inventor” la que tiene un grado de error del 0% en el diseño.

$$A = 8941,26 \text{ mm}^2$$

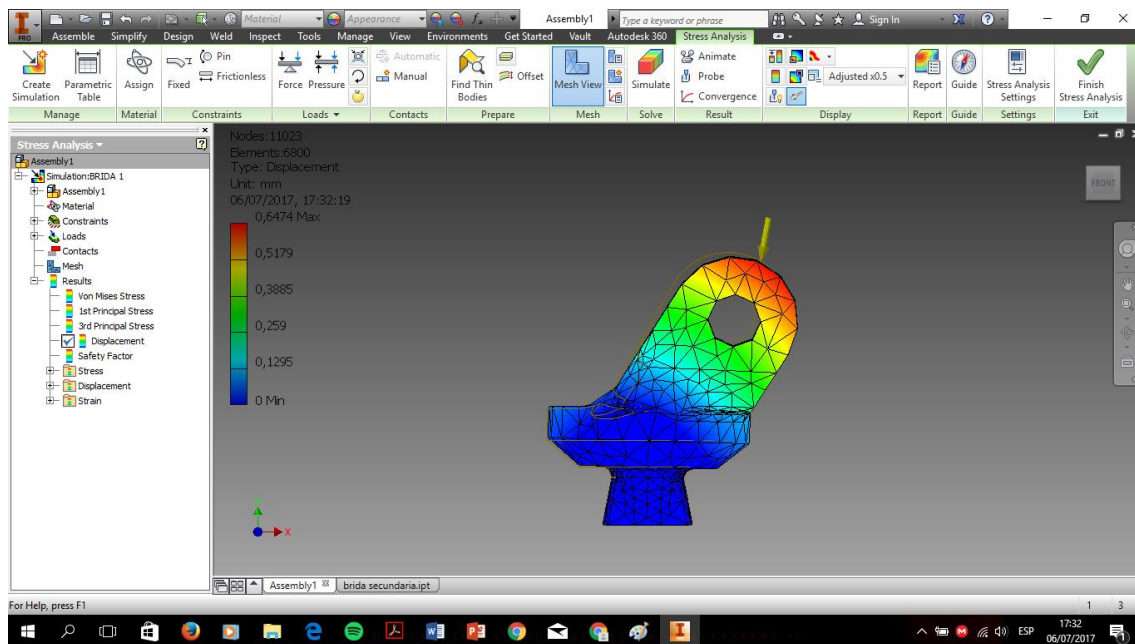
Presión.

Ecuación 2: Presión.

$$MPa = \frac{588 N}{8941,26 \text{ mm}^2} = 0,0657625 N/mm^2$$

De acuerdo con el módulo de elasticidad del nylon 6/6 que es de $2,85 N/mm^2$ aplicando un peso de 60 Kg la deformación es mínima.

Gráfico. 30: Simulación De La Brida Inferior.



Elaborado: los Autores.

12.9.- RESISTENCIA A LA RUPTURA.

Mediante el módulo de ruptura podemos analizar el punto de quiebre en la brida.

La resistencia a la ruptura del nylon 6/6 es de 650 Kg/cm^2

Mediante el análisis físico se muestra:

12.9.1.-Área.

Ecuación 3: Área.

$$A = \frac{8941,26 \text{ mm}^2 \cdot 1 \text{ cm}^2}{100 \text{ cm}^2} = 89,4126 \text{ cm}^2$$

12.9.2. Esfuerzo.

Ecuación 4: Esfuerzo.

$$\sigma = \frac{60 \text{ Kg}}{89,4126 \text{ cm}^2} = 0,6710 \text{ Kg/cm}^2$$

12.10.-COEFICIENTE DE SEGURIDAD.

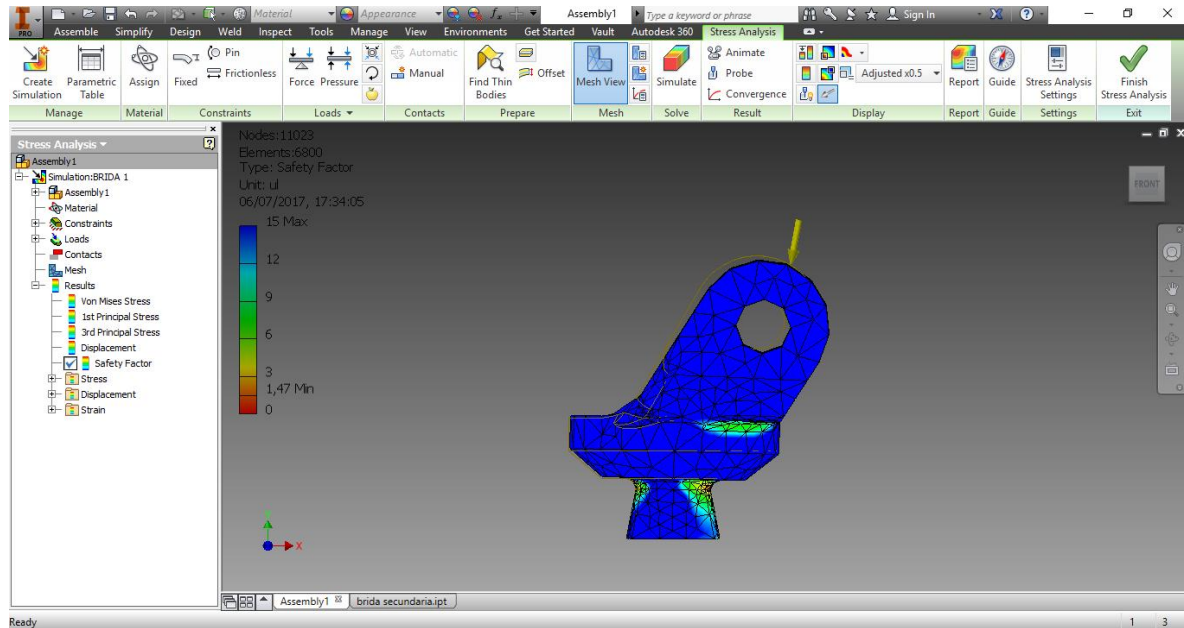
El coeficiente de seguridad es un relación entre la carga última sobre la carga de trabajo. El factor de seguridad debe de estar siempre arriba de 1 para que la estructura sea confiable.

Ecuación 5: Factor De Seguridad.

$$F_s = \frac{F_u}{F_a}$$

$$F_s = \frac{2,0666}{0,6710} = 3,07$$

Gráfico. 31: Simulación De La Brida Inferior.



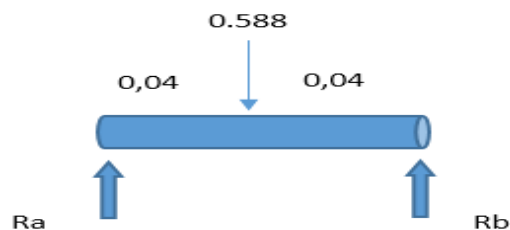
Elaborado: los Autores

12.11.- SIMULACIÓN DEL EJE TENSOR.

Se calcula la fuerza con respecto a un punto.

12.11.1.-Momentos.

Gráfico 18. Momentos En El Eje.



Ecuación 6: Momentos.

$$\sum M_a = 0$$

$$\sum M_a = 0.588\text{KN} (0,04\text{m}) - R_b \cdot (0,08\text{m})$$

Ecuación 7: Momentos.

$$R_b = \frac{0.588 \text{ KN} \cdot (0.04\text{m})}{0.08}$$

$$R_b = 0.04704 \text{ KN}$$

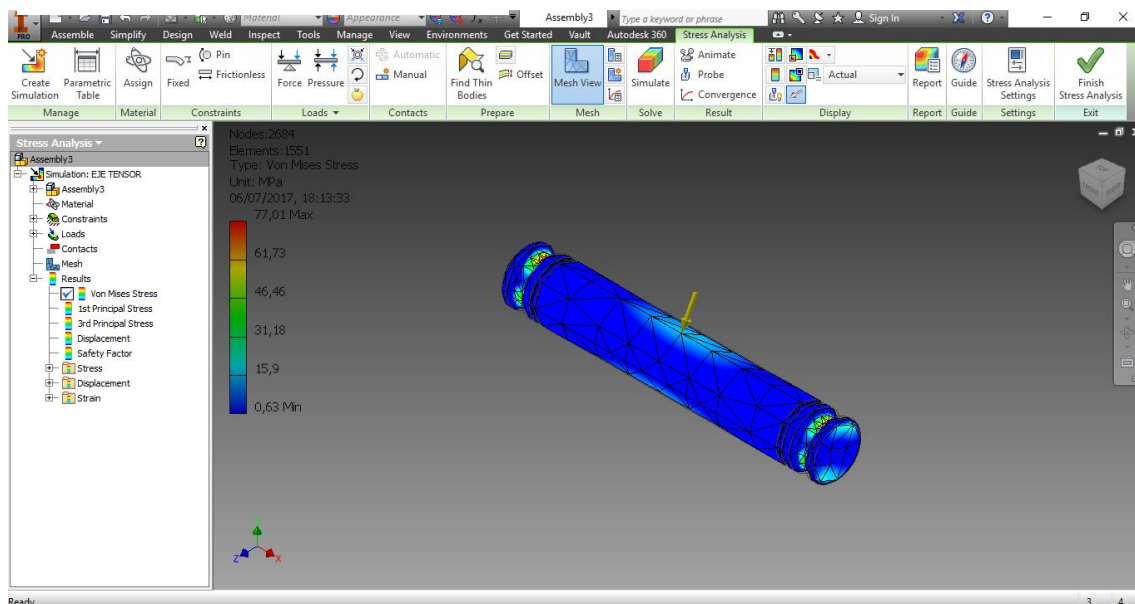
$$R_b = 47.04 \text{ N}$$

12.11.2.-Área.**Ecuación 8: Área.**

$$A = 2106,824 \text{ mm}^2$$

12.11.3.-Presión.**Ecuación 9: Presión.**

$$p = \frac{588 \text{ N}}{2106,824 \text{ mm}^2} = 0,27 \text{ N/mm}^2 (\text{MPa})$$

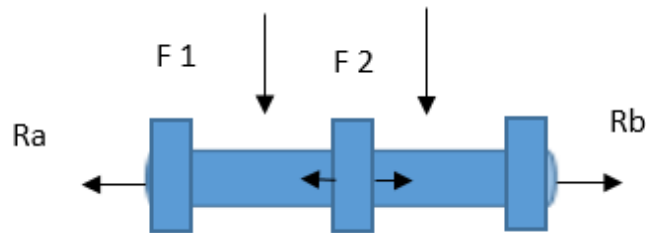
Gráfico. 32: Simulación Del Eje Tensor.

Elaborado: Los Autores.

12.12.- FUERZA AXIAL.

Las fuerzas axiales aplicas al prototipo se rigen al siguiente gráfico.

Figura 20. Fuerzas Aplicadas A La Viga.



Elaborado: Por Los Autores.

Ecuación 10: Fuerzas Aplicadas A La Viga.

$$R_a = R_b$$

$$F_1 = F_2$$

$$\sum F_a = 0$$

$$R_a - F_1 + F_2 - R_b$$

$$R_a - R_b = 0$$

No existe una fuerza axial en el eje tensor por no existe fuerzas que lo ale a ninguno de sus lados.

12.12.1.- Carga radial estática.

Ecuación 11: Cargas Radiales.

$$C_r = \frac{P}{E_i} = \frac{44,8lb}{3} = 14,93 \text{ lb}$$

Esta es la carga que soporta el eje tensor en sus tres principales puntos de apoyo.

12.12.2.- Área.

Ecuación 12: Área.

$$A = \frac{2106,824 \text{ mm}^2 \cdot 1 \text{ cm}^2}{1000 \text{ cm}^2} = 2,10 \text{ cm}^2$$

12.12.3.-Esfuerzo.

Ecuación 13: Fuerza.

$$\sigma = \frac{60 \text{ Kg}}{2,10 \text{ cm}^2} = 28,57 \text{ kg/cm}^2$$

12.13.- COEFICIENTE DE SEGURIDAD.

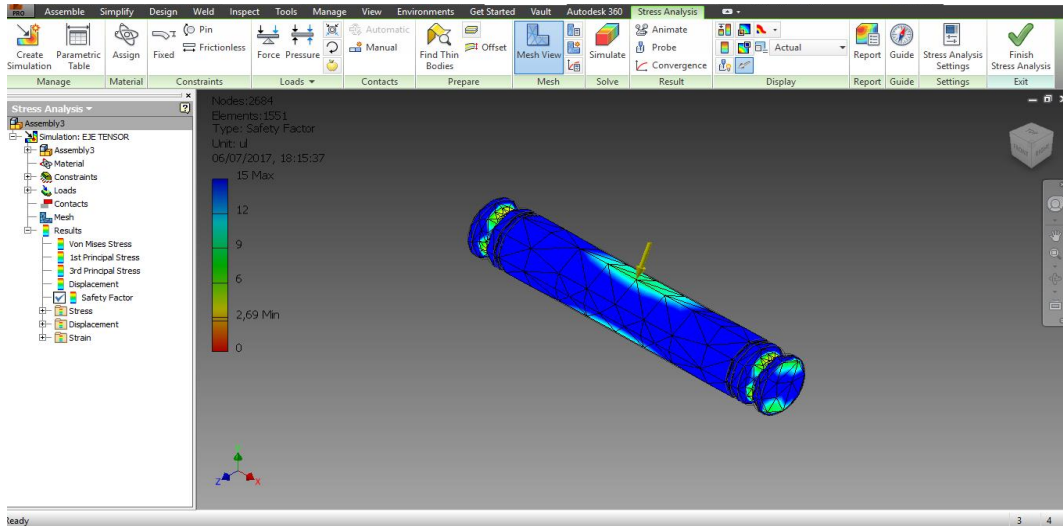
El coeficiente de seguridad es un relación entre la carga última sobre la carga de trabajo. El factor de seguridad debe de estar siempre arriba de 1 para que la estructura sea confiable.

Ecuación 14: Coeficiente De Seguridad.

$$F_s = \frac{F_u}{F_a}$$

$$F_s = \frac{289,3}{28,57} = 10,12$$

Gráfico. 33: Simulación Del Eje Tensor En Coeficiente De Seguridad.



Elaborado: Los Autores.

12.14.1.- Área.

Ecuación 15: Área.

$$A = 2952,615 \text{ mm}^2$$

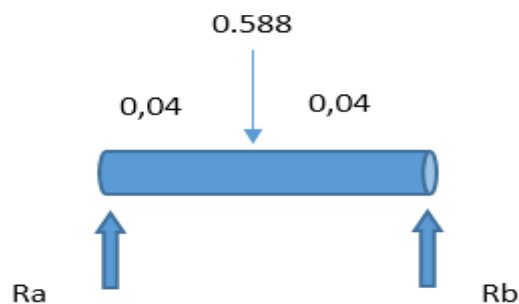
12.14.2. Presión.

Ecuación 16: Presión.

$$p = \frac{588 \text{ N}}{2952,615 \text{ mm}^2} = 0,199 \text{ N/mm}^2 (\text{MPa})$$

12.14.3.-Momentos.

Gráfico. 34: Momentos En Eje De Frenado.



Elaborado: Los Autores.

Ecuación 17: Momentos.

$$\Sigma Ma = 0$$

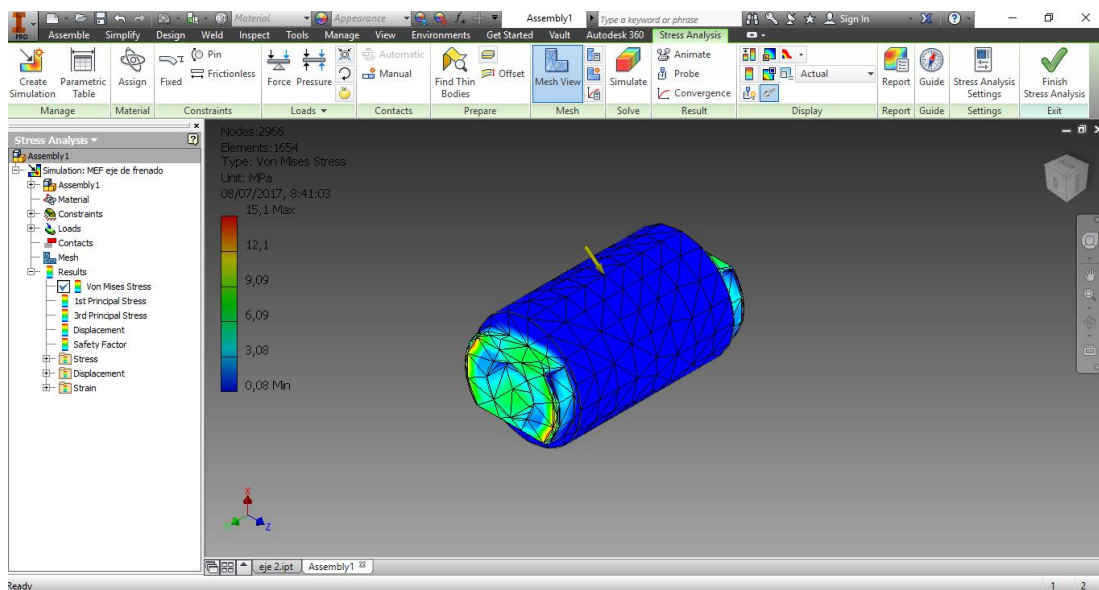
$$\Sigma Ma = 0.588 \text{ KN} (0,04\text{m}) - R_b \cdot (0,08\text{m})$$

Ecuación 18: Momentos En El Seguro.

$$R_b = \frac{0.588 \text{ KN} \cdot (0.04\text{m})}{0.08}$$

$$R_b = 0.04704 \text{ KN}$$

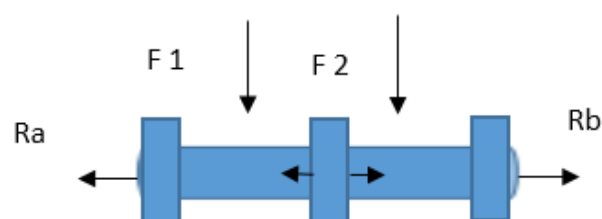
$$R_b = 47.04 \text{ N}$$

Gráfico. 35: Simulación De Eje De Frenado.

Elaborado: Los Autores.

12.15.- FUERZA AXIAL.

Las fuerzas axiales aplicas al prototipo se rigen al siguiente gráfico.

Gráfico. 36: Fuerzas Aplicadas A La Viga.

Elaborado: Los Autores.

Ecuación 19: Fuerzas Aplicadas En La Viga.

$$R_a = R_b$$

$$F_1 = F_2$$

$$\sum F_a = 0$$

$$R_a - F_1 + F_2 - R_b$$

$$R_a - R_b = 0$$

No existe una fuerza axial en el eje tensor por no existe fuerzas que lo ale a ninguno de sus lados

12.15.1.-Carga radial estática.**Ecuación 20: Cargas Radiales.**

$$Cr = \frac{P}{Ei} = \frac{44,8lb}{3} = 14.93 \text{ lb}$$

Esta es la carga que soporta el eje tensor en sus tres principales puntos de apoyo.

Ecuación 21: Cargas Radiales Estáticas.

$$A = \frac{2952,615 \text{ mm}^2 \cdot 1 \text{ cm}^2}{1000 \text{ cm}^2} = 2.95 \text{ cm}^2$$

12.15.2.-Esfuerzo.**Ecuación 22: Esfuerzos.**

$$\sigma = \frac{60 \text{ Kg}}{2.95 \text{ cm}^2} = 20,33 \text{ Kg/cm}^2$$

12.15.3.-Coeficiente de seguridad.

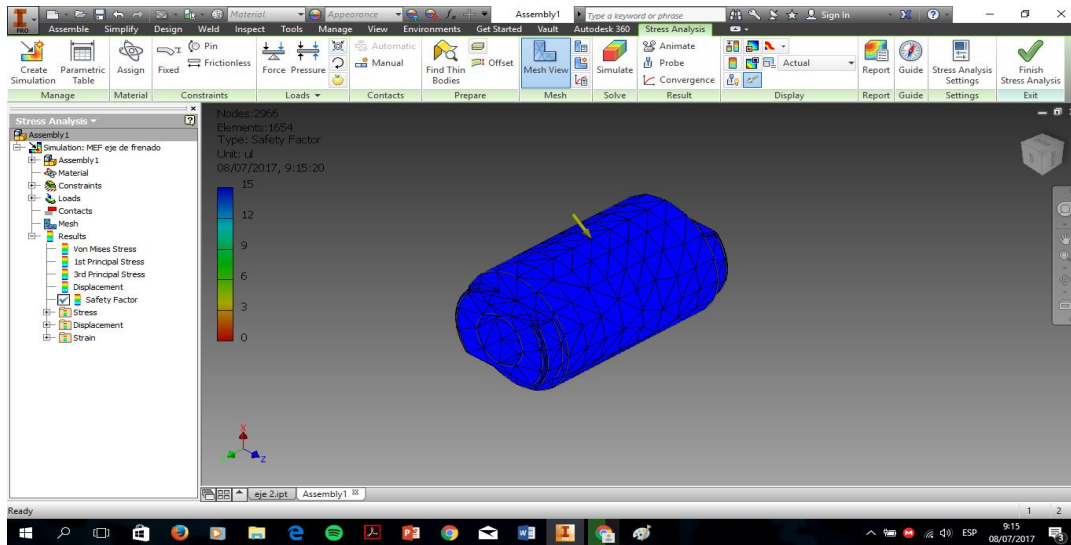
El coeficiente de seguridad es un relación entre la carga última sobre la carga de trabajo. El factor de seguridad debe de estar siempre arriba de 1 para que la estructura sea confiable.

Ecuación 23: Coeficiente De Seguridad.

$$F_s = \frac{F_u}{F_a}$$

$$F_s = \frac{289,3}{20,33} = 14,23$$

Gráfico. 37: Simulación Del Eje De Frenado Del Coeficiente De Seguridad.



Elaborado: Los Autores.

12.16.- ACOPLE BRIDA PILAR.

En el acople brida pilar la carga que va a soportar este elemento, se reparte en los 4 tornillos que se encuentran distribuido en cada lado del acople.

Por esta razón el análisis de elementos finitos MEF se la hizo en función de cada los 4 pernos.

12.16.1.- Ecuación de compresión.

La siguiente ecuación muestra el nivel de compresión del acople brida pilar con respecto a la resistencia que muestra el material aplicando un peso de 60 kg.

12.16.2.- Calculo de fuerzas.

Ecuación 24: Fuerzas.

$$F = \frac{kg \cdot m}{s^2} = \frac{60kg \cdot 9,8m}{s^2} = 588 N$$

El área del acople brida pilar se obtuvo del software de simulación ‘‘inventor’’ la que tiene un grado de error del 0% conforme el diseño.

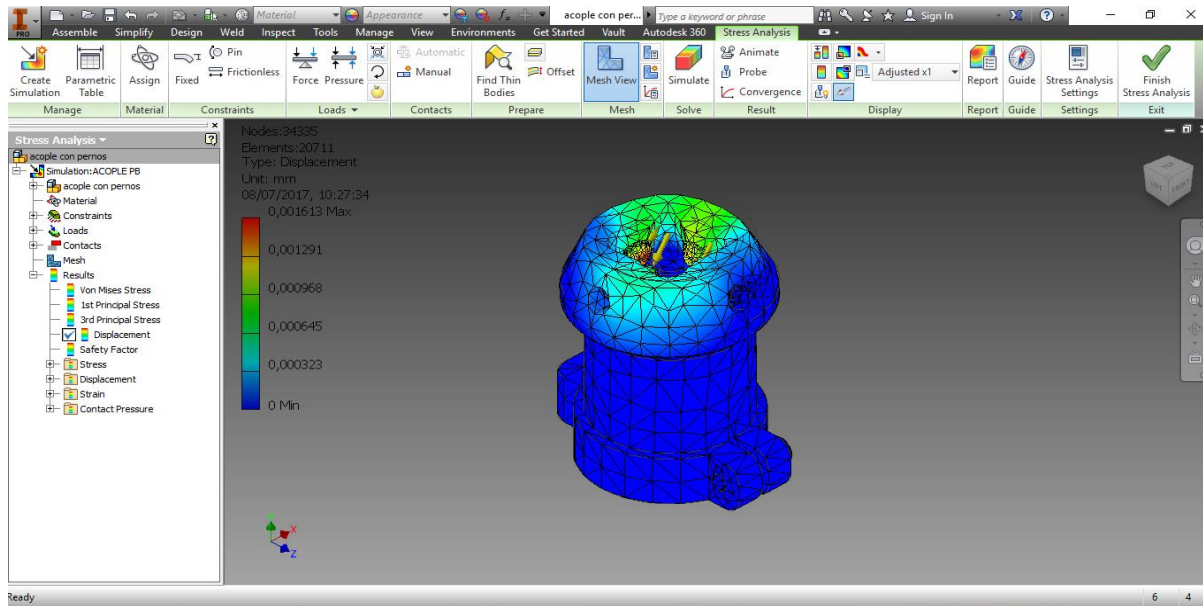
$$A = 16656,145 \text{ mm}^2$$

12.16.3.- Presión.

Ecuación 25: Presión.

$$\text{MPa} = \frac{588 N}{16656,145 \text{ mm}^2} = 0,035 N/\text{mm}^2$$

Gráfico. 38: Simulación Del Acople De La Brida Pilar.



Elaborado: Los Autores.

12.17.- RESISTENCIA A LA RUPTURA.

Mediante el módulo de ruptura podemos analizar el punto de quiebre en el acople brida pilar.

Mediante el análisis físico se muestra:

Ecuación 26: Resistencia.

$$A = \frac{16656,145 \text{ mm}^2 \cdot 1 \text{ cm}^2}{1000 \text{ cm}^2} = 16,65 \text{ cm}^2$$

12.17.1. Esfuerzo.

Ecuación 27: Fuerzas.

$$\sigma = \frac{60 \text{ Kg}}{16,65 \text{ cm}^2} = 3,60 \text{ kg/cm}^2$$

12.18.-COEFICIENTE DE SEGURIDAD.

El coeficiente de seguridad es un relación entre la carga última sobre la carga de trabajo. El factor de seguridad debe de estar siempre arriba de 1 para que la estructura sea confiable.

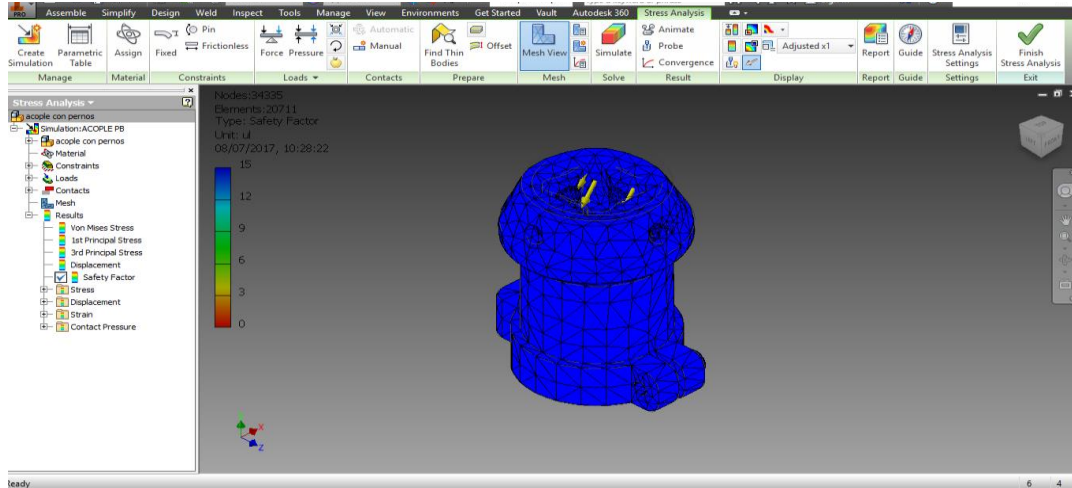
Ecuación 28: Coeficiente.

$$F_s = \frac{F_u}{F_a}$$

$$F_s = \frac{9,99}{3,60} = 2,775$$

El resultado del factor de seguridad cumple ampliamente según el criterio planteado.

Gráfico. 39: Simulación Del Acople De La Brida Pilar Según El Coeficiente De Seguridad.



Elaborado: Por Los Autores.

12.19.-PILAR.

12.19.1.-Calculo de fuerzas.

Ecuación 29: Fuerzas.

$$F = \frac{kg \cdot m}{s^2} = \frac{60kg \cdot 9,8m}{s^2} = 588 N$$

$$F = P$$

El área del acople brida pilar se obtuvo del software de simulación ‘‘inventor’’ la que tiene un grado de error del 0% conforme el diseño.

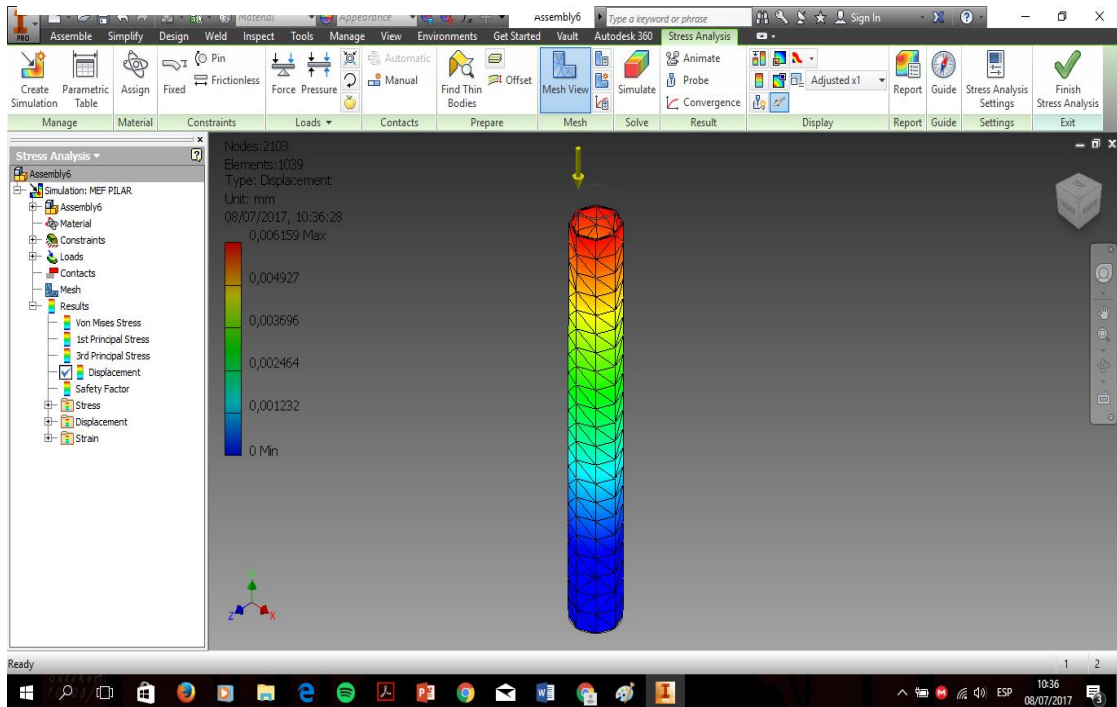
$$A = 49154,258 \text{ mm}^2$$

12.19.2.-Presión.

Ecuación 30: Presión.

$$\text{MPa} = \frac{588 N}{49154,258 \text{ mm}^2} = 0,01196 \text{ N/mm}^2$$

Gráfico. 41: Simulación Del Pilar.



Elaborado: Por Autores.

12.20.-RESISTENCIA A LA RUPTURA.

Mediante el módulo de ruptura podemos analizar el punto de quiebre del pilar.

Mediante el análisis físico se muestra:

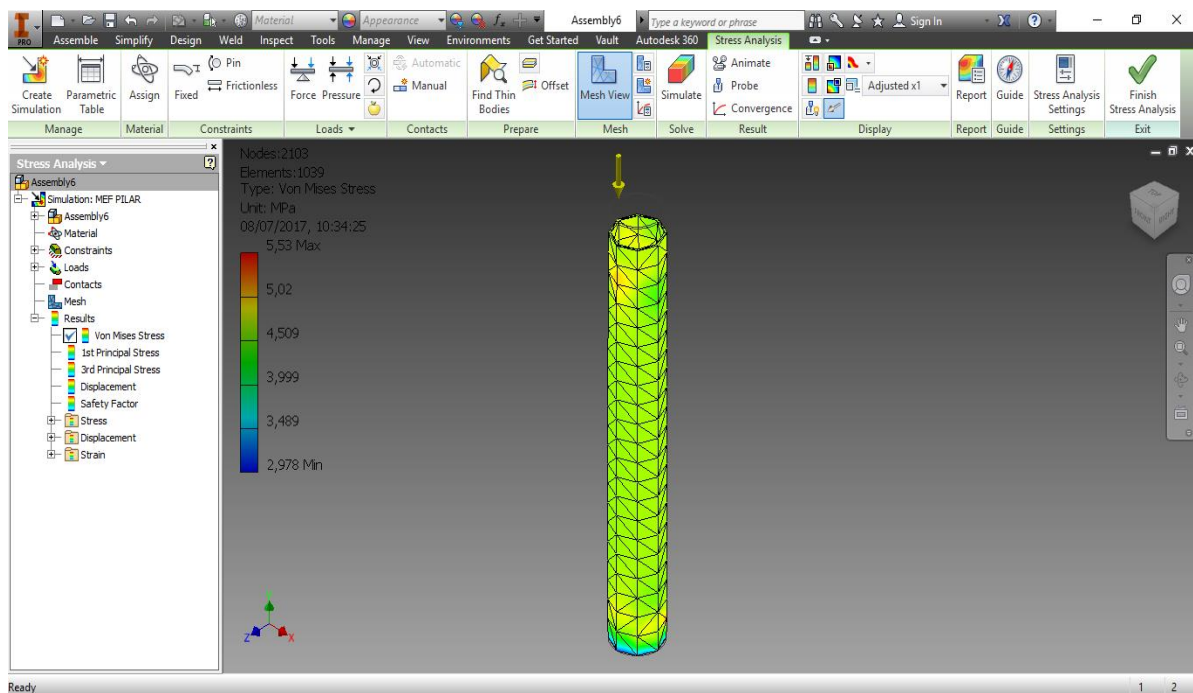
Ecuación 31: Rupturas.

$$A = \frac{49154,258 \text{ mm}^2 \cdot 1 \text{ cm}^2}{1000 \text{ cm}^2} = 49,15 \text{ cm}^2$$

12.20.1.-Esfuerzo.

Ecuación 32: Esfuerzos.

$$\sigma = \frac{60 \text{ Kg}}{49,15 \text{ cm}^2} = 1,22 \text{ kg/cm}^2$$

Grafico 28: Esfuerzo.

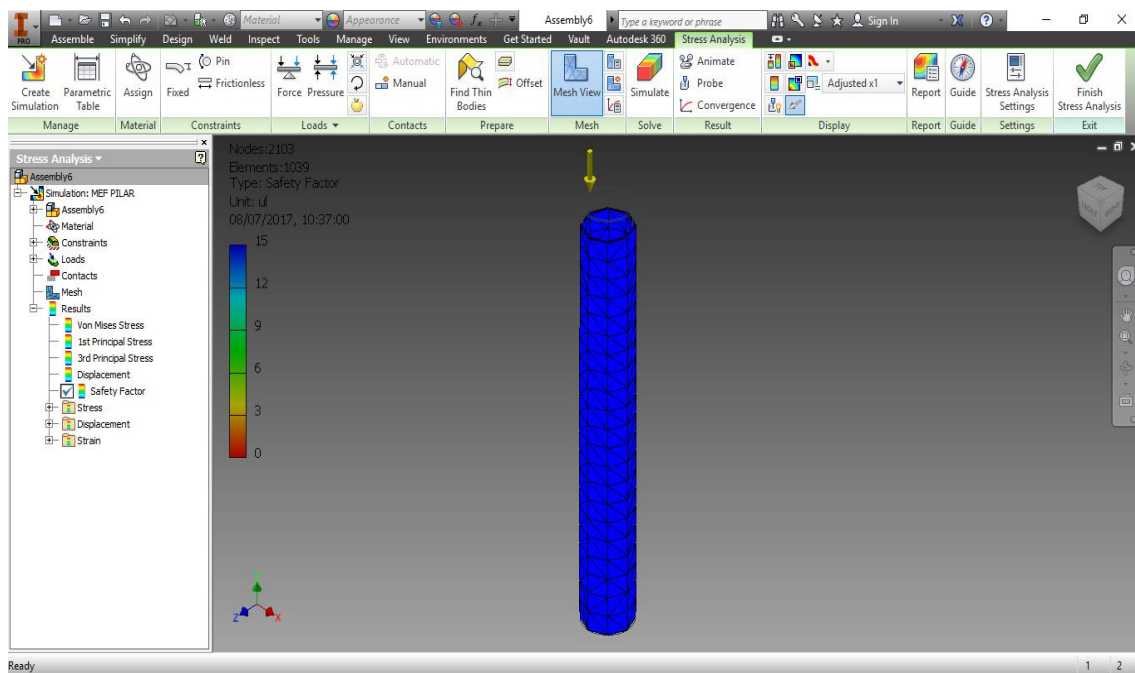
Elaborado: Los Autores

12.20.2.-Coeficiente de seguridad.

El coeficiente de seguridad es una relación entre la carga última sobre la carga de trabajo. El factor de seguridad debe estar siempre arriba de 1 para que la estructura sea confiable.

El resultado del factor de seguridad cumple ampliamente según el criterio planteado.

Gráfico. 42: Simulación Del Pilar En Coeficiente De Seguridad.



Elaborado: Los Autores.

Ecuación 33: Coeficiente.

$$F_s = \frac{Fu}{Fa}$$

$$F_s = \frac{2,970}{1,22} = 2,43$$

12.21.- SISTEMA DE AMORTIGUACIÓN.

En el sistema de amortiguación los elementos críticos que van a sufrir deformación son los resorte y parte de la base de amortiguación, siendo más específico los dos pines de fijación a los cables de tensión.

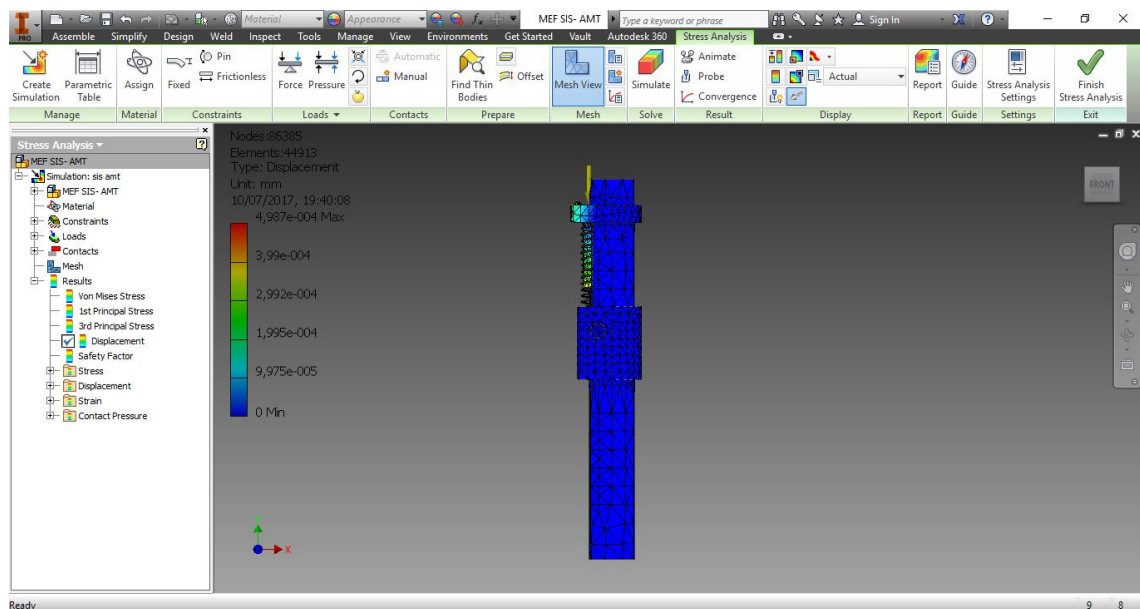
12.21.1.-Energía potencial elástica.**Ecuación 34: Energía Potencial.**

$$F = \frac{2Kg \cdot 9.8m}{s^2} = 19,6N$$

$$X = 0.026$$

$$K = \frac{19,6 N}{0,0026m} = 753.84N/m$$

$$E_p = \frac{K \cdot X^2}{2} = \frac{753.84 \cdot 0.026^2}{2} = 0,25 N/m$$

Gráfico. 43: Simulación Del Sistema De Amortiguación.

Elaborado: Los Autores.

12.22.- ANÁLISIS DEL PIE.

Según los estudios realizados por Andy L y Olivares Miyares a pacientes que han sufrido amputaciones en sus miembros inferiores, se pesaron las prótesis de 15 personas amputadas donde se obtuvieron los siguientes datos.

Tabla II. Datos de los pacientes. Peso (P) de segmentos de la extremidad inferior pierna I-izquierda, D-derecha.

12.22.1.- Reacción del suelo con respecto al pie.

Ecuación 35: Reacción.

$$R_s = (1 \div 1,13) \times \text{Peso.}$$

$$R_s = \left(\frac{1}{1,13} \right) \cdot 60 \text{ Kg}$$

$$R_s = 53.571$$

12.22.2.-Energía potencial elástica.

Ecuación 36: Energía Potencial.

$$F = 588 \text{ N}$$

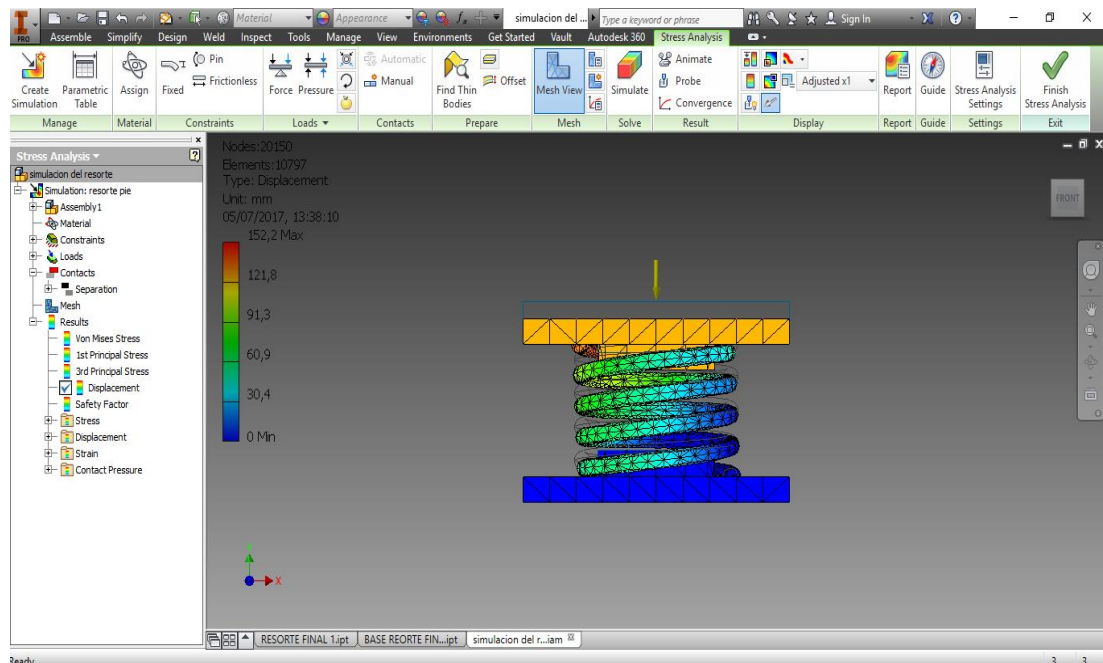
$$X = 0.0069$$

$$K = \frac{588 \text{ N}}{0,0004\text{m}} = 85217.39\text{N/m}$$

$$E_p = \frac{K \cdot X^2}{2} = \frac{91470000 \cdot 0.04^2}{2} = 68.17 \text{ N/m}$$

El desplazamiento fue de 152,3 mm lo q significa que si aplicamos un peso de 60kg tendremos un desplazamiento de 1,523 cm como se lo ve en la figura.

Gráfico. 44: Simulación Del Resorte.



Elaborado: Los Autores.

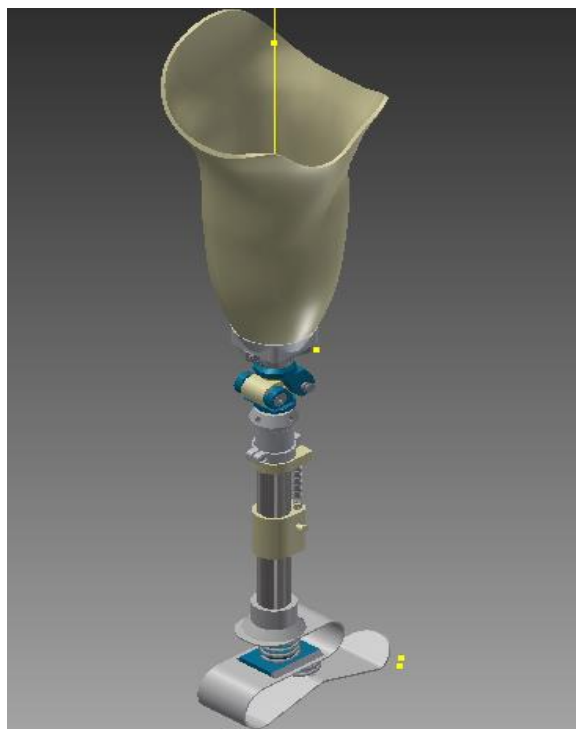
12.23. PRÓTESIS ENSAMBLADA EN PROGRAMA DE MODELADO INVENTOR.

El ensamble de todos los elementos de la prótesis nos ayuda a concebir de una manera general como encajan cada una de las piezas y nos ayudan a corregir cualquier fallo en el ensamble.

Los errores más comunes al momento de ensamblar son los, el sobre posicionamiento de las piezas, encaje y simetría.

En el modelado del prototipo se llevaron a cabo las distintas correcciones de ensamble antes de su construcción cumpliendo con la normativa INEN 003 de dibujo y ensamble de piezas.

Gráfico. 45: Prótesis Ensamblada Total.



Elaborado. Por Los Autores.

13. INTERPRETACION DE RESULTADOS

Al realizar la simulación de los elementos internos de la rodilla, fabricados en gran parte de Nylon 6/6 con excepción de los pasadores y seguros, se pudo determinar que la resistencia, el módulo de elasticidad, y el factor de seguridad no sobrepasan los parámetros de riesgo dados por las tablas de las propiedades mecánicas del material.

Las bridas superior e inferior de la rodilla tienen un área de $8941,26 \text{ mm}^2$ cada una, y soporta una presión de $0,0657625 \text{ N/mm}^2$ que es mucho menor al módulo de elasticidad del Nylon 6/6 que es de $2,85 \text{ N/mm}^2$, provocando una ligera deformación al aplicar un peso de 60 kg, además el esfuerzo que va a soportar la rodilla protésica es de $0,6710 \text{ Kg/cm}^2$, mucho menor a la resistencia a la ruptura que admite el material que es de 650 kg/cm^2 .

El eje tensor y el eje de frenado está fabricado en acero 1018, con un área de $2,10 \text{ cm}^2$ y $2,95 \text{ cm}^2$ respectivamente, además de estar sometida a una carga radial estática de 14,95 lb y esfuerzos de $28,57 \text{ kg/cm}^2$ esto en el eje tensor y de una carga radial estática de 14,93 lb con esfuerzos de $20,33 \text{ kg/cm}^2$ en el eje de frenado. Las fuerzas aplicadas en estos dos ejes son inferiores a los que soporta el material que son de 2050 kg/cm^2 .

El acople brida pilar tiene un área de $16656,145 \text{ mm}^2$ y soporta una presión de $0,035 \text{ N/mm}^2$, inferiores que el módulo de elasticidad del material que fue fabricado en aluminio 6061 que es de 69500 N/mm^2 , lo que significa que no sufrirá deformación. El esfuerzo del acople es de $3,60 \text{ kg/cm}^2$ valor que es menor que lo que soporta el material que es de $827,37 \text{ kg/cm}^2$.

El pilar de apoyo así como el pie protésico soportan el mismo esfuerzo de $1,22 \text{ kg/cm}^2$ y una presión de $0,01196 \text{ MPa}$ lo que indica que es mucho menor a lo que soporta los materiales en los que fueron construidos, el cual es de $5,53 \text{ MPa}$ según el diseño y simulación en software.

El desplazamiento que sufren los resortes debido a la presión plantar es de $152,3 \text{ mm}$ lo que significa que si aplicamos un peso de 60kg tendremos un desplazamiento de $1,523 \text{ cm}$, esto es por su energía potencial elástica del resorte que es de $68,17 \text{ N/m}$.

14. IMPACTOS (TÉCNICOS, SOCIALES, AMBIENTALES O ECONÓMICOS SEGÚN SEA EL CASO).

14.1.- IMPACTOS.

En este apartado se plantea un análisis de impactos sociales, técnicos y económicos que ayudan a comprender la magnitud del proyecto.

14.1.1.-Social.

Con el desarrollo de este prototipo protésico se podrá ayudar a una paciente con amputación transfemoral que por su condición se ve reflejada de las actividades cotidianas aumentando el sedentarismo en el paciente, generando trastornos de mal humor y el descubrimiento de su calidad de vida.

Este prototipo lo pueden utilizar personas de hasta 60 kg con una movilidad k1,k2 (media-baja) mediante la sustitución de dos elementos que son el pilar y el socket, componentes que son únicos para cada paciente debido a la antropometría.

14.1.3.-Técnico.

La construcción de una prótesis transfemoral demanda conocimientos técnicos multidisciplinarios, lo que implica trabajar con un asesor técnico en prótesis y prótesis

El modelado en 3D es una herramienta clave para la conservación de este proyecto, pues con la ayuda del software simulación Inventor se logró además del diseño, un análisis de esfuerzos de cada uno de los componentes de la prótesis.

El factor de seguridad que brinda la prótesis al usuario son altos, siendo el más comprometido el del acople brida pilar que tiene un Fs de 2,73.

14.1.4.-Económicos.

El prototipo transfemoral es un 38,97% más económico que los modelos que se encuentran en el mercado, tomando como referencia el otro bock 3r15 (modelo de referencia para la fabricación) que tiene un costo de 5000 \$, sin incluir el socket

15. VALORACIÓN ECONÓMICA Y/O PRESUPUESTO PARA IMPLEMENTAR LA PROPUESTA DEL PROYECTO.

Tabla 20: Presupuestos.

PRESUPUESTO PARA LA ELABORACIÓN					
RECURSOS	DIMENSIÓN	CANTIDAD	UNIDAD	V. UNITARIO \$	VALOR TOTAL \$
Materiales					
Nylon 6/6					
Cubo	20 x 20 x10	1	cm	25	25
Cubo	15 x 15 x 10	1	cm	25	25
Cilindro	Ø 13 x 5m	1	mm	5	5
Cilindro	Ø 30 x 150	1	mm	45	45
Acero inoxidable					
Tubo					

Lamina	∅ 30 x 30000	1	mm	5	5
	5 x 40	1	cm	10	10
Diseño					
Planos y análisis de elementos finito		1		400	400
Ensamble					
Centrado de prótesis		1		50	50
Maquinado					
• Rodilla		1		200	200
• Acople socket rodilla		1		50	50
• Acople rodilla pilar		1		80	80
• Base de amortiguación		1		50	50
• Regulación de amortiguación		1		20	20
• Tope de brazo de frenado		2		5	10
• Pie protésico		1		30	30
• Resortes		4		10	40
• Socket		1		800	800
Materiales de estudio				100	100
TOTAL					1945

Elaborado: Los Autores.

16. CONCLUSIONES.

- Se realizó un diagnóstico inicial del proceso de selección de modelos ortopédicos transfemoral logrando determinar las nociones requerimientos, materiales, peso y criterios de toma de medidas, las cuales son esenciales para la construcción de la prótesis transfemoral
- El modelado de un sistema ortopédico transfemoral requiere de un estudio minucioso de todos y cada uno de los elementos que van a ser diseñada, con un alto margen de confiabilidad, gracias a un elevado factor de seguridad mayores a 2,7 y un módulo de ruptura que no sobrepasa la resistencia del material, y en el peor de los casos llega a soportar esfuerzos de $28,57 \text{ kg/cm}^2$ además cumple con los distintos criterios de ensamble según la INEN 003, normativa instaurada en el software, para que al momento de simular el boceto no surja ningún error de diseño.
- La construcción de los elementos de una prótesis transfemoral deben ser acorde a los planos sin dejar de dar importancia a la tolerancia de 0,3 décimas de milímetro en cada una de las piezas del modelo.
- La determinación del costo del prototipo es fundamental por ser enfocado hacia las personas de bajos recursos económicos además que mediante este estudio determinaremos la factibilidad del modelo.

17.- RECOMENDACIONES.

- El diagnóstico inicial del modelo ortopédico debe constar con una extensa bibliografía la cual abalice el proyecto además de enfocarse al objetivo de la propuesta, tomando en cuenta datos relevantes de la población y del paciente a la que se le hizo el estudio. Los materiales a seleccionar para la fabricación de la brida debe de ser ferrio, esto es porque sufre desgaste por ser de un material plástico, al momento de asegurar la prótesis con los pivotes.
- En la fase de modelado es necesario hacer una vista seccionada en cada una de las piezas, puesto que con este método se lograra observar errores de diseño al momento de ensamblar la pieza. Algunos errores de diseño puede ser: piezas mal centradas, medidas erróneas, y restricciones en el ensamble.
- La tolerancia en las piezas de modelo no debe de sobrepasar las 3 décimas de milímetro ya que son elementos que requieren alta precisión para su óptimo funcionamiento,

además se debe vedar a las piezas de filos vivos para no tener ningún accidente al momento del ensamble.

- El costo de la prótesis se puede mejorar si el modelo ortopédico se lo fabrica en serie por lo que se podrá adquiriendo técnicas de mecanizado y la compra de los materiales se lo hará en pedidos más grandes mejorando así el precio de venta al público.

18. BIBLIOGRAFÍA.

- Aluminios y Metales UNICORNIO. (2013). Aluminio 6061. Retrieved August 1, 2017, from <http://www.aluminiosmetalesunicornio.com.mx/6061.html>
- Autodesk, I. (2014). Ayuda: Aplicación de cargas. Retrieved July 5, 2017, from <http://help.autodesk.com/view/INVNTOR/2014/ESP/?guid=GUID-E59D4D86-F62E-423C-B6F5-F0E239FDE745>
- Autodesk, I. (2014). Ayuda: Ejecutar una simulación. Retrieved July 5, 2017, from <http://help.autodesk.com/view/INVNTOR/2014/ESP/?guid=GUID-1865721C-53ED-441E-9AAA-CCD0CB0C712B>
- Camello, K. (2007). *Construcción De Un Encaje O Socket Para Prótesis De Miembro Inferior Con Amputación Transfemoral*. Universidad de La Salle. Retrieved from http://repository.lasalle.edu.co/bitstream/10185/16445/1/T44.07_C144c.pdf
- cientifictext. (2014). Nylon 66 | Textos Científicos. Retrieved July 11, 2017, from <https://www.textoscientificos.com/polimeros/nylon/nylon66>
- Cisneros-González, N. (2016). Índice De Amputaciones De Extremidades Inferiores En Pacientes Con Diabetes. *Rev Med Inst Mex Seguro Soc*, 54(4), 472–9. Retrieved from <http://www.medigraphic.com/pdfs/imss/im-2016/im164k.pdf>
- Gabriela, E., & Jaramillo, C. (2015). Escuela politécnica nacional.
- Guzhñay, A., & Calle, L. (2015). *Diseño y construcción de prótesis de miembro inferior monitoreado desde un computador personal*.
- INEC. (2013). *Diabetes y enfermedades hipertensivas entre las principales causas de muerte en el 2013*. Quito. Retrieved from <http://www.ecuadorencifras.gob.ec/diabetes-y-enfermedades-hipertensivas-entre-las-principales-causas-de-muerte-en-el-2013/>
- INEC. (2017). Estadísticas de Camas y Egresos Hospitalarios-Bases de Datos. Retrieved from

Estadísticas de Camas y Egresos Hospitalarios-Bases de Datos

- Inescatalina. (2015). MATERIALES POLIMERICOS | Inescatalina's Blog. Retrieved July 10, 2017, from <https://inescatalina.wordpress.com/materiales-polimericos/>
- Lanza, R. (2006). Diseño y construcción de una prótesis ortopédica modular para amputado transtibial, 9–11.
- MedlinePlus. (2017). Prótesis: MedlinePlus enciclopedia médica. Retrieved June 14, 2017, from <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/002286.htm>
- Olivares, A. L. (2010). Evaluación integral de prótesis ortopédicas transfemorales. *Ingenierías*, 13(47), 17–24.
- OMS. (2016). OMS | Discapacidades. Retrieved June 1, 2017, from <http://www.who.int/topics/disabilities/es/>
- OMS. (2017). OMS | Diabetes. Retrieved June 13, 2017, from [http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs312/es/#.WQxv2Wr3EKc.mendeley&title=Diabetes&description=Una dieta saludable, la actividad física regular, el mantenimiento de un peso corporal normal y la evitación del consumo de tabaco pueden prevenir la diab](http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs312/es/#.WQxv2Wr3EKc.mendeley&title=Diabetes&description=Una%20dieta%20saludable,%20la%20actividad%20f%C3%ADsica%20regular,%20el%20mantenimiento%20de%20un%20peso%20corporal%20normal%20y%20la%20evitaci%C3%B3n%20del%20consumo%20de%20tabaco%20pueden%20prevenir%20la%20diab)
- Oporto Ana. (2009). *Proceso de fabricación de prótesis transtibial endoesqueletica tipo kbm y ortesis de rodilla, tobillo y pie para fractura tibia y peroné*. Universidad Don Bosco.
- ortopediazulia. (2015). Prótesis 3R15- Número 1, desde el principio! – Ortopedia Zulia. Retrieved June 30, 2017, from <http://ortopediazulia.com/productos/protesis-3r15-numero-1-desde-el-principio/>
- Protesica. (2015). Rodilla mecánica con freno por carga 3R15 | Protésica. Retrieved June 30, 2017, from <http://protesica.com.co/portfolio-item/rodilla-mecanica-3r15/>
- Rafael, T. (2015). Development of algorithm for generation of control signal for myoelectric knee prosthesis, (June). <https://doi.org/10.13140/RG.2.1.1441.8081>
- Senabre, C. (2016). DISEÑO MECÁNICO CON: Autodesk Inventor PASO A PASO, (February 2016).
- Tubosybarrashuecas. (n.d.). Aceros al Carbón AISI 1018 | Tubos y Barras Huecas. Retrieved July 11, 2017, from <http://www.tubosybarrashuecas.com/aceros-al-carbon-aisi-1018>
- TUBOSYBARRASHUECAS. (2014). Aceros al Carbón AISI 1018 | Tubos y Barras Huecas.

Retrieved August 1, 2017, from <http://www.tubosybarrashuecas.com/aceros-al-carbon-aisi-1018>

ANEXOS

Equipo de Trabajo:

HOJA DE VIDA

DATOS PERSONALES:

OSCAR GIOVANNI QUINGA QUISHPE

Lugar de Nacimiento: Amaguaña, Quito – Ecuador.
Fecha de Nacimiento: 21 de Junio de 1991.
Estado civil: Casado.
Cédula de Ciudadanía: 172264569-2
Domicilio: La Victoria baja, calle D Lote 5.
Quito – Pichincha.

Números de Teléfono:

Casa: 023076628
Celular: 0978823195
Dirección de correo electrónico: oscar.quinga2@utc.edu.ec

FORMACIÓN ACADÉMICA:

SUPERIOR:

Universidad Técnica de Cotopaxi.
Unidad Académica: Ciencias de la Ingeniería y Aplicadas.
Carrera de Ingeniería Industrial.
Ciclo académico: Decimo ciclo.

SECUNDARIA:

Instituto Tecnológico Superior “Vida Nueva.”

- ✓ Técnico practico en Metal Mecánica.
- ✓ Bachiller Técnico en Mecánica Industrial.

International Leaming Center “ILCe.”

- ✓ Digitador y operador de computadoras.

PRIMARIA:

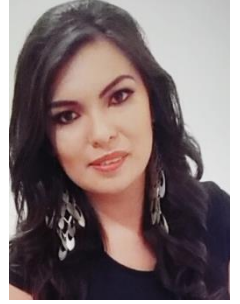
- ✓ Jacinto Jijón y Caamaño.



HOJA DE VIDA

DATOS PERSONALES.

NOMBRE: Evelyn Pamela
APELLIDOS: Fonseca Bautista
LUGAR DE NACIMIENTO: Salcedo – Panzaleo- Ecuador.
CÉDULA DE CIUDADANÍA: 050369836-7
FECHA DE NACIMIENTO: 1 de agosto de 1994.
EDAD: 22 años.
ESTADO CIVIL: Soltera.
CIUDAD DOMICILIARIA: Salcedo.
DIRECCIÓN: San Miguel.
TELÉFONO FIJO: 032728008
CELULAR: 0995281199
E-MAIL: evelyn.fonseca7@utc.edu.ec



DATOS DE INSTRUCCIÓN.

ESTUDIOS PRIMARIOS: “Escuela Fiscal Mixta Rosa Zarate.”

ESTUDIOS SECUNDARIOS: “Colegio Nacional Experimental Salcedo”.

Títulos: Físico Matemático.
Mantenimiento y Ensamblaje de Computo.

ESTUDIOS UNIVERSITARIOS: Universidad Técnica de Cotopaxi.
Latacunga U.T.C.

Título: Cursando el Décimo Ciclo de la Carrera de Ingeniería Industrial.
Suficiencia en el Idioma inglés, en la Universidad.
Técnica de Cotopaxi U.T.C.

RAÚL HERIBERTO ANDRANGO GUAYASAMIN

TELÉFONO: 0984951360 /022085022/022282146

Email: raul.andrango@yahoo.com



DOCUMENTO: Hoja de Vida

DATOS PERSONALES:

- **ESTADO CIVIL:** Soltero
- **NACIONALIDAD:** Ecuatoriana
- **EDAD:** 34 años
- **CI:** 171752625-3
- **DOMICILIO:** Sangolquí – Cotogchoa (Av. Fernando Daquilema N. 312)

FORMACIÓN:

Universidad Técnica de Cotopaxi.

- Magíster en Gestión de la Producción

Universidad Peruana de Ciencias e Informática – Escuela Iberoamericana de Postgrado y Educación Continua.

- Diplomado en Seguridad y Prevención de Riesgos en la Construcción

Universidad Tecnológica Indoamérica.

- Ingeniero Industrial

Instituto Tecnológico Superior Aeronáutico “ITSA”.

- Tecnólogo en Mecánica Aeronáutica Especialidad “Motores”
- Suficiencia en el idioma Inglés “Escuela de Idiomas ITSA”

Colegio Técnico Aeronáutico “Coronel Maya”.

- Bachiller Técnico Industrial Especialización “Motores de Aviación”

Licencias.

- Licencia de Riesgos en la Construcción
- Licencia de Riesgos Eléctricos.

Gráfico. 46: Acople Soket Rodilla.



Gráfico. 47: Acople Soket Rodilla.



Gráfico. 48: Ensamblaje De Pie.



Gráfico. 49: Ensamblaje De La Rodilla.



Gráfico. 50: Corte De La Altura De La Prótesis.



Gráfico. 51: Ensamblaje Del Soket.



Gráfico. 52: Ensamblaje Del Pie.



Gráfico. 53: Prótesis Ensamblada.



Gráfico. 54: Prótesis Ensamblada A Colocar Al Paciente.



Gráfico. 55: Prótesis Colocada Al Paciente.



Gráfico. 56: Prótesis A Verificación De Prueba.



Gráfico. 57: Prótesis A Movilidad.



Gráfico. 58: PRÓTESIS EN FUNCIONAMIENTO.

