

UNIVERSIDAD CATÓLICA SANTO TORIBIO DE MOGROVEJO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA ELÉCTRICA



Diseño de prótesis transfemoral en mujeres de 45 a 60 años por diabetes mellitus II para recuperar la marcha normal

**TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE
INGENIERO MECÁNICO ELÉCTRICO**

AUTOR

Denilson Edilberto Chapañan Coronado

ASESOR

Ivan Dante Sipion Muñoz

<https://orcid.org/0000-0003-3363-3800>

Chiclayo, 2024

Diseño de prótesis transfemoral en mujeres de 45 a 60 años por diabetes mellitus II para recuperar la marcha normal

PRESENTADA POR

Denilson Edilberto Chapoñan Coronado

A la Facultad de Ingeniería de
Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo
para optar el título de
INGENIERO MECÁNICO ELÉCTRICO

APROBADA POR

Alejandro Segundo Vera Lazaro
PRESIDENTE

Elmer polo Briceño
SECRETARIO

Ivan Dante Sipion Muñoz
VOCAL

Dedicatoria

A mis padres, hermana, abuelos, tíos y familiares, por brindarme su confianza, apoyo y cariño en mis años de estudio

A mis docentes y asesor por brindarme los conocimientos necesarios en el desarrollo de mis tesis.

Agradecimiento

Culminando mi etapa como estudiante universitario agradecer a dios por brindarme salud y bienestar, a mis padres, hermana, abuelos y tíos por darme amor, cariño, consejos y confianza en mi etapa como estudiante.

Agradecer a mi asesor el ingeniero Ivan Dante Sipion Muñoz por el apoyo y recomendaciones en el trascurso del desarrollo de mi tesis.

Así mismo agradecemos a la Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo, a la Facultad de Ingeniería; y en especial, a nuestra querida Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica y a toda su plana docente, por los conocimientos y orientación impartidos durante nuestra formación profesional.

TESIS DENILSON EDILBERTO CHAPOAN CORONADO.pdf

INFORME DE ORIGINALIDAD



FUENTES PRIMARIAS

1	hdl.handle.net Fuente de Internet	4%
2	tesis.usat.edu.pe Fuente de Internet	1%
3	repositorio.utn.edu.ec Fuente de Internet	1%
4	ri-ng.uaq.mx Fuente de Internet	<1%
5	qdoc.tips Fuente de Internet	<1%
6	redi.ufasta.edu.ar Fuente de Internet	<1%
7	archive.org Fuente de Internet	<1%
8	repositorio.urp.edu.pe Fuente de Internet	<1%
9	renatiqa.sunedu.gob.pe Fuente de Internet	<1%

Índice

Resumen	17
Abstract	18
I. Introducción	19
II. Realidad problemática	21
III. Pregunta de investigación	21
IV. Objetivos	22
a. Objetivo general	22
b. Objetivos específicos.....	22
V. Marco teórico	22
5.1. Antecedentes empíricos	22
5.1.1. Mundial.....	22
5.1.2. Nacional.....	26
5.1.3. Regional.....	27
5.2. Bases teórico – científicas.....	28
5.2.1. Amputación transfemoral	28
5.2.2. Cinemática de la marcha humana	28
5.2.3. Grados de libertad en la pierna	32
5.2.4. Esfuerzos	33
5.2.5. Transformación de esfuerzos y deformaciones	34
5.2.6. Von Mises.....	36
5.2.7. Pandeo	36
VI. Metodología	38
6.1. Diagrama de flujo	38
6.2. Formulación de hipótesis	38
6.3. Tipo y nivel de investigación.....	39
6.4. Población y muestra.....	39
6.5. Matriz de operación de variables	39
6.5.1. Variable independiente	39
6.5.2. Variable dependiente	39
6.6. Técnicas e instrumentos de recolección de datos	40

6.7.	Procedimiento de recolección de datos.....	40
6.8.	Procesamiento y análisis de datos.....	40
6.9.	Matriz de consistencia.....	41
VII.	Diseño de la prótesis transfemoral.....	42
7.1.	Modelo de shigley.....	42
7.2.	Situación de la diabetes conforme al sexo en la población peruana.....	43
7.3.	Problemas en el paciente al utilizar silla de ruedas y muletas.....	45
7.4.	Problemas en la paciente después de la amputación transfemoral.....	45
7.5.	Datos sobre las medidas antropométricas en pacientes mujeres de 45 a 64 años.....	45
7.5.1.	En posición sentada.....	46
7.5.2.	Vista inferior del pie.....	47
7.5.3.	En posición de pie de manera frontal.....	48
7.5.4.	En posición de pie de manera lateral y frontal.....	49
7.5.5.	Ponderación de las medidas antropométricas.....	50
7.5.6.	Medidas antropométricas para la prótesis.....	50
7.6.	Funciones indicando los componentes de la prótesis transfemoral.....	51
7.7.	Requerimientos en el diseño de la prótesis transfemoral.....	51
7.8.	Justificación en la selección de los componentes de la prótesis transfemoral.....	52
7.9.	Criterio de selección en los componentes para la prótesis transfemoral.....	52
7.10.	Matriz morfológica.....	53
7.10.1.	Solución a partir de la matriz morfológica en el diseño de la prótesis.....	54
7.10.1.1.	Solución 1.....	54
7.10.1.2.	Solución 2.....	55
7.10.1.3.	Solución 3.....	56
7.10.1.4.	Solución 4.....	57
7.11.	Matriz ponderada.....	58
7.12.	Diseño final.....	59
7.12.1.	Diseño final con las medidas de los componentes de la prótesis.....	60
7.12.1.1.	Altura de los componentes de la prótesis.....	62
7.12.1.2.	Perímetro y ancho.....	63
7.12.1.3.	Medidas de los componentes de la prótesis.....	64

7.12.1.3.1. Medidas de la altura en cada componente.....	64
7.12.1.3.2. Medidas del perímetro y ancho en cada componente	64
7.13. Cálculos analíticos	65
7.13.1. Diseño del Socket	65
7.13.2. Diseño de la unión 1	78
7.13.3. Diseño de prótesis de rodilla.....	81
7.13.4. Diseño del eje.....	85
7.13.5. Diseño de la barra	94
7.13.6. Diseño del pistón neumático	96
7.13.7. Diseño del vástago de la prótesis	101
7.13.10. Unión 3 regulable.....	108
7.13.11. Prótesis de tobillo y pie.....	111
7.13.12. Selección de los pernos	119
7.13.13. Componentes de la prótesis transfemoral diseñadas en SolidWorks.....	122
7.14. simulación con la herramienta SolidWorks simulation de la prótesis	123
7.14.1. parámetros de la simulación para la prótesis	123
7.14.2. primer estudio estático lineal	125
7.14.3. segundo estudio estático lineal de la prótesis transfemoral	131
7.14.4. Tercer estudio estático lineal de la prótesis transfemoral	137
7.14.5. Cuarto estudio estático lineal de la prótesis transfemoral.....	143
7.14.1. Resultados de la simulación.....	149
7.15. Costo de la prótesis transfemoral	150
VIII.Conclusiones	163
IX. Recomendaciones	164
X. Bibliografía	165
XI. Anexos	169

Lista de tabla

Tabla 1: Coeficiente de pandeo.....	37
Tabla 2: Formulación de hipótesis.....	38
Tabla 3: Variable independiente.....	39
Tabla 4: Variable dependiente.....	39
Tabla 5: Matriz de consistencia.....	41
Tabla 6: Problemas después de la amputación.....	45
Tabla 7: Ponderación de las medidas antropométricas.....	50
Tabla 8: Medidas antropométricas.....	50
Tabla 9: Requerimientos del diseño.....	51
Tabla 10: Clasificación funcional de los niveles K.....	52
Tabla 11: Criterios de selección.....	52
Tabla 12: Matriz morfológica.....	53
Tabla 13: Cuadro de soluciones.....	54
Tabla 14: Matriz Ponderada.....	58
Tabla 15: Longitud del muñón.....	60
Tabla 16: Interpolación al miembro residual.....	61
Tabla 17: cuadro de medidas de la altura en los componentes.....	64
Tabla 18: Perímetro y ancho de los componentes.....	64
Tabla 19: Fases de la marcha normal.....	65
Tabla 20: Radios del Socket.....	65
Tabla 21: Propiedades mecánicas y térmica del polietileno de alta densidad reforzado al 20%-30% con fibra de vidrio.....	69
Tabla 22: Valores de fuerzas y reacciones que actúan en el socket.....	73
Tabla 23: Esfuerzos principales en la pieza 1.....	83
Tabla 24: Factores que modifican el límite de resistencia a la fatiga.....	86
Tabla 25: Masa de los anteriores componentes.....	101
Tabla 26: Fuerza total que actúa en el vástago.....	101
Tabla 27: Tipos de columnas.....	102
Tabla 28: Paso y medida de los dientes de la unión regulable.....	110

Tabla 29: Masa de los elementos de la prótesis transfemoral.	111
Tabla 30: Fuerza total que actúa en a prótesis.	111
Tabla 31: Propiedades mecánicas del polímero reforzado con fibra de carbono.....	112
Tabla 32: Tallas de calzados para mujeres.....	114
Tabla 33: Talla de calzado para mujeres.	115
Tabla 34: Fuerzas actuantes en los pernos	120
Tabla 35: Calculo de esfuerzos en los pernos.	121
Tabla 36: Componentes de la prótesis transfemoral.	122
Tabla 37: Parámetros de mallado de la prótesis en la primera simulación.	130
Tabla 38: Datos del mallado de la prótesis en la segunda simulación.	136
Tabla 39: Datos del mallado de la prótesis en la tercera simulación.	142
Tabla 40: Cuadro de resultados de las simulaciones: Estático.....	149
Tabla 42: Costo del Socket.....	151
Tabla 43: Costo de la unión 1.....	152
Tabla 44: Costo de la pieza 1 - Prótesis de rodilla.....	153
Tabla 45: Costo de la pieza 2 - Prótesis de rodilla.....	154
Tabla 46: Costo de la pieza 3 - Prótesis de rodilla.....	155
Tabla 47: Costo del eje - Prótesis de rodilla.....	156
Tabla 48: Costo del actuador - Prótesis de rodilla.	157
Tabla 49: Costo del vástago.	158
Tabla 50: Costo de la unión regulable.....	159
Tabla 51: Costo de la prótesis de tobillo.....	160
Tabla 52: Costo de la prótesis de pie.....	161
Tabla 53: Costo de la prótesis.	162

Lista de ecuaciones

Ecuación 1: Esfuerzo en un elemento.	33
Ecuación 2: Máximos esfuerzos normales máximos y mínimos.	35
Ecuación 3: Dirección donde ocurren los esfuerzos máximos.....	36
Ecuación 4: Esfuerzo cortante máximos.	36
Ecuación 5: Dirección donde ocurre el esfuerzo cortante máximos.	36
Ecuación 6: Criterio de la máxima energía de distorsión.....	36
Ecuación 7: Carga crítica.	37
Ecuación 8: Esfuerzo crítico.	37
Ecuación 9: Longitud del miembro residual.	60

Lista de ilustraciones

Ilustración 1: Persona con amputación transfemoral.	28
Ilustración 2: Ángulos de movimiento del tobillo en la fase 1.....	29
Ilustración 3: Ángulos de movimiento de la rodilla en la fase 1.....	29
Ilustración 4: Ángulos de movimiento del tobillo en la fase 2.....	30
Ilustración 5: Ángulos de movimiento de la rodilla en la fase 2.....	30
Ilustración 6: Ángulos de movimiento del tobillo y rodilla en la fase 3.	31
Ilustración 7: Grados de libertad de la rodilla.	32
Ilustración 8: Grados de libertad del tobillo.....	32
Ilustración 9: Esfuerzo en el elemento.	33
Ilustración 10: Cargas en el elemento.	34
Ilustración 11: Esfuerzos normales y cortantes.....	34
Ilustración 12: Nuevos esfuerzos al rotar del elemento en el plano.....	35
Ilustración 13: Rotación del elemento en el plano.	35
Ilustración 14: Pandeo de una columna debido a una carga P.	36
Ilustración 15: Situación de la diabetes en la población peruana.....	43
Ilustración 16: Situación de la diabetes según la edad en la población peruana.	43
Ilustración 17: Registro del tipo de diabetes.	44
Ilustración 18: Incidencia de diabetes en las mujeres.	44
Ilustración 19: Medidas antropométricas en posición sentada.....	46
Ilustración 20: Cuadro de medidas antropométricas en posición sentada.....	46
Ilustración 21: Medidas antropométricas del pie.	47
Ilustración 22: Cuadro de medidas antropométricas del pie.	47
Ilustración 23: Medidas antropométricas en posición de pie de manera frontal.....	48
Ilustración 24: Cuadro de medidas antropométricas en posición de pie de manera frontal.....	48
Ilustración 25: Medidas antropométricas en posición de pie de manera lateral y frontal.	49
Ilustración 26: Cuadro de medidas antropométricas en posición de pie de manera lateral y frontal.	49
Ilustración 27: Solución 1.	54
Ilustración 28: Solución 2.	55

Ilustración 29: Solución 3.	56
Ilustración 30: Solución 4.	57
Ilustración 31: Diseño final de la solución 21.....	59
Ilustración 32: Paciente con amputación transfemoral.	60
Ilustración 33: Medida del socket y la Unión 1	61
Ilustración 34: Altura de los componentes.....	62
Ilustración 35: Perímetro y ancho de los componentes.....	63
Ilustración 36: Masa de la persona.....	66
Ilustración 37: Fuerza del muñón, cargas puntuales y reacciones en el socket.	67
Ilustración 38: Descomposición de la fuerza aplicada por el muñón.....	67
Ilustración 39: Esfuerzo y espesor del socket.	70
Ilustración 40: Valores de las fuerzas que actúan en el Socket.....	73
Ilustración 41: Factores de diseño Para materiales dúctiles de acuerdo con Robert L. Mott.	74
Ilustración 42: Distancias para el cálculo del radio 2 en el socket.....	75
Ilustración 43: Cargas que actúan en la unión 1.....	78
Ilustración 44: Diámetro interior de la unión 1.	79
Ilustración 45: Propiedades mecánicas del acero inoxidable.	80
Ilustración 46: Diagrama de cuerpo libre del primer componente.....	81
Ilustración 47: Diagrama de cuerpo libre de los esfuerzos principales.....	82
Ilustración 48: Diagrama de cuerpo libre la sección de corte.	84
Ilustración 49: Sección de la pieza y determinar el espesor.....	84
Ilustración 50: Diagrama del cuerpo libre del eje 1.	85
Ilustración 51: Diagrama de fuerza cortante y momento flector.....	85
Ilustración 52: Factor de acabado superficial.....	86
Ilustración 53: Factor de tamaño.	86
Ilustración 54: Factor de modificación de la carga.	86
Ilustración 55: Factor de temperatura.....	86
Ilustración 56: Factor de confiabilidad.....	86
Ilustración 57: Factor de efectos varios.....	87
Ilustración 58: Eje redondo con filete en el hombro en flexión.	93

Ilustración 59: Diagrama de cuerpo libre de las cargas en la pieza 2.	94
Ilustración 60: Carga actuando en parte de la sección de la pieza.	95
Ilustración 61: Factor K de concentración de esfuerzos para barras planas bajo carga axial.	95
Ilustración 62: Elementos del actuador.	96
Ilustración 63: Medidas iniciales y carrera del actuador neumático.	97
Ilustración 64: Factor K - concentración de esfuerzos para barras planas bajo carga axial.	98
Ilustración 65: Tipo de rosca.	99
Ilustración 66: Tamaño de rosca.	99
Ilustración 67: Acero inoxidable 1.4 (X6Cr13).	100
Ilustración 68: Diagrama de cuerpo libre del vástago.	102
Ilustración 69: Propiedades mecánicas del acero inoxidable.	103
Ilustración 70: Factores de diseño.	103
Ilustración 71: Análisis de columna recta con caga central.	104
Ilustración 72: Secciones transversales de columnas.	105
Ilustración 73: Propiedades de las áreas.	106
Ilustración 74: Medidas iniciales del vástago.	106
Ilustración 75: Recorrido de regulación en la prótesis.	108
Ilustración 76: Masa de los anteriores elementos mecánicos.	109
Ilustración 77: Fuerza aplicada a la unión regulable.	109
Ilustración 78: Fuerza central aplicada a la unión regulable.	109
Ilustración 79: Diámetro y pasos de roscas Acme.	110
Ilustración 80: Configuración del tipo de rosca.	110
Ilustración 81: Propiedades mecánicas del polímero reforzado con fibra de carbón en SolidWorks.	112
Ilustración 82: Diagrama de cuerpo libre de la prótesis de tobillo y pie.	113
Ilustración 83: Primera sección de la placa anterior de la prótesis de tobillo.	116
Ilustración 84: Segunda sección de la placa posterior de la prótesis de tobillo.	117
Ilustración 85: Primera sección de la placa de la prótesis de pie.	118
Ilustración 86: Grados métricas para pernos.	119
Ilustración 87: Diagrama de cuerpo libre del perno.	120

Ilustración 88: Ubicación de los pernos en el ensamble de la prótesis.	123
Ilustración 89: Ubicación de los pernos.	123
Ilustración 90: Datos de los pernos para la simulación.	124
Ilustración 91: Parámetros de contactos entre los componentes.	124
Ilustración 92: Prótesis transfemoral para el primer estudio en Solidworks Simulation.	125
Ilustración 93: Esfuerzo máximo de tensión en la prótesis – Primera simulación.	126
Ilustración 94: Máximo desplazamiento en la prótesis – Primera simulación.	127
Ilustración 95: Máxima deformación unitaria en la prótesis – Primera simulación.	128
Ilustración 96: Factor de seguridad en la prótesis – Primera simulación.	129
Ilustración 99: Prótesis transfemoral para el segundo estudio en Solidworks Simulation.	131
Ilustración 100: Esfuerzo máximo de tensión en la prótesis – Segunda simulación.	132
Ilustración 101: Máximo desplazamiento de la prótesis - segunda simulación.	133
Ilustración 102: Máxima deformación unitaria en la prótesis - segunda simulación.	134
Ilustración 103: Factor de seguridad mínimo en la prótesis – Segunda simulación.	135
Ilustración 106: Prótesis transfemoral para el tercer estudio en SolidWorks Simulation.	137
Ilustración 107: Esfuerzo máximo de tensión en la prótesis – Tercera simulación.	138
Ilustración 108: Máximo desplazamiento en la prótesis - Tercera simulación.	139
Ilustración 109: Deformación unitaria en la prótesis - Tercera simulación.	140
Ilustración 110: Factor de seguridad en la prótesis - Tercera simulación.	141
Ilustración 113: Prótesis transfemoral para el cuarto estudio en SolidWorks Simulation.	143
Ilustración 114: Esfuerzo máximo de tensión en la prótesis – Cuarta simulación.	144
Ilustración 115: Máximo desplazamiento en la prótesis - Cuarta simulación.	145
Ilustración 116: Deformación unitaria en la prótesis - Cuarta simulación.	146
Ilustración 117: Factor de seguridad mínimo en la prótesis – Cuarta simulación.	147
Ilustración 120: Prótesis transfemoral con peso total de 2,66 kg.	150
Ilustración 121: Plano explosionado de la prótesis transfemoral.	169
Ilustración 122: Plano del socket.	170
Ilustración 123: Unión 1.	171
Ilustración 124: Plano de la pieza 1 - Rodilla.	172
Ilustración 125: Plano de la pieza 2 - Rodilla.	173

Ilustración 126: Plano de la pieza 3 - Rodilla.	174
Ilustración 127: Plano del eje - Rodilla.	175
Ilustración 128: Pieza 1 – Unión del actuador.	176
Ilustración 129: Pieza 2 – Vástago del actuador.	177
Ilustración 130: Pieza 3 – Tapa del Actuador.	178
Ilustración 131: Pieza 4 - Émbolo.	179
Ilustración 132: Pieza 5 – Cilindro del actuador.	180
Ilustración 133: Vastago.....	181
Ilustración 134: Unión ajustable.	182
Ilustración 135: Tuerca de apriete.	183
Ilustración 136: Prótesis de tobillo.....	184
Ilustración 137: Prótesis de pie.	185
Ilustración 138: Capa de protección para la prótesis.....	186

Lista de esquemas

Esquema 1: Diagrama de flujo.....	38
Esquema 2: Modelo de Shigley para el proceso de diseño.	42
Esquema 3: Mapa conceptual sobre las funciones de los componentes de la prótesis.	51

Resumen

En Perú los tipos de diabetes que presentan mayor incidencia en pacientes son: Diabetes mellitus tipo 1, Diabetes mellitus tipo 2 y diabetes gestacional. De acuerdo con el registro en la situación de diabetes según datos del sistema de vigilancia en el Perú (Ministerio de salud) desde el 2018 hasta el 2021 el tipo de diabetes con mayor predominio y casos registrados es la DM tipo 2 con un 96.7%, siguiendo la DM tipo 1 con 2.1%, la diabetes gestacional con 0.9% y en la región Lambayeque el 5% de personas padece diabetes. La DM tipo 2 tiene mayor preponderancia y causante principal de amputaciones en los miembros inferiores, con un 19% en personas masculinas y el 28.3% en personas femeninas con riesgo muy elevado debido al pie diabético, afectando de manera drástica el estilo de vida al ciudadano ya que deben continuar con el uso de muletas o en silla de ruedas, limitándolos a actividades físicas en su vida diaria. En la actualidad se debe tener en cuenta la ergonomía, el adecuado diseño y para prótesis que utilizarán personas con diabetes los materiales utilizados deben ser adecuados para no generar contusiones, irritabilidad, alergia, inflamación en el muñón de la persona amputada de manera transfemoral. La presente tesis tiene por objetivo diseñar una prótesis transfemoral, utilizando la matriz morfológica, seleccionando materiales, mediante el software SolidWorks realizando el análisis estático lineal, verificando que el diseño sea seguro con la finalidad de permitir la marcha normal de la persona, mejorando su estilo de vida.

Palabras clave: Diabetes mellitus, pie diabético, amputaciones, transfemoral, marcha normal.

Abstract

In Peru, the types of diabetes that have the highest incidence in patients are Diabetes mellitus type 1, Diabetes mellitus type 2 and gestational diabetes. According to data from the surveillance system in Peru (Ministry of Health), from 2018 to 2021, the type of diabetes with the highest prevalence and recorded cases is type 2 DM with 96.7%, followed by type 1 DM with 2.1%, gestational diabetes with 0.9% and in the Lambayeque region 5% of people suffer from diabetes. Type 2 DM is more prevalent and the main cause of amputations in the lower limbs, with 19% in males and 28.3% in females with a very high risk due to diabetic foot, drastically affecting the lifestyle of the citizen since they must continue to use crutches or wheelchairs, limiting them to physical activities in their lives. daily. At present, ergonomics must be taken into account, the appropriate design and for prostheses to be used by people with diabetes, the materials used must be suitable to avoid causing contusions, irritability, allergy, inflammation in the stump of the transfemoral amputee. This thesis aims to design a transfemoral prosthesis, using the morphological matrix, selecting materials, using SolidWorks software, performing linear static analysis, verifying that the design is safe in order to allow the normal walking of the person, improving their lifestyle.

Keywords: Diabetes mellitus, diabetic foot, amputations, transfemoral, normal gait.

I. Introducción

De acuerdo con la OMS la diabetes es una enfermedad metabólica crónica debido al incremento de glucosa (azúcar) en la sangre, en la actualidad a nivel mundial el estimado de personas que vive con diabetes mellitus tipo 2 es de 250 millones de personas [1].

De acuerdo con los datos de la sociedad peruana de endocrinología en Perú, los hospitalizados por pie diabéticos registrados son el 20% y del total de estos pacientes el 50% ha sufrido la amputación en sus extremidades inferiores [2].

En el año 2017 en la región Lambayeque el porcentaje de personas que sufrió amputaciones supracondíleas fue de 59.38%, después de la intervención el 85.42% de pacientes tuvo que depender y utilizar silla de ruedas con la finalidad de lograr moverse, iniciándose enfermedades y trastornos, con un estimado de 62.5% iniciaron con hipertensión arterial, en cuanto a la salud mental la depresión afectó al 75% y el 47.7% tuvo que entrar al tratamiento con fármacos [3].

El nacimiento como nueva tecnología en la realización, seleccionando materiales y en el uso de las prótesis da comienzo aproximadamente 3000 a.C con registros en la cultura egipcia fabricando prótesis utilizando fibras, hallazgos en Italia en prótesis de piernas confeccionadas a base de bronce, hierro y madera datan de los 300 a.C. [4].

En el Perú elementos cerámicos hallados en la cultura inca representando a personas con extremidades amputadas utilizando prótesis evidencian el gran avance en el diseño de estos elementos protésicos con la finalidad de llevar una actividad física constante ante la amputación [5] y posteriormente a la segunda guerra mundial los soldados quedaron con amputaciones ante el conflicto, impulsando nuevos diseños con funcionalidades que se asemejarán a las extremidades inferiores, procurando la recuperación inmediata del paciente evitando secuelas como problemas físicos y psicológicos [6] y [12].

El requerimiento importante en una persona con miembro inferior amputado es recuperar la movilidad, entendiendo que al caminar la persona emplea dos movimientos importantes tanto en la rodilla el movimiento de flexión y extensión como en el tobillo el movimiento de dorsiflexión y plantar flexión, con ángulo de movilidad en la marcha de dicha paciente en el rango de 0° a 70°, y teniendo en cuenta que el tobillo y la rodilla disponen con tres y 6 grados de libertad respectivamente [6].

Las prótesis nacen a partir de la necesidad de la propia persona de querer reemplazar extremidades amputadas al sentir su cuerpo incompleto, de implementar, mejorar la funcionalidad, y en pacientes

diabéticos los materiales seleccionados no deben causar irritabilidad, inflamación y contusiones en el muñón del paciente.

Utilizando los criterios por pandeo debido a que las cargas de compresión axial actúan en lo que se considera como columna (elemento largo y delgado) toda la prótesis transfemoral ocasionando deflexión lateral llamado pandeo en la estructuras o mecanismos considerando la carga axial máxima o carga crítica [6].

El criterio por Von mises o criterio de máxima energía de distorsión, se fundamenta en evaluar la energía de distorsión, coligada con cambios en las dimensiones de un elemento estructural indicándonos si el componente con cierto material específico considerando su tensión máxima admisible tiende a romperse con la carga dada o puesta. [7].

En la actualidad la dependencia de las sillas de ruedas y muletas por parte de personas amputadas ocasiona problemas en la salud física y mental, obligando al paciente a detener sus actividades físicas. El uso de piezas protésicas sigue teniendo un gran efecto en la recuperación, en cuanto a la salud de la persona posteriormente a la operación, por tal motivo la presente tesis tiene como finalidad plantear el diseño de la prótesis transfemoral en torno a criterios que aseguren el buen funcionamiento, resistencia y dimensiones adecuadas.

II. Realidad problemática

En la presente tesis se desarrolla el diseño de una prótesis transfemoral en pacientes mujeres de 45 a 60 años debido a la amputación por diabetes mellitus tipo II.

En la actualidad las pacientes mujeres después de la amputación dependen de sillas de ruedas y muletas, esto conlleva a que gaste mayor energía, originando lesiones en el hombro al impulsarse con los brazos, disminución de actividades diarias como caminar causando estrés, depresión e hipertensión arterial.

Por tal motivo la iniciativa de esta investigación es desarrollar una prótesis que utilice un sistema mecánico, seleccionando componentes, permitiendo que reemplace los movimientos del pie recuperando la marcha normal, teniendo en cuenta materiales livianos, resistentes, rígidos, logrando mejorar la calidad de vida de la paciente.

III. Pregunta de investigación

¿Con el diseño de la prótesis transfemoral en mujeres de 45 a 60 años por diabetes mellitus II se podrá recuperar la marcha normal?

IV. Objetivos

a. Objetivo general

- Diseño de prótesis transfemoral en mujeres de 45 a 60 años por diabetes mellitus II para recuperar la marcha normal.

b. Objetivos específicos

- Identificar datos de las dimensiones antropométricas en mujeres de 45 a 60 años.
- Definir componentes de la prótesis transfemoral empleando la matriz morfológica y mediante la matriz ponderada realizar la evaluación a la mejor solución en el diseño de la prótesis
- Diseñar la prótesis transfemoral.
- Realizar un estudio estático lineal del prototipo empleando la herramienta Solidworks simulation.
- Elaboración de costo de fabricación de la prótesis transfemoral.

V. Marco teórico

5.1. Antecedentes empíricos

5.1.1. Mundial

a. [9]

- **Título:** Diseñar y analizar esfuerzos en la prótesis transfemoral pasiva basado en mecanismo de cuatro barras.
- **País:** México.
- **Autor:** Ernesto Alonso Ocaña Valenzuela.
- **Año:** 2018.
- **Objetivos:** Desarrollar el diseño de prótesis de rodilla pasiva utilizando un mecanismo de cuatro barras, cumpliendo con criterios de la marcha de una persona de 120 kg de peso y 1.75 m de estatura, mejorando la estabilidad en fase de bipedestación.
- **Métodos:** Se utilizó el software CAD Y CAE Solidworks en el diseño de la prótesis. Con respecto a la simulación de las piezas se analizaron los esfuerzos y la trayectoria de los eslabones con la finalidad de verificar que no colisionen.

- **Resultados:** El diseño presenta movimiento de flexión mayores a 140°, el peso total máximo con fibra de carbono y aluminio de 2.2 kg y 3 kg respectivamente.
- **Correlación:** En ambas investigaciones se vinculan el diseño y la simulación de la prótesis transfemoral empleando el software Solidworks, mediante el análisis utilizando el criterio por Von Mises, con la diferencia que en esta tesis se realiza paralelamente empleando el análisis por pandeo, para pacientes mujeres de 45 a 60 años.

b. [10]

- **Título:** Design and Fabrication of an Affordable Transfemoral Prosthetic Leg.
- **País:** Indonesia.
- **Autor:** Emilio O. Bachtiar, Tatacipta Dirgantara, Sandro Mihradui.
- **Año:** 2016
- **Objetivos:** Diseñar y evaluar una prótesis de pierna asequible utilizando articulación de rodilla de cuatro barras, con la finalidad de lograr la movilidad y funciones semejante a la pierna de la persona, con precio asequible, mejores actuaciones, maximizando el rendimiento de la pierna junto a la prótesis de rodilla y llegar a una conclusión optima de diseño.
- **Métodos:** Se consideraron tres criterios en el diseño como la utilidad, costo y fiabilidad. Utilizando las herramientas como software Solidworks en el diseño CAD y ANSYS en el análisis estructural. La prótesis se fabricó mediante una máquina de CNC de 3 ejes. Para comprobar el desempeño de la prótesis se aplicó el sistema de análisis de la marcha desarrollado previamente en el Institut Teknologi Bandung por Biomechanics.
- **Resultados:** El costo total del diseño es de 5.5 millones de IDR, con menos costo que otras prótesis, mostrando un desempeño satisfactorio.
- **Correlación:** En ambas investigaciones se relaciona el diseño y la simulación de la prótesis transfemoral empleando el software SolidWorks, con un análisis estructural en ANSYS, con la diferencia que en esta tesis se realiza paralelamente empleando la matriz morfológica, ponderada, el análisis estático lineal y validación de la prótesis mediante el software SolidWorks.

c. [11]

- **Título:** Design and Control of a New Biomimetic Transfemoral Knee Prosthesis Using an Echo-Control Scheme.
- **País:** México.

- **Autor:** Mario G. Bernal Torres, Hugo I. Medellín Castillo, Juan C. Arellano Gonzales.
- **Año:** 2018
- **Objetivos:** Diseñar prótesis de rodilla con la finalidad de proporcionar a la persona movimiento igual al de la rodilla humana.
- **Métodos:** Se empleó la síntesis cinemática de guía corporal con datos reales y patrones de marcha obtenidos por ordenador y reconstrucción 3D, en la activación y control de la prótesis se utilizó mediante el método de eco-control sincronizando la rodilla sana del paciente con la rodilla protésica, y para el análisis dinámico con el software SAM Mechanism Designer y SolidWorks.
- **Resultados:** Mediante el método de eco-control la prótesis de rodilla logra imitar el movimiento biomecánico de la rodilla sana, siendo el peso total de la prótesis 3.1 kg.
- **Correlación:** Ambas investigaciones se relacionan en el diseño de la prótesis transfemoral, utilizando el software Solidworks y mediante el método de eco control. La diferencia que, en esta tesis se realizará mediante el análisis estático lineal, lograr verificar que el nuevo diseño cumpla los requerimientos para recuperar la marcha normal en mujeres de 45 a 60 años.

d. [13]

- **Título:** Diseño y construcción de una prótesis de rodilla asistida para amputación transfemoral.
- **País:** Ecuador.
- **Autor:** Fernando Vladimir Pintado Albarracín.
- **Año:** 2020
- **objetivos:** Desarrollar el diseño, simulación de la prótesis de rodilla de cuatro barras, teniendo en cuenta la ergonomía, cumpliendo los requerimientos en torno a la funcionalidad, ángulos de movimiento de la prótesis con el ciclo de marcha de la persona y evaluación económica de la prótesis.
- **Métodos:** Se utilizó el software Matlab para obtener las medidas necesarias en la prótesis y el Solidworks para el diseño CAD, mediante un estudio de movimiento para obtener gráficas del desplazamiento, velocidad, aceleración y un estudio de análisis estructural.
- **Resultados:** Los ángulos obtenidos en fase de apoyo fueron de 0° a 40° y en marcha de 40° a 65°, con diseño ergonómico, desempeño de estabilidad en toda la prótesis y con un peso de 102 kg.

- **Correlación:** En ambas tesis se relacionan el diseño de la prótesis transfemoral, utilizando el software SolidWorks, a diferente que en la presente tesis se realizará mediante un estudio estático lineal, seleccionando los componentes de la prótesis mediante la matriz morfológica y ponderada para pacientes mujeres de 45 a 60 años.

e. [14]

- **Título:** Design of a Semi-Active Prosthetic Knee for Transfemoral Amputees: Gait Symmetry Research by Simulation.
- **País:** China.
- **Autor:** Zhewen Zhang, Hongliu Yu, Wujing Cao, Xiaoming Wang, Qiaoling Meng, Chunjie Chen.
- **Año:** 2021
- **Objetivos:** Diseñar una rodilla protésica semi-activa con tornillo de bolas impulsado por el motor y el cilindro hidráulico de amortiguación variable. para amputados transfemorales mediante el mecanismo de cuatro barras para rastrear el movimiento central instantáneo de humanos y restaurar la función motora de la rodilla amputada imitando el comportamiento de la rodilla biológica.
- **Métodos:** Se utilizó el método de diseño de optimización multivariable, empleando el software MSC adams.
- **Resultados:** Los resultados muestran que el índice de simetría del torque de la rodilla es menor del 10% en toda la marcha. El valor del índice de simetría del ángulo de la rodilla es 34,7% en la fase de apoyo y 11,5% en fase de oscilación proporcionando un par y un ángulo similares de la rodilla biológica y mejorando la simetría de la marcha del amputado transfemoral.
- **Correlación:** En la tesis se desarrolla el diseño de una prótesis de rodilla para el uso de una prótesis transfemoral, utilizando el software MSC adams, con la diferencia que en la presente tesis se utilizará la matriz morfológica y la matriz ponderada junto con el software SolidWorks en el análisis estático lineal.

f. [15]

- **Título:** Diseño de Prótesis Mecánica de Pierna por Encima de la Rodilla.
- **País:** España.
- **Autor:** Teresa Latorre Plaza.
- **Año:** 2018.

- **Objetivos:** Desarrollar el diseño de una prótesis de pierna transfemoral o por encima de la rodilla, verificando las posibilidades en los métodos de fabricación digital y mecanizado de manera accesible.
- **Métodos:** Se utilizó norma ISO en el diseño de las piezas protésicas y mediante el software SolidWorks para el diseño de las piezas protésicas y ANSYS mediante un análisis estático-estructural y visualizar los esfuerzos en toda la prótesis.
- **Resultados:** Rediseñar las uniones a fémur y tibia para poder evitar concentraciones de tensiones elevadas, elección de procesos de fabricación que no influyan en la disminución de propiedades mecánicas en los materiales, como moldeo por inyección para los plásticos y mecanizado en aleaciones metálicas.
- **Correlación:** En ambas tesis se centran en el diseño de la prótesis transfemoral utilizando, en la presente tesis utilizan materiales como el plástico PLA, pero la diferencia que en la presente tesis se utilizará la matriz morfológica y ponderada en el diseño de la prótesis para pacientes mujeres de a 64 años con amputación transfemoral y mediante el software SolidWorks se realizará el análisis por Von Mises y pandeo, posteriormente verificar los esfuerzos presentes en la prótesis.

5.1.2. Nacional

a. [26]

- **Título:** Modelamiento y simulación en una prótesis transfemoral con amortiguamiento en la rodilla del sistema de control por el método de respuesta en frecuencia y método de espacio de estados.
- **País:** Perú
- **Autor:** Huaman Valverde, Luis Rosendo.
- **Año:** 2019.
- **Objetivos:** Desarrollar un modelamiento y simulación de prótesis transfemoral con amortiguamiento en la rodilla con la finalidad en mejorar el grado de independencia del paciente.
- **Métodos:** Se utilizó el método de respuesta en frecuencia y método de espacio de estado usando un modelo subactuado grúa-puente, para un hombre con altura entre 1.70 ± 2 m y peso de 70 ± 2 kg.

- **Resultados:** Los resultados muestran ajustes del controlador para alcanzar la salida de estabilización del sistema de control a través de la respuesta en frecuencia y el tiempo que alcanzo a conseguir la estabilidad requerida es de 1.5 y 1 segundo respectivamente.
- **Correlación:** Ambas tesis se relacionan en el desarrollo de una prótesis transfemoral, con la diferencia que en la presente tesis se utilizará la matriz ponderada y morfológica en la selección adecuada de los componentes, luego realizando un estudio estático lineal verificando si el diseño cumple las condiciones requeridas.

5.1.3. Regional

a. [27]

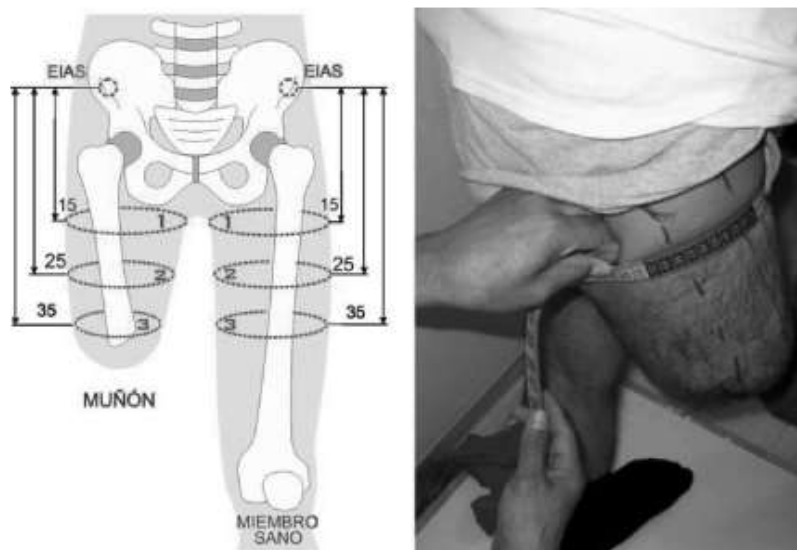
- **Título:** Diseño de una prótesis transtibial regulable en pacientes de 8 a 12 años para la rutina de marcha normal a bajo costo.
- **País:** Perú.
- **Autor:** Nicanor Eisaku Uyacu Estela.
- **Año:** 2021.
- **Objetivos:** Desarrollar una prótesis transtibial, adaptable al crecimiento en pacientes de 8 a 12 años, realizado con Aluminio 6061, proporcionando excelentes propiedades mecánicas.
- **Métodos:** se utilizó la metodología empleando la matriz morfológica, utilizando los criterios de regulación del tamaño en el pie y caña, el peso promedio del miembro inferior en los años que el paciente podrá usarlo. Realizando el diseño CAD y realizando el análisis estático estructural y fatiga mediante estudios CAE en SolidWorks.
- **Resultados:** Los resultados obtenidos en la prótesis un factor de seguridad igual a 4.8 y el costo en la fabricación de la prótesis con un valor de S/. 2440,19 respecto de los S/. 4000.00 que costaría adquirir una prótesis en el mercado.
- **Correlación:** La tesis antes mencionada se centra en el diseño de una prótesis transtibial, con análisis estático estructural y de fatiga, pero la presente tesis se centrará en el diseño de una prótesis transtibial, utilizando la matriz ponderada y morfológica, verificando que el diseño sea adecuado mediante el análisis estático lineal y utilizando el software SolidWorks.

5.2. Bases teórico – científicas

5.2.1. Amputación transfemoral

La amputación transfemoral es una intervención quirúrgica que consiste en cortar parte del hueso del muslo (por encima de la rodilla), generando cambios en el movimiento coordinativo de la persona en la marcha [16].

Ilustración 1: Persona con amputación transfemoral.



Fuente: G. R. C. G. D. M. Á. Felipe Mendoza Cruz, Estudio comparativo de la diferencia del volumen del muñón vs. el miembro sano, descripción morfológica y poblacional en pacientes con amputación transfemoral.

5.2.2. Cinemática de la marcha humana

Los movimientos realizados por el cuerpo humano independientemente de las fuerzas que se causan se representan en las tres fases realizadas en la marcha: [6]

- Fase 1:

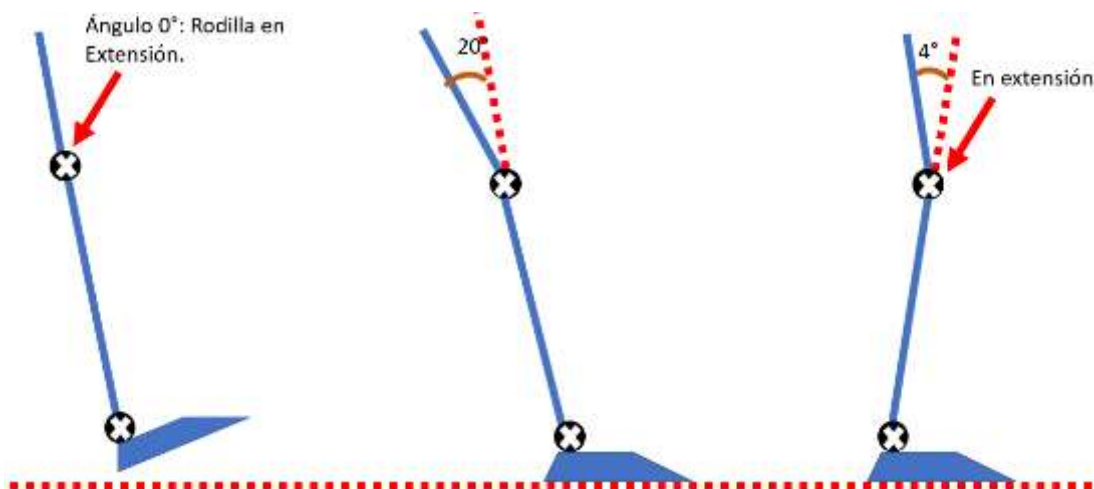
El tobillo inicia en posición neutra con ángulo de flexión de 0° , seguidamente la planta del pie entra en contacto con el suelo originando que el tobillo desde la posición neutra hacia la flexión plantar se direcciona a 15° en sentido antihorario y por último en sentido horario se direcciona a 5° de dorsiflexión.

Ilustración 2: Ángulos de movimiento del tobillo en la fase 1.



En el caso de la rodilla se encuentra en extensión antes del contacto (talón con el suelo) con un ángulo de 0° , luego durante el contacto de la planta del pie con el suelo la rodilla se flexiona en sentido antihorario con ángulo de 20° , por último, la rodilla se direcciona a 10° (aún en flexión) en sentido horario hasta extenderse y quedar en ángulo de 4° .

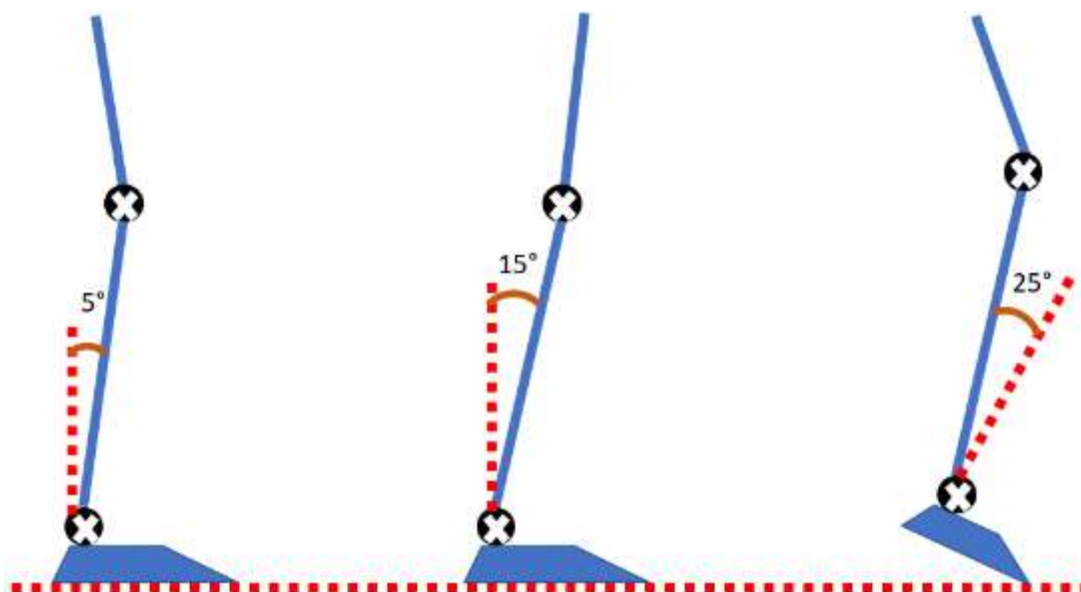
Ilustración 3: Ángulos de movimiento de la rodilla en la fase 1.



- Fase 2

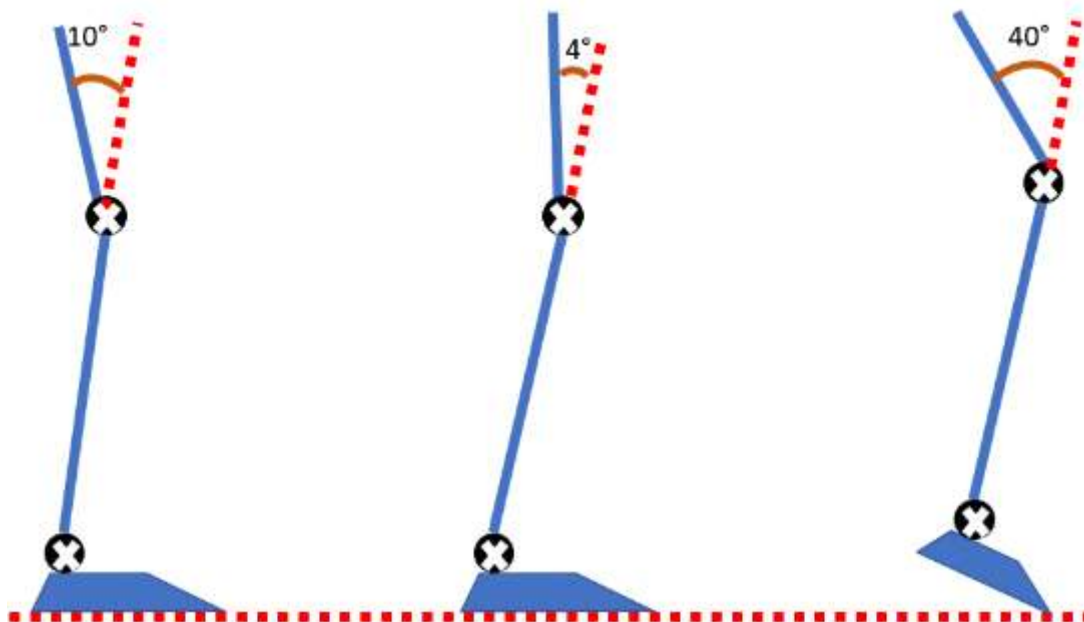
El tobillo se direcciona en dorsiflexión con ángulo de 5° (toda la planta del pie entra en contacto con el suelo), antes que el tobillo se separe del suelo sigue inclinándose en dorsiflexión con ángulo de 15° y finalmente el talón se remonta del suelo, el tobillo sufre una inclinación de 20° quedando así la articulación del tobillo a 35° grados completamente.

Ilustración 4: Ángulos de movimiento del tobillo en la fase 2.



Mientras el tobillo está 5° la rodilla se flexiona de manera antihoraria con ángulo de 10 grados, posteriormente se extiende de manera horaria hasta reducirse a un ángulo de 4° cuando el tobillo está a 15° , por último, cuando el tobillo se eleva completamente a 25° y los dedos aún quedan en contacto con el suelo la rodilla se flexiona a 40° de manera antihoraria.

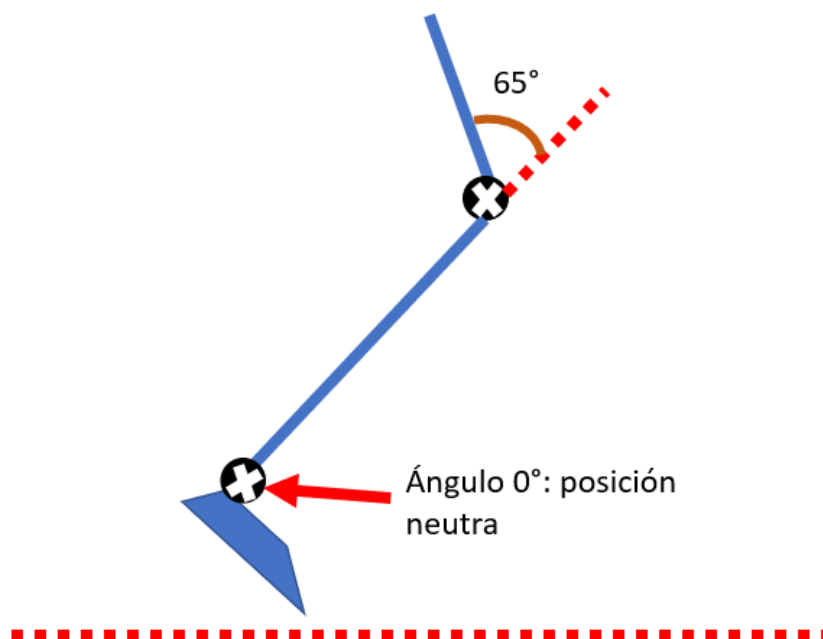
Ilustración 5: Ángulos de movimiento de la rodilla en la fase 2.



- Fase 3:

El tobillo vuelve en posición de flexión plantar al elevarse del suelo y quedando en ángulo de 0° (posición neutra) y en cuanto la rodilla se flexiona 25° más, quedando completamente flexionado entre el despegue y balanceo del pie a 65° .

Ilustración 6: Ángulos de movimiento del tobillo y rodilla en la fase 3.

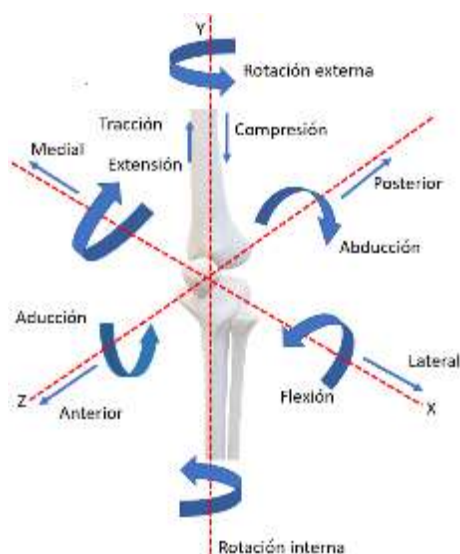


5.2.3. Grados de libertad en la pierna

En la pierna los movimientos principales son flexión, extensión y abducción, y se consideran para una prótesis transfemoral los movimientos en la rodilla y tobillo.

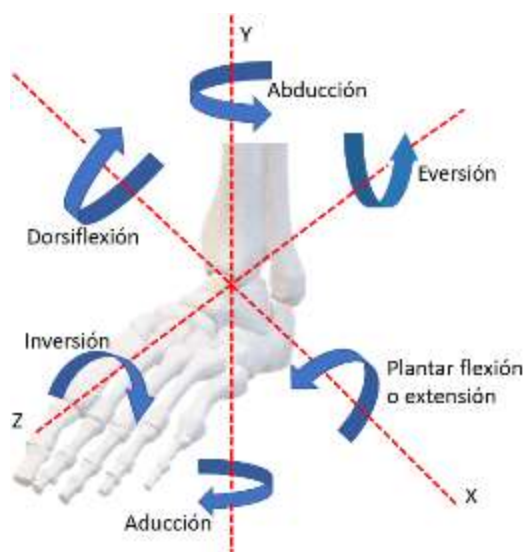
La rodilla dispone de 6 grados de libertad, tres movimientos de rotación (extensión-flexión, rotación externa-rotación interna, Aducción-Abducción) y tres movimientos de traslación (anterior-posterior, lateral-medial, compresión-tracción), pero la persona al momento de caminar solo lleva a cabo un grado de libertad en bisagra (extensión-flexión) [24].

Ilustración 7: Grados de libertad de la rodilla.



En cuanto al tobillo posee tres grados de libertad: Dorsiflexión - Plantar flexión, Aducción-Abducción y Eversión - Inversión [25].

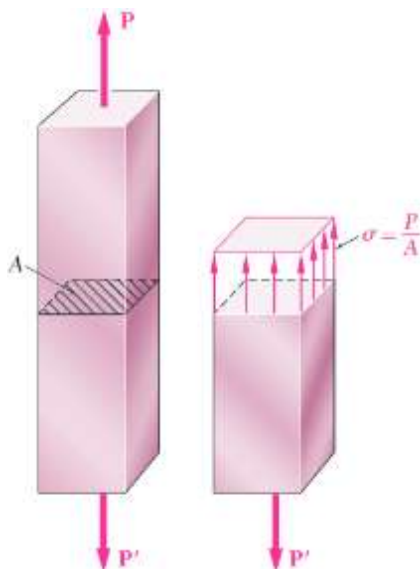
Ilustración 8: Grados de libertad del tobillo.



5.2.4. Esfuerzos

Al aplicar una determinada carga en un elemento aparecen fuerzas internas distribuidas que actúan en una determinada área o superficie plana [7].

Ilustración 9: Esfuerzo en el elemento.



Fuente: Ferdinand P. Beer, Mecánica de materiales.

La magnitud de la división de la carga entre el área da como resultado el esfuerzo y expresa la intensidad de esfuerzo en un elemento con sección transversal arbitraria cargada axialmente.

Ecuación 1: Esfuerzo en un elemento.

$$\sigma = \frac{P}{A}$$

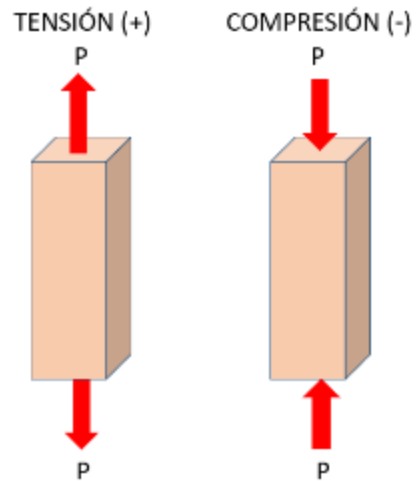
σ : Esfuerzo en Pa

P: Carga en N.

A: Área o sección transversal del elemento en m².

Se deben tener en cuenta que, cuando el elemento se estira por acción de la carga da origen a esfuerzos por tensión, caso contrario cuando la carga comprime el elemento resultan esfuerzos por compresión y mediante la convención de signos se define a los esfuerzos por tensión positivo y por compresión negativo.

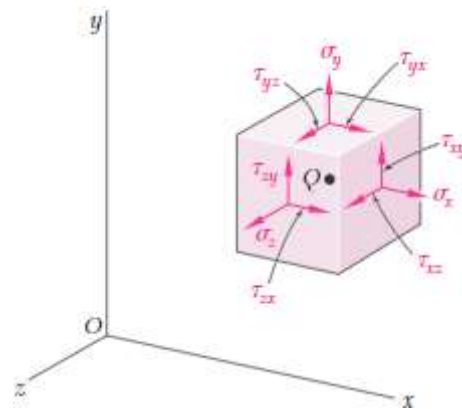
Ilustración 10: Cargas en el elemento.



5.2.5. Transformación de esfuerzos y deformaciones

Sobre un elemento cuando está cargado sobre todas sus caras se van a presentar esfuerzos normales ($\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$) y esfuerzos cortantes ($\tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{zx}$).

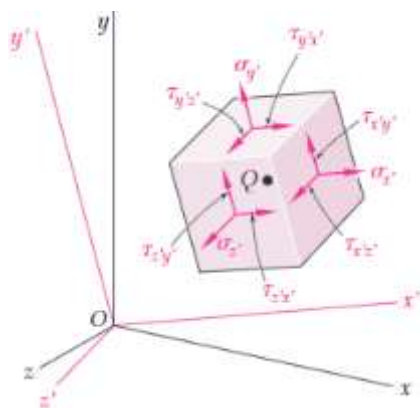
Ilustración 11: Esfuerzos normales y cortantes.



Fuente: Ferdinand P. Beer, *Mecánica de materiales*.

Sin embargo, al rotar los ejes coordenados en nuevas direcciones, los esfuerzos al rotar en el plano cambian a nuevos valores de esfuerzos.

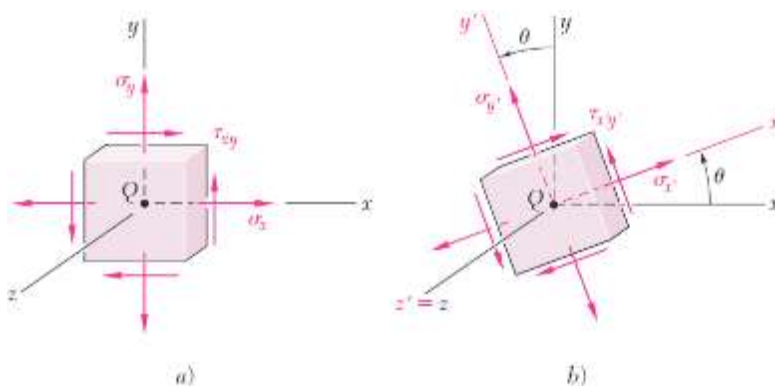
Ilustración 12: Nuevos esfuerzos al rotar del elemento en el plano.



Fuente: Ferdinand P. Beer, Mecánica de materiales.

En el análisis de transformación de esfuerzos se trabaja con el esfuerzo plano, donde una de las caras del elemento está libre de esfuerzos, por tal motivo el eje “Z” es elegido perpendicular a las caras ($\sigma_z = \tau_{zx} = \tau_{zy} = 0$).

Ilustración 13: Rotación del elemento en el plano.



Fuente: Ferdinand P. Beer, Mecánica de materiales.

Para calcular los máximos esfuerzos normales tenemos la siguiente ecuación:

Ecuación 2: Máximos esfuerzos normales máximos y mínimos.

$$\sigma_{\text{máx,mín}} = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + \tau_{xy}^2}$$

Y para calcular la dirección “ θ_p ” donde ocurre los máximos esfuerzos normales tenemos la siguiente ecuación:

Ecuación 3: Dirección donde ocurren los esfuerzos máximos.

$$\tan 2\theta_p = \frac{2\tau_{XY}}{\sigma_X - \sigma_Y}$$

Para elementos que fallan por esfuerzos cortantes, se debe determinar el esfuerzo cortante máximo:

Ecuación 4: Esfuerzo cortante máximos.

$$\tau_{\text{máx}} = \sqrt{\left(\frac{\sigma_X - \sigma_Y}{2}\right)^2 + \tau_{XY}^2}$$

Y se determina la dirección " θ_s " donde ocurre el esfuerzo cortante máximo:

Ecuación 5: Dirección donde ocurre el esfuerzo cortante máximos.

$$\tan 2\theta_s = \frac{\sigma_X - \sigma_Y}{2\tau_{XY}}$$

5.2.6. Von Mises

Se fundamenta en el análisis de la energía de distorsión que presenta un elemento estructural refiriéndose a la energía que involucra cambios en la forma del material debido a tensiones y compresiones en materiales dúctiles.

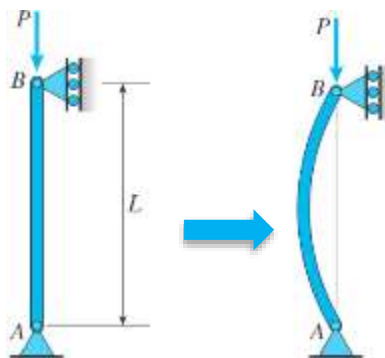
Ecuación 6: Criterio de la máxima energía de distorsión.

$$\sigma_a^2 - \sigma_a\sigma_b + \sigma_b^2 = \left(\frac{\sigma_Y}{F.S}\right)^2$$

5.2.7. Pandeo

Distintos tipos de estructuras expuestas a cargas pueden fallar debido a condiciones de soporte, de acuerdo con el tipo de carga y por el material seleccionado. Uno de estos tipos de fallas es el pandeo en una estructura como columna [17].

Ilustración 14: Pandeo de una columna debido a una carga P .



Fuente: B. J. G. James M. Gere, Mecánica de materiales.

En el análisis por pandeo se debe tener en cuenta la resistencia, deflexión y estabilidad cuando el elemento está sometido a cargas por compresión ocasionando una deflexión lateral, dichas carga son denominadas axiales o crítica que depende de las dimensiones de la columna cuando el elemento estructural está a punto del pandeo [6].

Ecuación 7: Carga crítica.

$$P_{cr} = \frac{n^2 \pi^2 EI}{(KL)^2}$$

donde "E" es el módulo de elasticidad en kg/cm²; "I" el momento de inercia cm⁴ y "L" es la longitud de la columna. "EI" es la rigidez a la flexión.

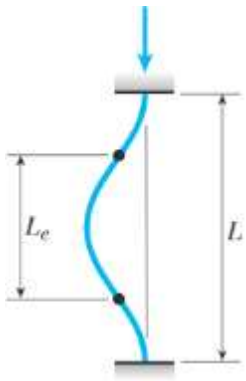
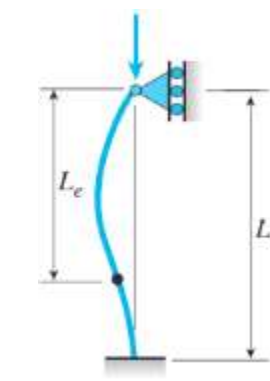
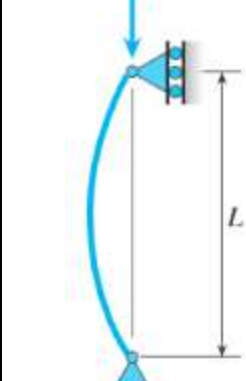
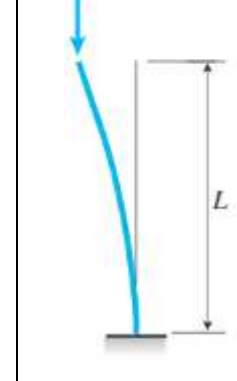
Para calcular el valor del esfuerzo crítico corresponde dividir la carga crítica y el área de la sección transversal, cuya ecuación resulta en la siguiente expresión:

Ecuación 8: Esfuerzo crítico.

$$\sigma_{cr} = \frac{n^2 \pi^2 EI}{\left(K \frac{L}{r}\right)^2}$$

donde $\left(K \frac{L}{r}\right)$, es la relación de esbeltez efectiva, y el cuanto a "K" como el factor de longitud efectiva o coeficiente de pandeo tenemos los siguientes valores:

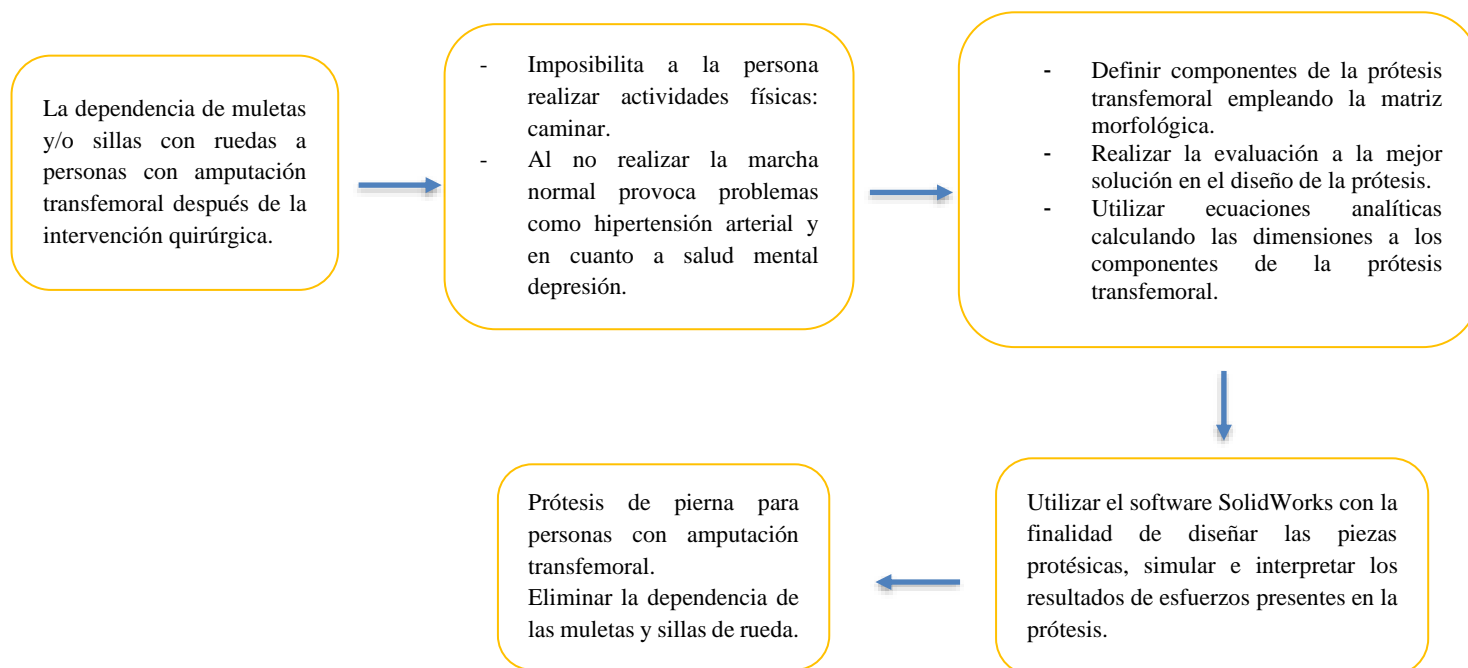
Tabla 1: Coeficiente de pandeo.

Valores K para obtener longitud efectiva para distintas conexiones en los extremos	Columna: Empotrada-Empotrada	Columna: Empotrada-Articulada	Columna: Articulada-Articulada	Columna: Empotrada-Libre
				
Valores	Coeficiente de pandeo "K"			
Teórico	0.5	0.7	1	2
Práctico	0.65	0.8	1	2.10

VI. Metodología

6.1. Diagrama de flujo

Esquema 1: Diagrama de flujo.



6.2. Formulación de hipótesis

Tabla 2: Formulación de hipótesis.

OBJETIVO GENERAL	HIPÓTESIS GENERAL
Diseño de prótesis transfemoral en mujeres de 45 a 60 años por diabetes mellitus II para recuperar la marcha normal.	Si se realiza el diseño de la prótesis transfemoral entonces, se logrará mejorar la marcha normal de la mujer con miembro inferior amputado.
OBJETIVO ESPECÍFICO	HIPÓTESIS ESPECÍFICA
1.- Identificar datos de las dimensiones antropométricas en mujeres de 45 a 60 años. 2.-Definir componentes de la prótesis transfemoral empleando la matriz morfológica y mediante la matriz ponderada realizar la evaluación a la mejor solución en el diseño de la prótesis. 3.-Diseño de la prótesis transfemoral. 4.-Realizar un estudio estático lineal del prototipo empleando la herramienta SolidWorks simulation. 5.-Elaboración de costo de fabricación de la prótesis transfemoral.	1.-Si se identifican los datos de las medidas antropométricas en mujeres de 45 a 60 años entonces, se tendrán las medidas correctas en la dimensión de los componentes. 2.-Si se define los componentes de la prótesis transfemoral empleando la matriz morfológica y mediante la matriz ponderada realizar la evaluación a la mejor solución entonces, se seleccionará el mejor diseño conceptual. 3.-Si se diseña la prótesis transfemoral entonces, el sistema podrá otorgar seguridad, dimensiones adecuadas, resistencia y marcha normal apropiada. 4.-Si se realiza un estudio estático lineal del prototipo empleando la herramienta SolidWorks simulation entonces, se validará la selección de los materiales y esfuerzos encontrados de manera analítica.

	5.-Si se realiza la elaboración de costo de fabricación de la prótesis transfemoral, se podrá tener un presupuesto detallado en los costos de los componentes.
--	--

6.3. Tipo y nivel de investigación

Tipo de investigación es aplicada-correlacional y el nivel de investigación enfocado al diseño mecánico

6.4. Población y muestra

La unidad de estudio se enfoca en el diseño de una prótesis transfemoral en mujeres de 45 a 60 años por diabetes mellitus tipo II, incluyendo las medidas antropométricas de la paciente.

6.5. Matriz de operación de variables

6.5.1. Variable independiente

Tabla 3: Variable independiente.

VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	DIMENSIONES	INDICADORES	ITEMS
VARIABLE INDEPENDIENTE	La prótesis de miembro inferior es un aparato ortopédico siendo su función principal de reemplazar la extremidad inferior amputada. Debido a que la recuperación de la marcha normal (funcional) y estético es primordial, el diseño de una prótesis transfemoral se realiza a partir del peso y fuerzas que soporta la pieza protésica durante la marcha de la persona. [6]	Tomando en cuenta el peso de la persona, los ángulos de movimiento de la rodilla y tobillo, se realizará un análisis estático lineal utilizando el software SolidWorks.	Análisis estático lineal	Esfuerzo	Pa
				Desplazamiento	m
				Deformación unitaria	Adimensional
				Factor de seguridad	Adimensional
				Esfuerzo por pandeo	Pa
Diseño prótesis transfemoral				Deflexión	m

6.5.2. Variable dependiente

Tabla 4: Variable dependiente.

VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	DIMENSIONES	INDICADORES	ITEMS
VARIABLE DEPENDIENTE	La marcha normal consiste en alternar los movimientos de las piernas de manera periódica con ángulos de posición que imprimen fuerzas en toda la prótesis con dirección al suelo.[6]	Teniendo en cuenta los ángulos en la marcha humana se podrá hallar fuerzas y velocidad angular que actúan en la prótesis.	Marcha normal	Ángulo	Θ
Recuperar la marcha normal en pacientes mujeres amputadas por diabetes mellitus II.				Fuerza	N

6.6. Técnicas e instrumentos de recolección de datos

En la recolección de datos se buscarán mediante bibliografía las medidas antropométricas en pacientes mujeres entre el rango de 45 a 60 años con la finalidad de obtener las medidas necesarias en la prótesis, seguidamente buscar los componentes necesarios para la prótesis, por medio de Instituto nacional de salud (INS) se realizará la búsqueda de masa en pacientes adultos, y finalmente buscar los rangos de movimiento en la marcha normal con la finalidad de verificar en que ángulo la prótesis recibe la mayor carga (masa del paciente).

6.7. Procedimiento de recolección de datos

Se seleccionarán las medidas antropométricas enfocado a la pierna de la paciente, posteriormente se ordenarán por medio de cuadros y realizar una ponderación mediante el uso de Excel de las medidas enfocados en la edad de 45 a 60 años y mediante mapas conceptuales se describirán las funciones de los componentes en la prótesis.

6.8. Procesamiento y análisis de datos

Por medio de la matriz morfológica y matriz de ponderación permitirá la selección a la mejor solución de la prótesis transfemoral. Mediante las medidas antropométricas, rangos de movimientos en la marcha normal y masas de pacientes mujeres en el rango de 45 a 60 años, se podrá realizar el análisis estático lineal con las fórmulas analíticas, posteriormente diseñar mediante el software CAD SolidWorks los componentes de la prótesis y con el software CAE se realizará la simulación y validación de la prótesis, finalmente contará con una evaluación económica del proyecto.

6.9. Matriz de consistencia

Tabla 5: Matriz de consistencia.

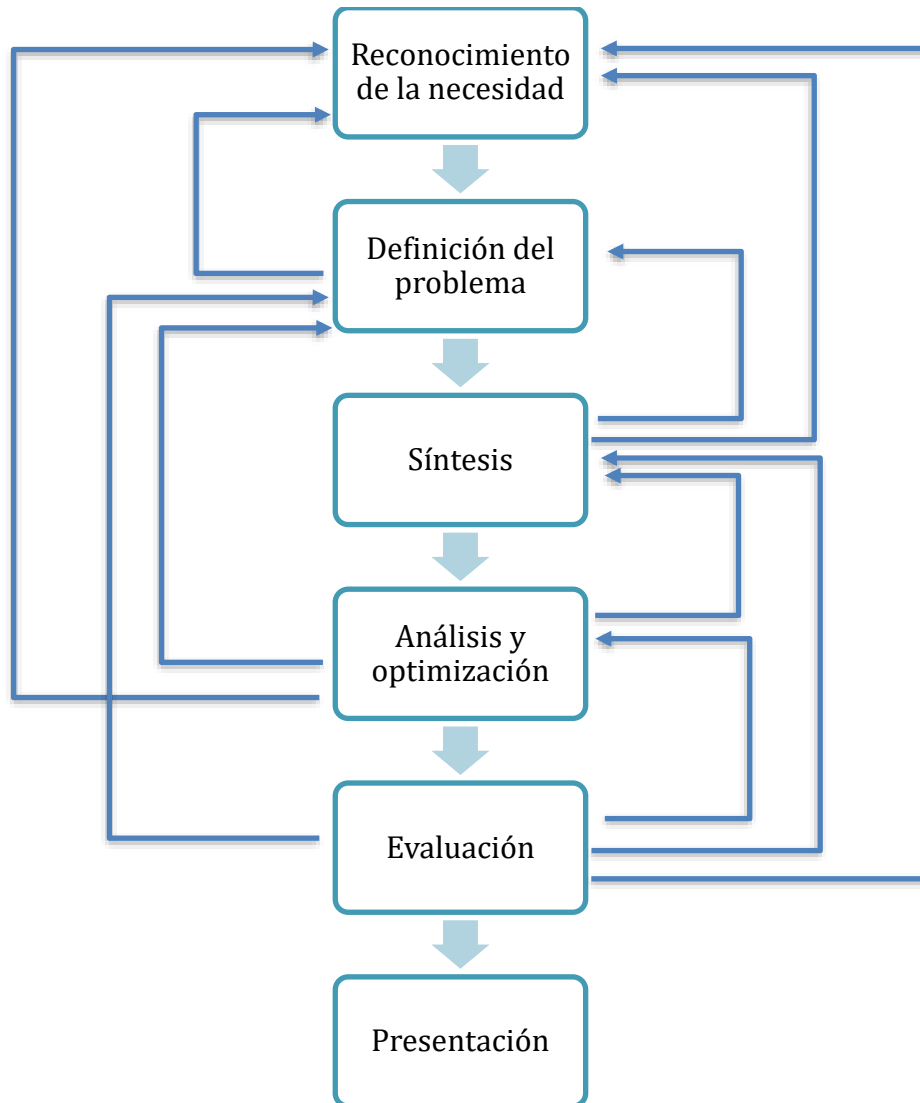
DISEÑO DE PRÓTESIS TRANSFEMORAL EN PACIENTES MUJERES DE 45 A 64 AÑOS POR DIABETES MELLITUS II PARA RECUPERAR LA				
PROBLEMA	OBJETIVOS	HIPÓTESIS	VARIABLES	METODOLOGÍA
¿Con el diseño de la prótesis transfemoral en mujeres de 45 a 60 años por diabetes mellitus II se podrá recuperar la marcha normal?	GENERAL	GENERAL	INDEPENDIENTE	DISEÑO DE INVESTIGACIÓN
	Diseño de prótesis transfemoral en mujeres de 45 a 60 años por diabetes mellitus II para recuperar la marcha normal.	Si se realiza el diseño de la prótesis transfemoral entonces, se logrará mejorar la marcha normal de la mujer con miembro inferior amputado.	Diseño de prótesis transfemoral	Tipo aplicada-correlacional
	ESPECÍFICOS	ESPECÍFICOS	INDICADORES	TÉCNICA: RECOLECCIÓN DE DATOS
	1.- Identificar datos de las dimensiones antropométricas en mujeres de 45 a 60 años.	1.- Si se identifican los datos de las medidas antropométricas en mujeres de 45 a 60 años entonces, se tendrán las medidas correctas en la dimensión de os componentes.	Esfuerzo. Desplazamiento. Deformación unitaria. Factor de seguridad. Esfuerzo por pando. Deflexión.	En este proyecto de investigación se usará la recolección de datos de las medidas antropométricas de la población en Perú realizados por S. M. Nicolas, S. H. Marco, F. L. Patricia, V. R. Martín [18] y por E. G. Carlos [19]
	2.-Diseñar la prótesis transfemoral Seleccionar empleando la matriz ponderada.	2.- Si se diseña la prótesis transfemoral empleando la matriz morfológica entonces, se seleccionará el mejor diseño conceptual.	DEPENDIENTE	
	3.-Seleccionar los componentes mediante la matriz ponderada en el diseño de la prótesis.	3.- Si se selecciona los componentes mediante la matriz ponderada entonces, el sistema podrá otorgar seguridad, dimensiones adecuadas, resistencia y marcha normal apropiada.	Recuperar la marcha en pacientes mujeres amputadas por diabetes.	
	4.-Realizar una simulación estático lineal del prototipo empleando la herramienta SolidWorks simulation.	4.- Si se realizar un estudio estático lineal del prototipo empleando la herramienta SolidWorks simulation entonces, se validará la selección de los materiales y esfuerzos encontrados de manera analítica.	INDICADORES	POBLACIÓN Y MUESTRA
5.-Realizar una evaluación económica de la prótesis.	5.- Si se realiza una evaluación económica de la prótesis entonces, se podrá tener un presupuesto detallado en los costos de los componentes.	Ángulo. Velocidad angular. Fuerza.	La unidad de estudio es una prótesis transfemoral.	

VII. Diseño de la prótesis transfemoral

7.1. Modelo de shigley

Se utilizará el modelo según Shigley para el proceso de diseño de la prótesis transfemoral [20].

Esquema 2: Modelo de Shigley para el proceso de diseño.

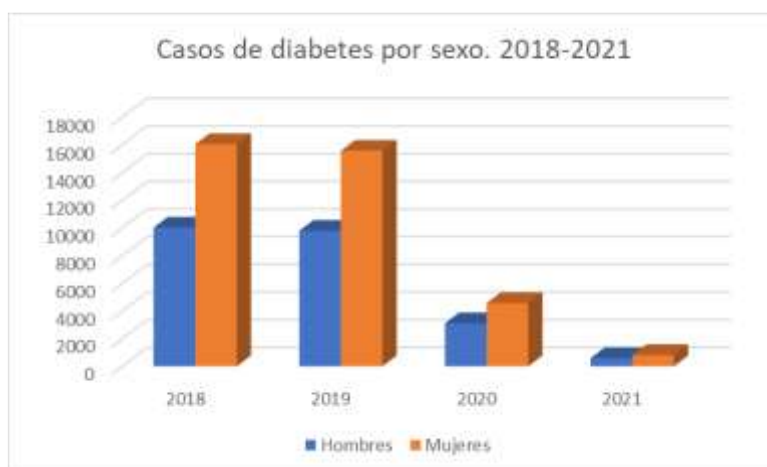


Fuente: Design: J. K. N. Richard G. Budynas, Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, México, 2008.

7.2. Situación de la diabetes conforme al sexo en la población peruana

En el Perú entre los periodos de 2018 a 2021, la situación de la diabetes de acuerdo con los datos del sistema de vigilancia del ministerio de salud predomina en las mujeres [21].

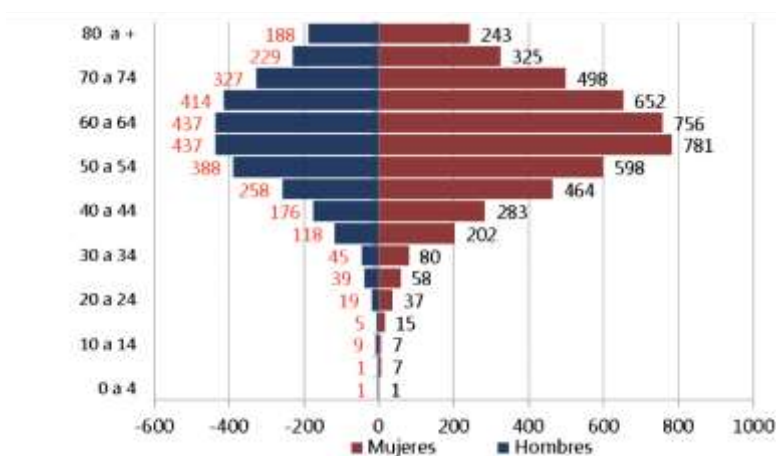
Ilustración 15: Situación de la diabetes en la población peruana.



Fuente: Ministerio de salud, Lima, 2021.

En el periodo del 2018 el 61.8% reportados por diabetes que corresponde a 4955 casos corresponden a mujeres. El 0,6 % de casos con diabetes son menores de 20 años, el 13,1 % entre 20 y 44 años, el 50,9 % entre los 45 y 60 años y el 35,5 % entre los 65 años a más [22].

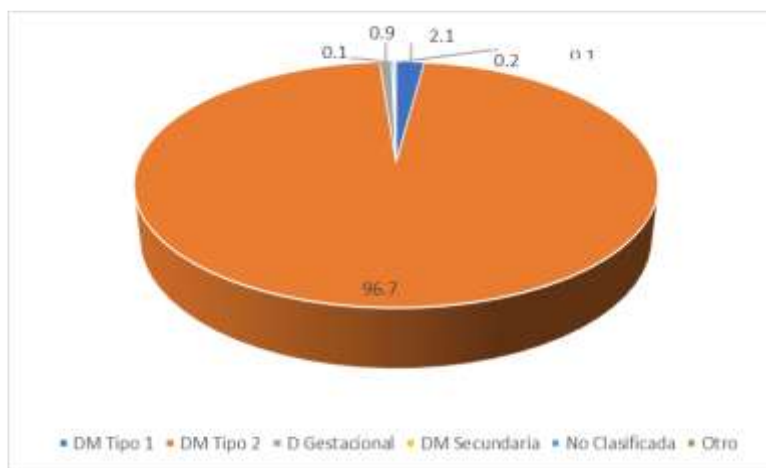
Ilustración 16: Situación de la diabetes según la edad en la población peruana.



Fuente: Ministerio de salud, Lima, 2021.

Durante el periodo de 2018 al 2021 la diabetes con mayor ocurrencia es la diabetes mellitus tipo II siguiéndole la diabetes mellitus tipo I, con forme a los casos reportados durante estas fechas,[21]

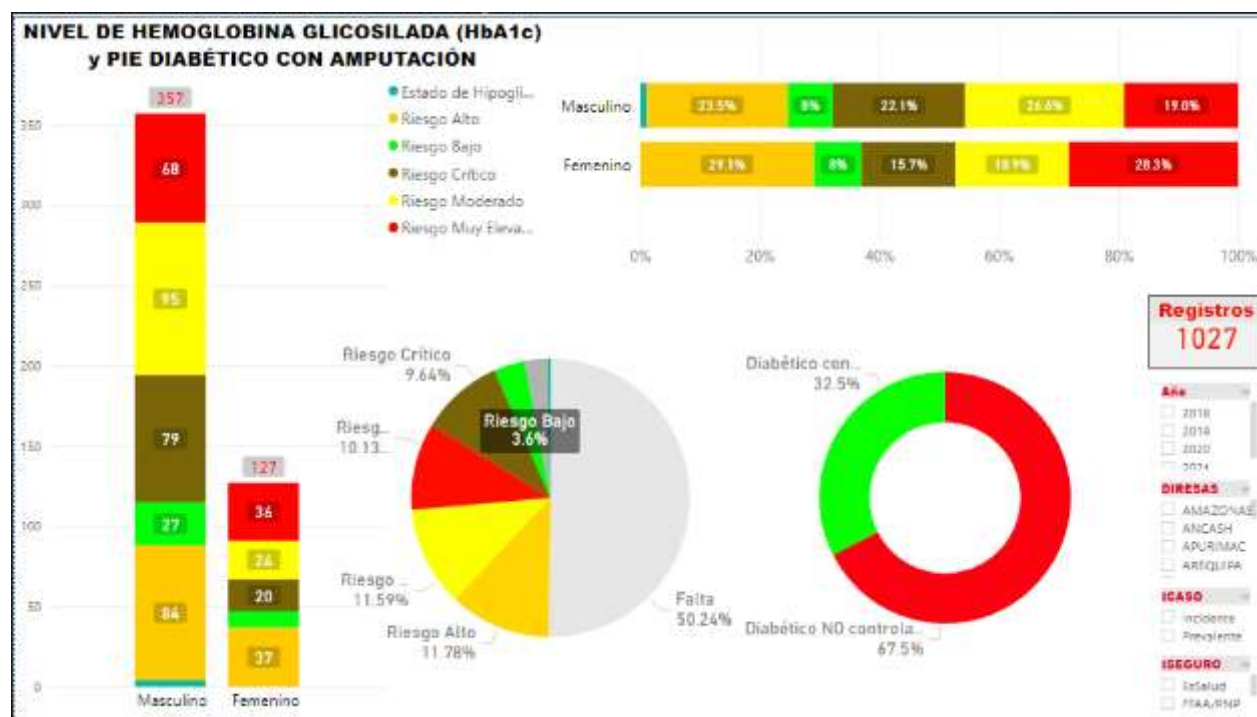
Ilustración 17: Registro del tipo de diabetes.



Fuente: Ministerio de salud, Lima, 2021.

Con forme al registro del ministerio de salud el riesgo de diabetes mellitus tipo II tiene mayor incidencia en las mujeres, con 28.3% en nivel de riesgo muy elevado, indicando de esta manera que son pacientes con amputaciones de miembro inferior.

Ilustración 18: Incidencia de diabetes en las mujeres.



Fuente: Ministerio de salud, Lima, 2021.

7.3. Problemas en el paciente al utilizar silla de ruedas y muletas

Una alternativa de movilizarse posterior a la amputación es utilizar silla de ruedas, ocasionando daño es la estructura ósea del paciente, de acuerdo con el estudio realizado por M. I. R. A. S. M. P. B. Jackelin Carla Barrientos Yaya, de los 351 encuestados con amputaciones de miembro inferior el 100% presentan dolor de hombro, utilizando en un día promedio 9.99 ± 2.51 y en el fin de semana 18.06 ± 6.26 horas respectivamente causando en el paciente un nivel de dolor de 6.9. [32] De igual manera en el uso de muletas el paciente tiende a gastar mayor energía en el movimiento excesivo de la pelvis para llevar el cuerpo hacia adelante, aplicando fuerza extra en el abdomen y brazos para mantener el equilibrio. [33]

7.4. Problemas en la paciente después de la amputación transfemoral

Complicaciones que presenta la paciente amputada después de la intervención quirúrgica [3], [32] y [33].

Tabla 6: Problemas después de la amputación.

PROBLEMAS EN EL PACIENTES DESPUÉS DE LA AMPUTACIÓN	
Después de la amputación	Hipertensión arterial.
	Estado emocional afectado: Depresión.
	No realizan actividad física.
	Desordenes en el estilo de alimentación.
Con el uso de silla de ruedas	Lesiones en el hombro.
Con el uso de muletas	El paciente gasta mayor energía.
	Movimiento excesivo de la pelvis.
	Fuerza extra en el brazo y abdomen para mantener el equilibrio.

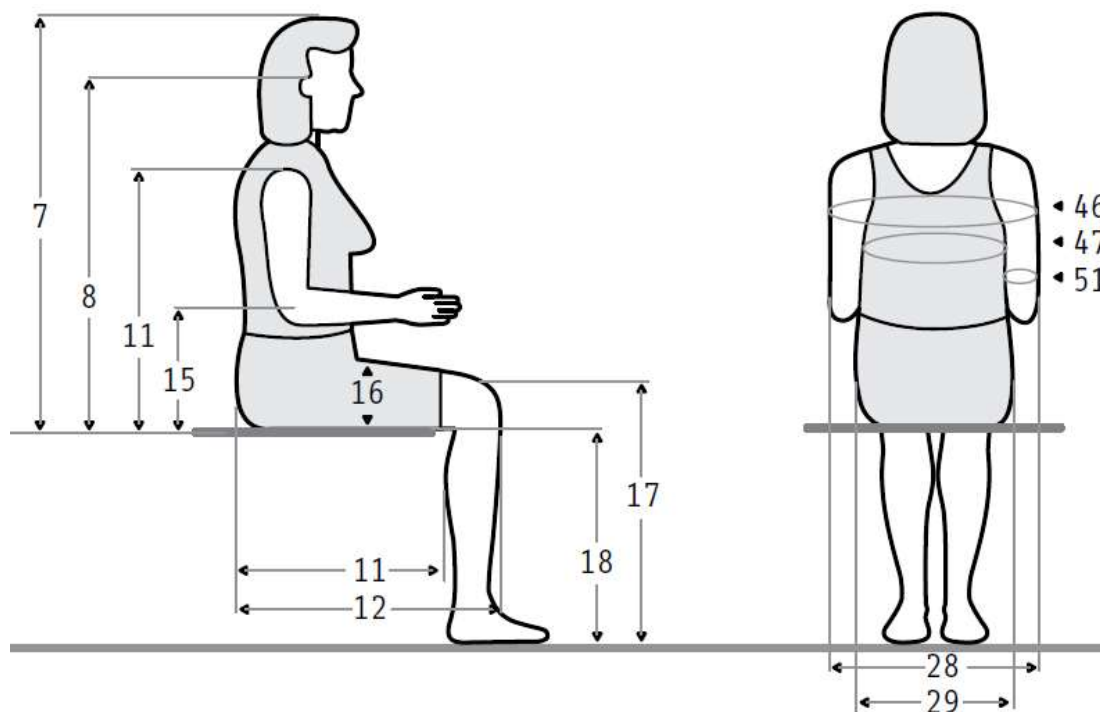
7.5. Datos sobre las medidas antropométricas en pacientes mujeres de 45 a 64 años

Es necesario el requerimiento de medidas antropométricas de pacientes mujeres entre el rango de 45 a 60 años que contribuyen en las dimensiones para el diseño de la prótesis.

En las siguientes imágenes se muestran las dimensiones antropométricas:

7.5.1. En posición sentada

Ilustración 19: Medidas antropométricas en posición sentada.



Fuente: R. Ávila Chaurand, L. R. Prado León, E. L. Gonzáles Muñoz Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana, Guadalajara, 2017.

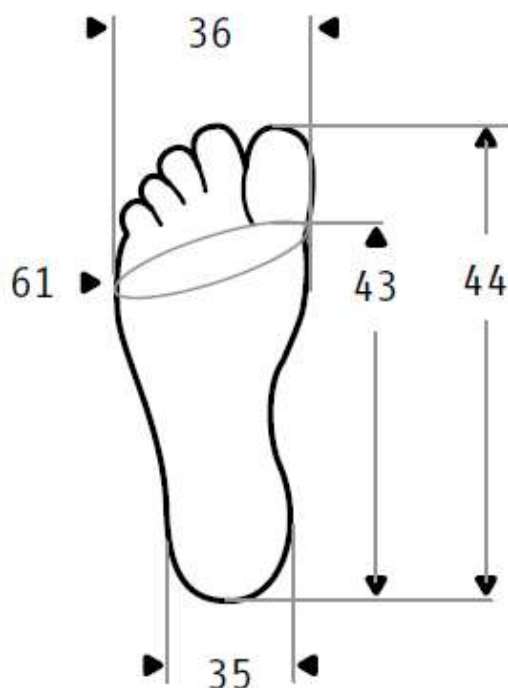
Ilustración 20: Cuadro de medidas antropométricas en posición sentada.

Dimensiones	40 - 49 años (n= 225)					50 - 59 años (n= 71)					
	x̄	D.E.	Percentiles			x̄	D.E.	Percentiles			
			5	50	95			5	50	95	
6	Altura sentado normal	81.4	3.15	76.6	81.3	86.7	80.2	3.06	75.0	80.1	85.2
7	Altura sentado erguido	82.7	2.87	78.3	82.6	87.3	81.7	2.74	77.6	82.0	86.2
8	Altura de los ojos	72.7	2.86	68.4	72.4	77.2	71.6	2.82	67.5	71.8	76.0
11	Altura acromial	54.9	2.41	51.2	55.1	58.5	53.7	2.54	49.5	53.5	57.6
15	Altura radial	22.8	2.34	18.9	22.9	26.4	21.7	2.31	17.8	22.0	25.5
16	Altura del muslo	14.4	1.41	12.4	14.4	16.8	13.8	1.16	12.1	13.8	15.9
17	Altura de la rodilla	48.4	2.40	44.4	48.5	52.5	47.8	2.51	43.4	47.6	51.7
18	Altura de la fosa poplítea	38.1	2.30	34.2	38.0	41.9	37.6	2.21	34.2	37.6	41.8
28	Anchura codo a codo	42.5	4.84	35.1	42.4	51.4	42.7	4.93	35.5	42.8	51.3
29	Anchura de las caderas	37.9	3.36	33.0	37.8	44.0	36.8	3.68	30.7	36.8	43.4
41	Largura nalga - fosa poplítea	46.6	2.52	43.0	46.8	50.4	45.9	2.58	41.8	46.1	49.8
42	Largura nalga - rodilla	55.3	2.61	51.0	55.2	59.7	54.6	2.59	50.6	54.6	59.4
46	Perímetro bideltoides	106.6	7.04	94.8	106.5	118.1	106.1	7.04	95.5	106.8	116.2
47	Perímetro mesoesternal	91.1	6.27	80.3	91.1	101.5	90.7	6.47	81.4	90.5	101.3
51	Perímetro brazo flexionado	29.2	3.06	24.6	29.0	35.0	29.2	2.84	25.3	29.1	33.9

Fuente: R. Ávila Chaurand, L. R. Prado León, E. L. Gonzáles Muñoz Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana, Guadalajara, 2017.

7.5.2. Vista inferior del pie

Ilustración 21: Medidas antropométricas del pie.



Fuente: R. Ávila Chaurand, L. R. Prado León, E. L. Gonzáles Muñoz Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana, Guadalajara, 2017.

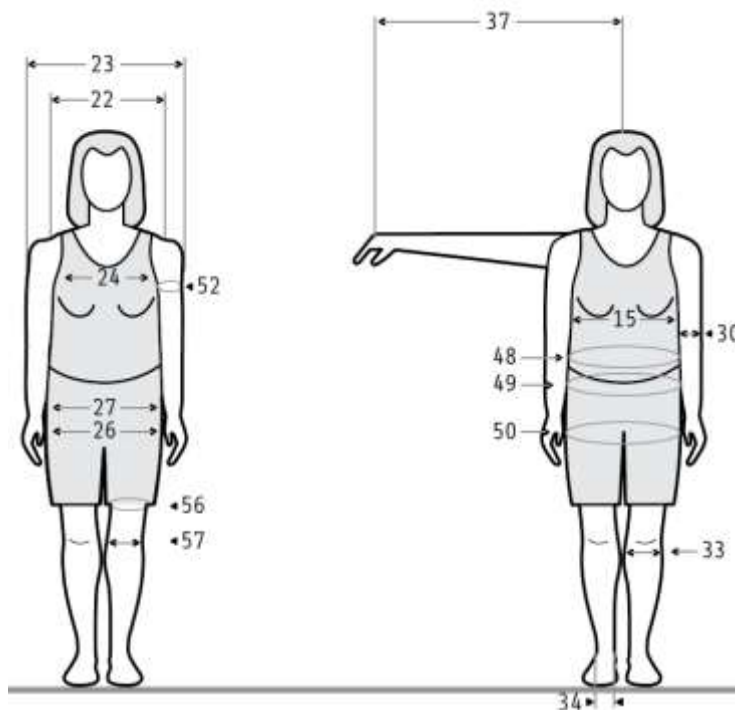
Ilustración 22: Cuadro de medidas antropométricas del pie.

Dimensiones	40 - 49 años (n= 225)					50 - 59 años (n= 71)					
	\bar{x}	D.E.	Percentiles			\bar{x}	D.E.	Percentiles			
			5	50	95			5	50	95	
19	Anchura de la cara	13.3	0.57	12.4	13.4	14.3	13.1	0.60	12.1	13.1	14.2
20	Anchura transversal cabeza	14.8	0.60	13.8	14.8	15.9	14.6	0.50	14.0	14.6	15.4
21	Anchura antero-post, cabeza	18.0	0.67	16.9	18.0	19.1	18.0	0.62	17.0	18.1	19.0
31	Anchura de muñeca	4.9	0.29	4.6	5.0	5.5	5.0	0.30	4.5	5.0	5.5
32	Anchura de mano	7.4	0.34	6.9	7.5	8.1	7.5	0.36	6.9	7.5	8.0
35	Anchura de talón	6.3	0.48	5.5	6.4	7.1	6.3	0.45	5.5	6.3	7.2
36	Anchura de pie	9.0	0.49	8.3	9.1	9.9	9.1	0.54	8.3	9.1	10.1
39	Largura de la mano	16.7	0.85	15.2	16.7	18.0	16.5	0.70	15.5	16.5	17.7
40	Largura palma de la mano	9.3	0.55	8.5	9.3	10.2	9.2	0.45	8.5	9.2	10.0
43	Largura de pie	23.0	1.08	21.4	22.9	24.9	22.7	0.93	21.4	22.8	24.2
44	Largura planta del pie	18.6	0.87	17.2	18.5	20.0	18.5	0.78	17.3	18.5	19.7
45	Perímetro de cabeza	53.3	1.59	50.8	53.3	55.7	53.0	1.34	51.2	53.0	55.3
54	Perímetro de la muñeca	14.8	0.79	13.5	14.8	16.3	15.0	0.82	13.8	15.0	16.5
55	Perímetro metacarpial	18.1	0.87	16.7	18.1	19.6	18.1	0.92	16.9	18.1	19.7
61	Perímetro metatarsal	22.6	1.21	20.7	22.5	24.7	22.5	1.36	20.6	22.5	24.9

Fuente: R. Ávila Chaurand, L. R. Prado León, E. L. Gonzáles Muñoz Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana, Guadalajara, 2017.

7.5.3. En posición de pie de manera frontal

Ilustración 23: Medidas antropométricas en posición de pie de manera frontal.



Fuente: R. Ávila Chaurand, L. R. Prado León, E. L. Gonzáles Muñoz Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana, Guadalajara, 2017.

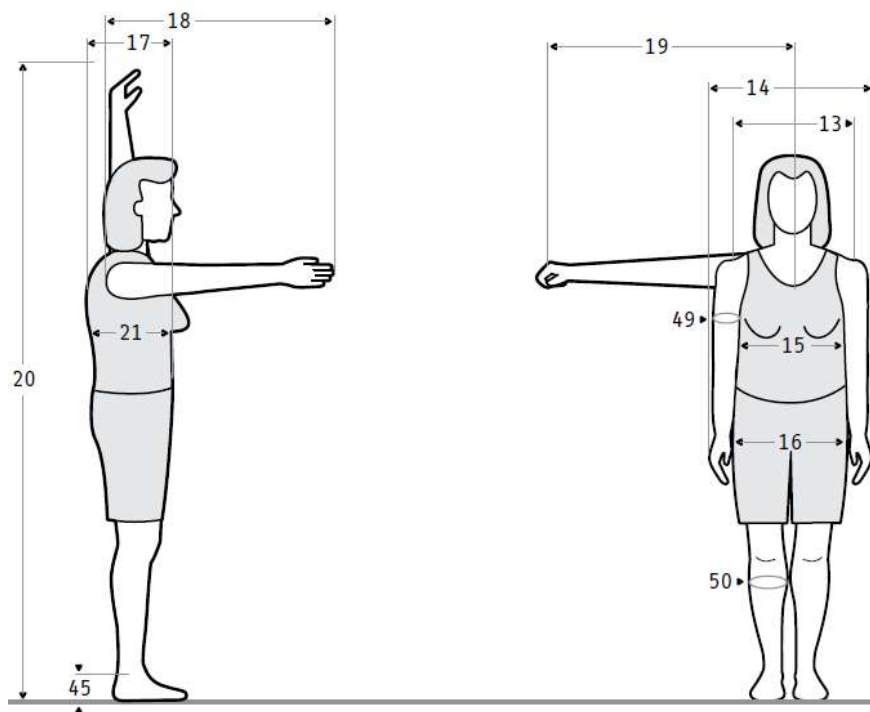
Ilustración 24: Cuadro de medidas antropométricas en posición de pie de manera frontal.

Dimensiones	40 - 49 años (n= 225)					50 - 59 años (n= 71)					
	\bar{x}	D.E.	Percentiles			\bar{x}	D.E.	Percentiles			
			5	50	95			5	50	95	
22	Anchura biacromial	35.2	1.86	32.5	35.4	38.3	35.0	1.70	32.5	35.0	37.7
23	Anchura bideltoides	42.8	2.99	37.7	42.7	47.8	42.3	3.36	37.4	42.4	47.2
24	Anchura transversal tórax	26.9	2.17	23.6	27.0	30.8	26.7	2.30	22.8	26.7	30.5
26	Anchura bicrestal	26.7	2.51	22.5	26.6	31.1	27.1	2.37	23.3	27.0	31.4
27	Anchura bitrocantarea	32.9	2.26	29.2	32.8	36.5	32.0	2.32	28.5	32.2	35.8
30	Anchura del codo	6.1	0.37	5.5	6.1	6.8	6.1	0.38	5.5	6.2	6.9
33	Anchura de la rodilla	9.3	0.68	8.4	9.3	10.6	9.2	0.63	8.4	9.3	10.4
34	Anchura bimaloleolar	6.5	0.30	6.1	6.5	7.0	6.5	0.34	6.1	6.5	7.2
37	Largura lateral brazo	70.1	3.40	64.3	70.4	75.2	69.5	2.95	65.3	69.6	74.4
48	Perímetro de la cintura	80.4	9.11	67.0	80.1	96.3	80.5	9.52	65.3	80.6	96.0
49	Perímetro umbilical	90.3	9.66	75.0	89.6	108.1	91.0	9.31	74.4	92.6	103.8
50	Perímetro gluteal	100.0	7.33	89.0	99.8	112.5	97.4	7.39	85.2	97.0	107.9
52	Perímetro brazo	29.3	3.18	24.4	29.0	34.9	29.2	2.92	24.7	29.2	34.0
53	Perímetro antebrazo	24.0	1.97	21.1	23.9	27.5	23.8	1.80	21.0	23.6	26.8
56	Perímetro muslo superior	57.8	5.18	49.2	57.8	66.5	55.5	4.79	47.7	54.9	63.9
57	Perímetro muslo medio	52.4	4.89	44.8	52.0	60.5	50.6	4.49	44.7	50.1	57.9

Fuente: R. Ávila Chaurand, L. R. Prado León, E. L. Gonzáles Muñoz Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana, Guadalajara, 2017.

7.5.4. En posición de pie de manera lateral y frontal

Ilustración 25: Medidas antropométricas en posición de pie de manera lateral y frontal.



Fuente: R. Ávila Chaurand, L. R. Prado León, E. L. Gonzáles Muñoz Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana, Guadalajara, 2017.

Ilustración 26: Cuadro de medidas antropométricas en posición de pie de manera lateral y frontal.

Dimensiones	60 - 90 años (n=129)				
	\bar{x}	D.E.	Percentiles		
			5	50	95
13 Diámetro máx. bideitoideo	434	38	372	431	496
14 Anchura máx. cuerpo	498	43	428	495	569
15 Diámetro transversal tórax	315	26	254	306	362
16 Diámetro bitrocantérico	356	31	305	353	407
17 Profundidad máx. cuerpo	318	42	294	321	386
18 Alcance brazo frontal	571	38	508	571	634
19 Alcance brazo lateral	557	35	499	556	614
20 Alcance máx. vertical	1820	92	1675	1820	1958
21 Profundidad tórax	291	32	237	291	344
45 Altura tobillo	72	9	56	72	86
49 Perímetro brazo	289	38	226	281	352
50 Perímetro pantorrilla	338	32	286	334	391

Fuente: R. Ávila Chaurand, L. R. Prado León, E. L. Gonzáles Muñoz Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana, Guadalajara, 2017.

7.5.5. Ponderación de las medidas antropométricas

Se realiza la ponderación de las medidas antropométricas del miembro inferior amputado en el rango de edad: 45-60 años a partir de las ilustraciones 18, 20, 22, 24 y 26.

Tabla 7: Ponderación de las medidas antropométricas.

MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS			
Dimensiones	\bar{X}_1 en cm	\bar{X}_2 en cm	X en cm
Perímetro mulo superior	57.8	55.5	56.65
Perímetro muslo medio	52.4	50.6	51.5
Altura de la rodilla	48.4	47.8	48.1
Altura de la fosa poplítea	38.1	37.6	37.85
Ancho de la rodilla	9.3	9.2	9.25
Altura del tobillo	7.2	7.2	7.2
Ancho bimalleolar	6.5	6.5	6.5
Ancho del talón	6.3	6.3	6.3
Ancho del pie	9	9.1	9.05

En cuanto a la longitud de la prótesis de pie para su diseño se consideran las medidas antropométricas de 22.7 hasta 23 cm y adicional a ello se buscarán las tallas de calzado para mujeres en el Perú, con la finalidad de diseñar prótesis regulable.

7.5.6. Medidas antropométricas para la prótesis

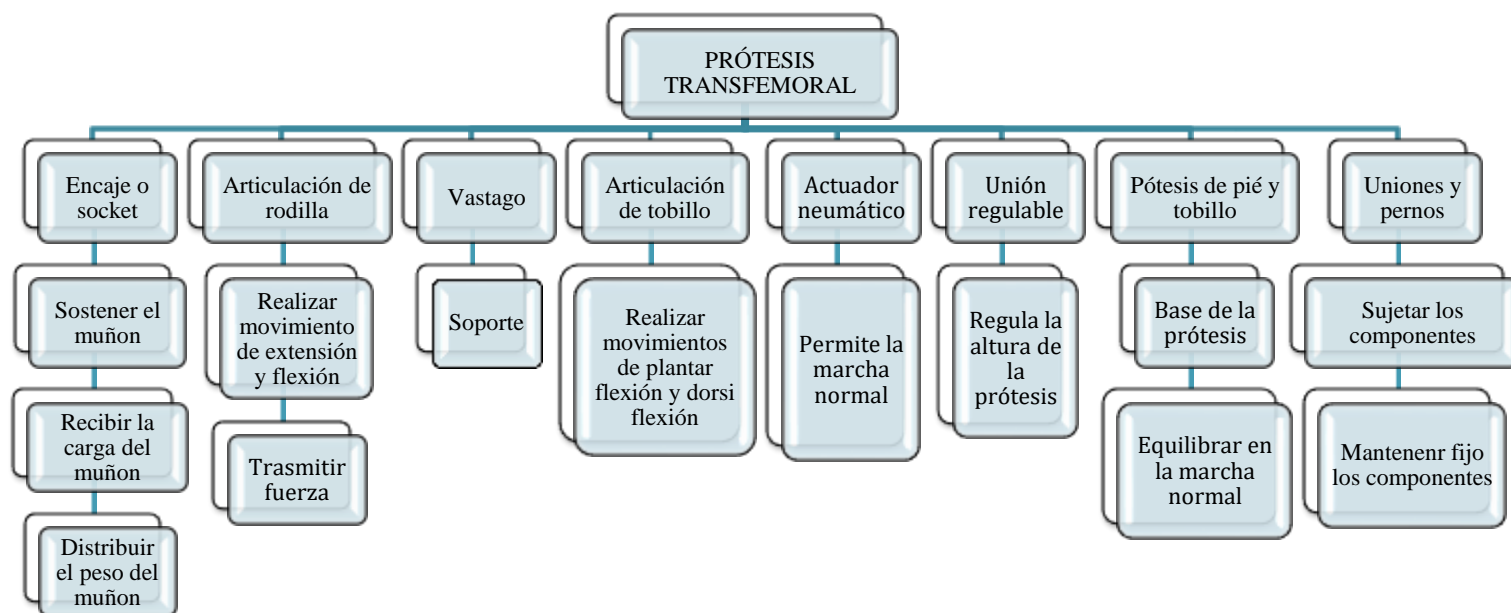
Se realiza un cuadro con las dimensiones que se utilizarán en los componentes de la prótesis.

Tabla 8: Medidas antropométricas.

MEDIDAS DE LA PIERNA	
Dimensiones	cm
Perímetro mulo superior	56.65
Perímetro muslo medio	51.5
Altura de la rodilla	48.1
Altura de la fosa poplítea	37.85
Ancho de la rodilla	9.25
Altura del tobillo	7.2
Ancho bimalleolar	6.5
Ancho del talón	6.3
Ancho del pie	9.05
Largo del pie	22.7-23 (regulable)

7.6. Funciones indicando los componentes de la prótesis transfemoral

Esquema 3: Mapa conceptual sobre las funciones de los componentes de la prótesis.



7.7. Requerimientos en el diseño de la prótesis transfemoral

Tabla 9: Requerimientos del diseño.

REQUERIMIENTOS DEL DISEÑO	
Ergonomía	En la paciente se debe evitar que realice fuerza extra, por tal motivo el diseño de la prótesis transfemoral debe cumplir con la función de lograr la marcha normal de manera apropiada.
Estética	Desarrollar una prótesis con un diseño visualmente atractivo e innovador
Mantenimiento	El paciente y/o familiar logre desarmar, posterior a ello realizar una adecuada limpieza a las piezas y finalmente armar la prótesis sin dificultad.
Bajo número de piezas	Reducir el número de piezas y lograr un adecuado desarme y armado de la prótesis.
Liviano	Seleccionar los materiales correctos con la finalidad de obtener una prótesis liviana.
Resistencia	Resistencia que debe obtener la prótesis y no fallar con las cargas aplicadas.
Rigidez	La prótesis debe contar con materiales que resistan esfuerzos sin llegar a deformarse por la carga aplicada.

7.8. Justificación en la selección de los componentes de la prótesis transfemoral

La clasificación funcional de Medicare (niveles K), otorga información sobre la capacidad o potencial funcional y selección adecuada de los componentes que tendrá la prótesis para la persona con miembro inferior amputado. [28], [29], [30]

Tabla 10: Clasificación funcional de los niveles K.

NIVEL	CAPACIDAD O POTENCIAL DEL PACIENTE
K-0	No tiene la capacidad o el potencial para deambular o trasladarse de manera segura con o sin asistencia y una prótesis no mejora su calidad de vida o movilidad. Este nivel no justifica la prescripción de una prótesis.
K-1	Tiene la capacidad o el potencial para usar una prótesis para transferencias o deambulación en superficies niveladas a una cadencia fija. Esto es típico de un deambulador doméstico o de una persona que solo camina en su propia casa.
K-2	Tiene la capacidad o el potencial para deambular con la capacidad de atravesar barreras ambientales de bajo nivel, como bordillos, escaleras o superficies irregulares. Esto es típico del deambulador comunitario limitado.
K-3	Tiene la capacidad o el potencial para deambular con cadencia variable. Una persona en el nivel 3 suele ser un deambulador comunitario que también tiene la capacidad de atravesar la mayoría de las barreras ambientales y puede tener una actividad vocacional, terapéutica o de ejercicio que exige el uso de prótesis más allá de la simple locomoción.
K-4	Tiene la capacidad o el potencial para la deambulación protésica que excede las habilidades básicas de deambulación, exhibiendo un alto impacto, estrés o niveles de energía. Esto es típico de las demandas protésicas del niño, adulto activo o atleta.







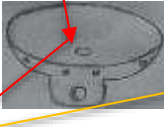



















7.9. Criterio de selección en los componentes para la prótesis transfemoral

Tabla 11: Criterios de selección.

CRITERIOS DE SELECCIÓN	
Materiales	Los materiales seleccionados deben ser resistentes, ligeros, rígidos.
Articulación	La prótesis debe cumplir durante la marcha normal con un grado de libertad para la rodilla (flexión – extensión) y el tobillo (dorsiflexión – plantar flexión).
Amortiguamiento	Seleccionar y/o diseñar un adecuado sistema de amortiguamiento que absorba el impacto durante la marcha normal.
Facilidad de montaje	La paciente no debe complicarse al acoplar la prótesis en el muñón
Simplicidad de los componentes	Se requiere el menor número de piezas, facilidad de compra y manufactura.
Facilidad de mantenimiento	La paciente y/o familiar debe contar con la facilidad de desarmar, ensamblar y realizar una adecuada limpieza a la prótesis transfemoral.





7.10. Matriz morfológica

Tabla 12: Matriz morfológica.

MATRIZ MORFOLÓGICA				
FUNCIÓN	SOLUCIONES			
	1	2	3	4
Muñón	MUÑÓN EN AMPUTACIÓN TRSNFEMORAL 			
Encaje o socket	AJUSTE GRADUABLE 	TIPO CANASTILLA CON SISTEMA AL VACÍO 	AJUSTE DE CORREA 	SISTEMA AL VACÍO CON TAPA 
Tipo de unión del Socket con la prótesis de rodilla	ADAPTADOR DE 4 ESPIGAS FIJO 	UNIÓN SEMI CILÍNDRICO 	ADAPTADOR CON 3 ESPIGAS REGULABLE 	
Rotación en articulación de la rodilla	POLICÉNTRICA 	EJE SIMPLE 		
Actuador de prótesis de rodilla	ACTUADOR DE AIRE 	ACTUADOR DE RESORTE 		
Vástago	MUELLE 	TUBO CUADRANGULAR 	TUBO CILÍNDRICO 	
Regulador de altura	TORNILLO DE POTENCIA 			
Prótesis de tobillo	CON ACTUADOR DE RESORTE 	PLACAS CURVA PARA AMORTIGUACIÓN 	CON ACTUADOR DE PISTÓN 	
Prótesis de pie	PIE DEPORTIVOS 	PIE INTERCAMBIABLE 	PLACA CURVA PARA CONTACTO 	
Sellos	PERNOS Y TORNILLOS 	REMACHES 	CONEXIÓN DE TUBO CUADRADO 	ADAPTADOR DE TUBO DE 2 VÍAS 

7.10.1. Solución a partir de la matriz morfológica en el diseño de la prótesis

Tabla 13: Cuadro de soluciones.

SOLUCIONES	
1	
2	
3	
4	

7.10.1.1. Solución 1

Muñón en amputación transfemoral – Ajuste graduable – Adaptador de 4 espigas fijo – Eje simple – Actuador de resorte – Muelle – Con actuador de pistón – Pie intercambiable – Remache – Adaptador de tubo de 2 vías.

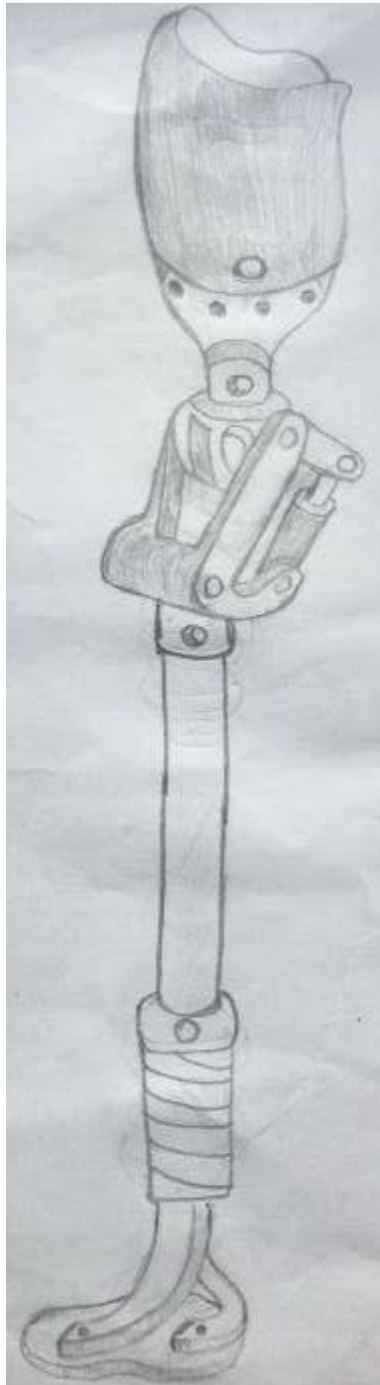
Ilustración 27: Solución 1.



7.10.1.2. Solución 2

Muñón en amputación transfemoral – Tipo canastilla con sistema al vacío – Unión semi cilíndrico – Policéntrico – Actuador de aire – Tubo cilíndrico – Tornillo de potencia – Placa curva para amortiguación – Placa curva para contacto– Pernos y tornillos.

Ilustración 28: Solución 2.



7.10.1.3. Solución 3

Muñón en amputación transfemoral – Ajuste de correa – Adaptador con 3 espigas regulable – Policéntrico – Actuador de resorte – Tubo cuadrangular – Con actuador de resorte – Pie deportivo – Pernos y tornillos – Conexión de tubo cuadrado.

Ilustración 29: Solución 3.



7.10.1.4. Solución 4

Muñón en amputación transfemoral – Sistema al vacío con tapa – Adaptador con 3 espigas regulable – Eje simple – Actuador de aire – Tubo cilíndrico – Con actuador de resorte – Placas – Remaches – Adaptador de tubo de 2 vías.

Ilustración 30: Solución 4.



7.11. Matriz ponderada

Para la selección a la mejor solución en el diseño de la prótesis se realiza una suma ponderada de las evaluaciones de acuerdo con Karl T. Ulrich y Steven D, Eppinger. Para el criterio de selección en la mejor solución, se consideran 3 tres ítems, el signo “+” señala la solución es “mejor que”, el “0” indica que es “igual a” y por último el signo “-” referido a que en ese ítem es “peor que” [38]. Por lo tanto, tomando en cuenta los criterios de selección de componentes para el diseño de la prótesis de la tabla 9 se procedió a realizar la matriz de ponderación teniendo en cuenta los 3 ítems antes mencionados.

Tabla 14: Matriz Ponderada.

SOLUCIONES				
CRITERIOS DE SELECCIÓN	1	2	3	4
Materiales	+	+	+	+
Articulación	-	+	+	-
Amortiguamiento	+	+	0	0
Facilidad de montaje	-	0	-	0
Simplicidad de los componentes	-	+	+	0
Facilidad de mantenimiento	-	+	-	-
Suma +	2	4	3	1
Suma 0	0	2	1	3
Suma -	4	0	2	2
Evaluación neta	-2	4	1	-1
¿Continuar?	NO	SI	SI	NO

Después de evaluar las soluciones, como resultados con forme a la matriz de ponderación, la mejor solución en el diseño de la prótesis transfemoral resultando con evaluación neta de 4 es la opción número 2.

7.12. Diseño final

Ilustración 31: Diseño final de la solución 2l.

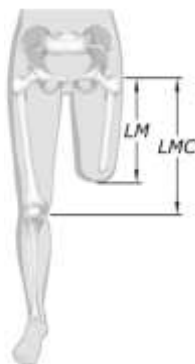


7.12.1. Diseño final con las medidas de los componentes de la prótesis

El diseño se centra en pacientes mujeres y la estatura a considerarse para el rango de edad de 45 a 60 años según el informe dado por el INS la estatura promedio en la población peruana en mujeres es 155 a 155, 4 cm. [34]

Para poder encontrar la longitud del $H_{\text{unión}}$ del miembro residual se requiere determinar la longitud del miembro completo con la siguiente formula.

Ilustración 32: Paciente con amputación transfemoral.



Fuente: J. A. B. G. L. M. V. O. J. Vélez Zea, «RELACIÓN ENTRE LA LONGITUD DEL MIEMBRO RESIDUAL Y LA DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS SOBRE EL MUÑÓN PARA AMPUTADOS TRANSFEMORALES

Ecuación 9: Longitud del miembro residual.

$$\% \text{Miembro residual} = \frac{\text{Longitud del miembro residual}}{\text{Longitud del miembro completo}} * 100$$

La siguiente tabla nos muestra la longitud que debe tener el muñón en una amputación transfemoral con forme a la altura del paciente [35].

Tabla 15: Longitud del muñón.

CARACTERÍSTICAS DE LOS PACIENTES				
CÓDIGO DEL INDIVIDUO	ALTURA (m)	PESO (kg)	LONGITUD DEL MUÑÓN (m)	%MIEMBRO RESIDUALA
S ₁	1.75	75	0.24	70%
S ₂	1.53	53.2	0.24	80%
S ₃	1.67	79.8	0.28	86%
S ₄	1.63	63.5	0.29	91%
S ₅	1.65	88.7	0.30	93%

Se realiza una interpolación con la finalidad de encontrar el porcentaje del miembro residual para la paciente de 1.55 metros.

Tabla 16: Interpolación al miembro residual.

ALTURA (m)	%MIEMBRO RESIDUALA
1.75	70%
1.55	X
1.53	80%

El valor que resulta para el porcentaje del miembro residual es 78.94%.

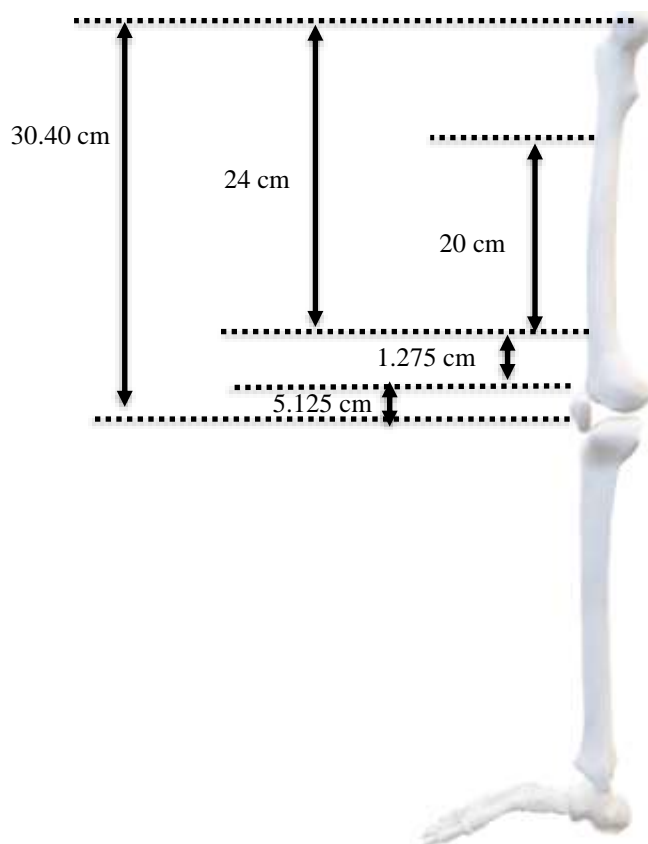
Entonces el paciente con estatura de 1.55 su longitud del muñón es de 0.24 m o 24 cm, posteriormente la longitud del miembro completo resulta:

$$78.94\% = \frac{0.24 \text{ m}}{\text{Longitud del miembro completo}} * 100$$

$$\text{Longitud del miembro completo} = 30.40 \text{ cm}$$

Conforme al dato de longitud del miembro completo podemos determinar la $H_{\text{unión}}$ del miembro residual y la longitud necesaria del socket (H_{socket}), teniendo en cuenta las medidas antropométricas.

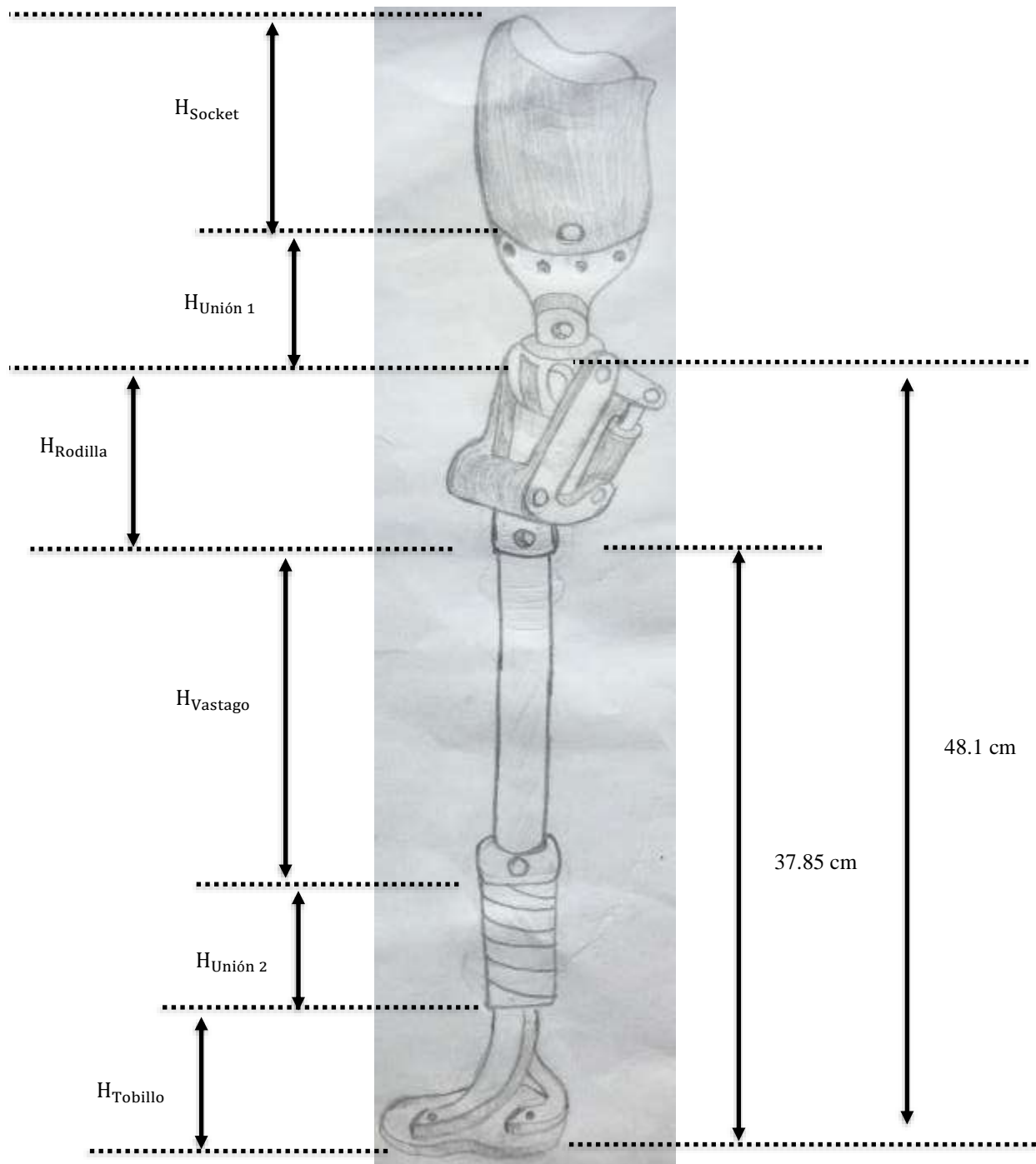
Ilustración 33: Medida del socket y la Unión 1



La altura requerida para el socket es 24 cm y la unión 1 de 1.275 cm, de esta manera se tendrá el nivel exacto de la prótesis transfemoral al realizar la marcha normal de manera adecuada.

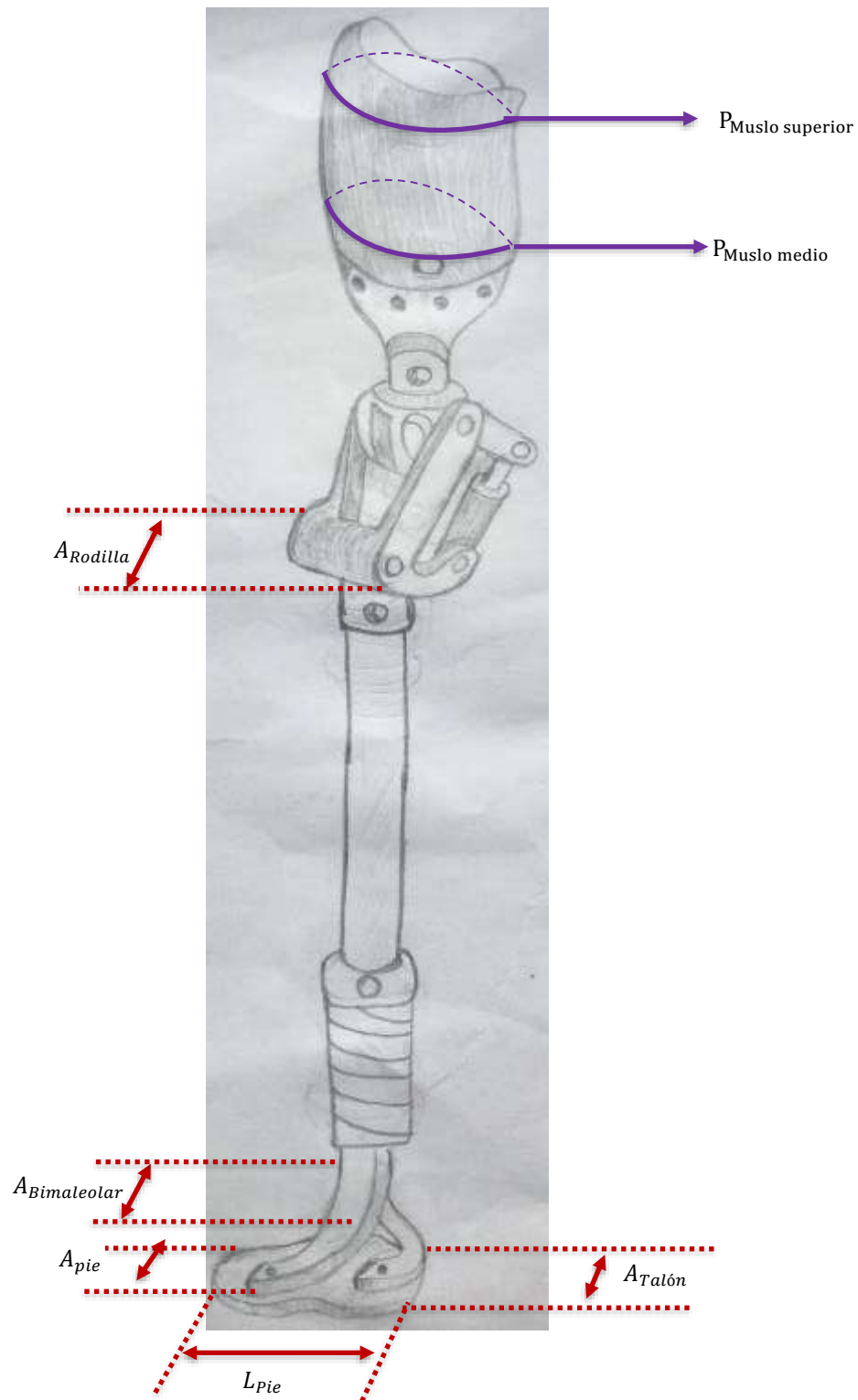
7.12.1.1. Altura de los componentes de la prótesis

Ilustración 34: Altura de los componentes.



7.12.1.2. Perímetro y ancho

Ilustración 35: Perímetro y ancho de los componentes.



7.12.1.3. Medidas de los componentes de la prótesis

7.12.1.3.1. Medidas de la altura en cada componente

Tabla 17: cuadro de medidas de la altura en los componentes.

MEDIDAS	
COMPONENTE	MEDIDA EN cm
H_{Socket}	20
$H_{\text{Unión 1}}$	1.275
H_{Rodilla}	10.25
H_{Vastgo}	15.65
$H_{\text{unión 3 regulable}}$	7.5
H_{Tobillo}	7.2

7.12.1.3.2. Medidas del perímetro y ancho en cada componente

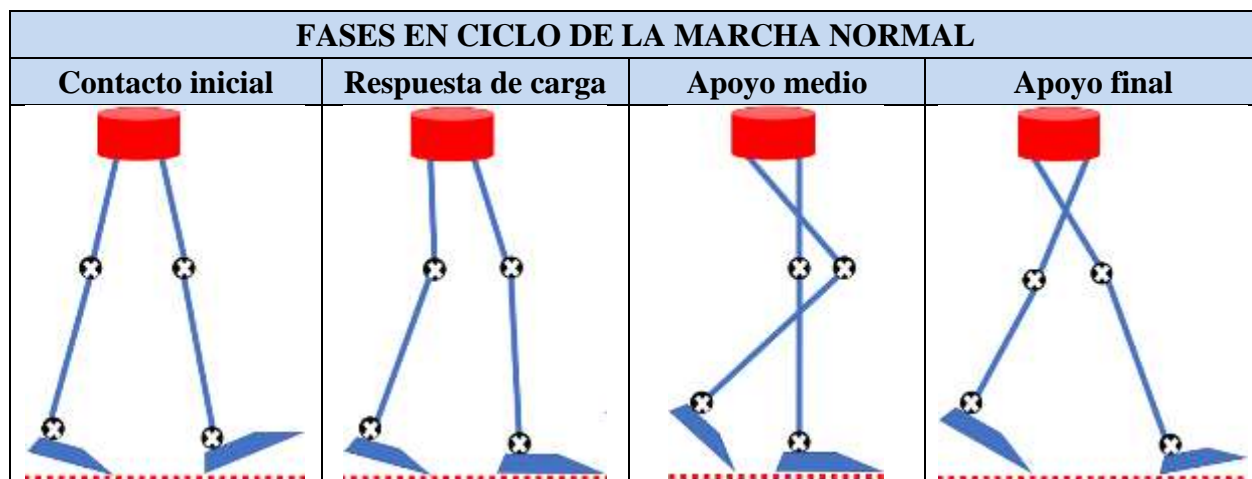
Tabla 18: Perímetro y ancho de los componentes.

MEDIDAS	
COMPONENTE	MEDIDA EN cm
$P_{\text{Muslo superior}}$	56.65
$P_{\text{Musol medio}}$	51.5
A_{Rodilla}	9.25
$A_{\text{Bimaleolar}}$	6.5
A_{Pie}	9.05
$A_{\text{Talón}}$	6.3
L_{Pie}	22.85
$L_{\text{Planta del pie}}$	22.7-23 (medida regulable)

7.13. Cálculos analíticos

En el diseño de la prótesis se va a tener en cuenta las fases en el ciclo de la marcha normal de la persona, ya que en todo el ciclo se imprimen cargas en contacto con el suelo.

Tabla 19: Fases de la marcha normal.



De esta manera la mayor carga que se imprime en la marcha normal es en la fase de apoyo medio, donde toda la planta del pie entra en contacto con el suelo mientras el segundo pie está en fase de oscilación [6].

7.13.1. Diseño del Socket

Es necesario determinar los radios a partir de los perímetros del muslo superior, muslo medio y rodilla media.

Tabla 20: Radios del Socket.

COMPONENTE	Perímetro cm	Radio cm	Radio en m	Diámetro en m
P _{Muslo superior}	56.65	9.016	0.0902	0.1804
P _{Muslo medio}	51.5	8.196	0.0820	0.164

Otro dato que se necesita es la masa de la persona que, de acuerdo con el instituto nacional de salud la estatura de la mujer de 45 a 60 años está en el rango de 155 cm a 155.4 cm [34], de este modo selecciono la carga y a partir de la imagen 38 proporcionados los datos el CENAN-MINISTERIO DE SALUD [36], por conveniencia se selecciona con una altura de 1.55 m.

Ilustración 36: Masa de la persona.

		CLASIFICACIÓN							
		PESOS (kg)							
		Delgadez		Normal	Sobrepeso	Obesidad			
IMC	Talla (m)	III	II	I			I	II	III
		<16	≥16	≥17	≥18,5	≥25	≥30	≥35	≥40
	1,35		29,1	30,9	33,7	45,5	54,6	63,7	72,9
	1,36		29,5	31,4	34,2	46,2	55,4	64,7	73,9
	1,37		30,0	31,9	34,7	46,9	56,3	65,6	75,0
	1,38		30,4	32,3	35,2	47,6	57,1	66,6	76,1
	1,39		30,9	32,8	35,7	48,3	57,9	67,6	77,2
	1,40		31,3	33,3	36,2	49,0	58,8	68,6	78,4
	1,41		31,8	33,7	36,7	49,7	59,6	69,5	79,5
	1,42		32,2	34,2	37,3	50,4	60,4	70,5	80,6
	1,43		32,7	34,7	37,8	51,1	61,3	71,5	81,7
	1,44		33,1	35,2	38,3	51,8	62,2	72,5	82,9
	1,45		33,6	35,7	38,8	52,5	63,0	73,5	84,1
	1,46		34,1	36,2	39,4	53,2	63,9	74,6	85,2
	1,47		34,5	36,7	39,9	54,0	64,8	75,6	86,4
	1,48		35,0	37,2	40,5	54,7	65,7	76,6	87,6
	1,49		35,5	37,7	41,0	55,5	66,6	77,7	88,8
	1,50		36,0	38,2	41,6	56,2	67,5	78,7	90,0
	1,51		36,4	38,7	42,1	57,0	68,4	79,8	91,2
	1,52		36,9	39,2	42,7	57,7	69,3	80,8	92,4
	1,53		37,4	39,7	43,3	58,5	70,2	81,9	93,6
	1,54		37,9	40,3	43,8	59,2	71,1	83,0	94,8
	1,55		38,4	40,8	44,4	60,0	72,0	84,0	96,1
	1,56		38,9	41,3	45,0	60,8	73,0	85,1	97,3

Fuente: Ministerio de salud.

De este modo la masa de la paciente mujer con estatura de 1.55 m es de 96.1 kg.

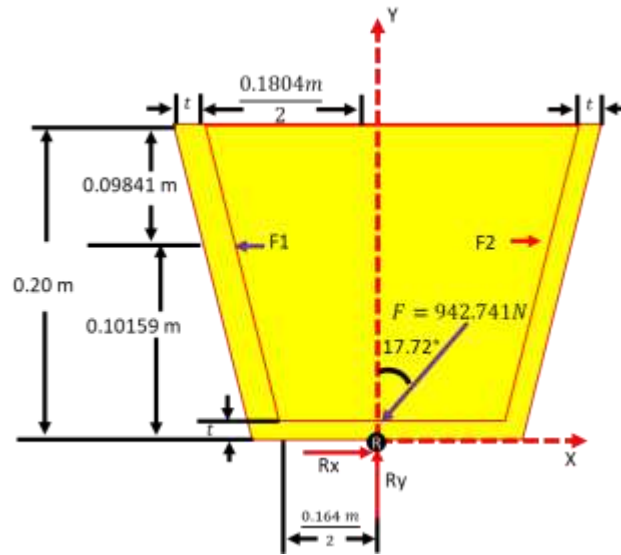
El pie imprime la fuerza con cierto ángulo al socket, entonces, el ángulo Q que presenta la mujer cuando una pierna está en etapa de oscilación y la segunda pierna está en etapa de apoyo es de 17.72° [37].

Realizando el diagrama de cuerpo libre utilizando las medidas de la tabla 20, con separación de 0.17 m para cada circunferencia, considerando la fuerza aplicada, las cargas puntuales F_1 y F_2 de manera que tienden a abrir lateralmente el socket con sus respectivas distancias a la que actúan y las reacciones presentes en el socket como se muestra en la ilustración 39.

Se calcula la fuerza que imprime el muñón en el socket.

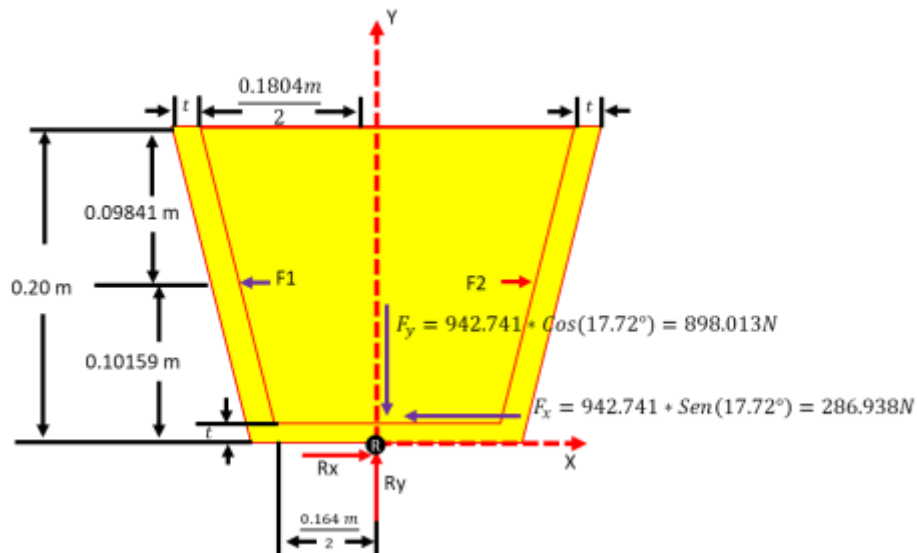
$$F_{\text{aplicada al muñón}} = 96.1\text{kg} \times 9.81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} = 942.741 \text{ N}$$

Ilustración 37: Fuerza del muñón, cargas puntuales y reacciones en el socket.



Se descompone la fuerza aplicada en el socket a dicho ángulo, de este modo obtenemos fuerzas con dirección en el eje de la ordenada y abscisa.

Ilustración 38: Descomposición de la fuerza aplicada por el muñón.



- Como primer paso se realiza la sumatoria de fuerzas en el eje X:

$$\sum F_X = 0$$

$$-F_X - F_1 + F_2 + R_X = 0$$

$$-F_1 + F_2 = F_X - R_X$$

$$F_1 - F_2 = R_X - F_X$$

$$F_1 - F_2 = R_X - 286.938N \dots (1)$$

- Luego realizamos la sumatoria de fuerzas en el eje Y:

$$\sum F_Y = 0$$

$$R_Y - 898.013N = 0$$

$$R_Y = 898.013N$$

- Posteriormente realizamos la sumatoria de momentos en el Punto R:

$$\sum M_R = 0$$

$$+286.938(t) + F_1(0.10159m) - F_2(0.10159m) = 0$$

$$F_1(0.10159m) - F_2(0.102m) = -286.938N(t)$$

$$0.10159F_1 - 0.10159F_2 = -286.938t \dots (2)$$

- Obtenemos las siguientes ecuaciones:

$$F_1 - F_2 = R_X - 286.938N$$

$$0.10159F_1 - 0.10159F_2 = -286.938t$$

- De tal modo que obtenemos la siguiente matriz:

$$\begin{pmatrix} 1 & -1 & R_X - 286.938 \\ 0.10159 & -0.10159 & -286.938t \end{pmatrix}$$

- Mediante el método de Gauss-Jordan:

$$\begin{pmatrix} 1 & -1 & R_X - 286.938 \\ 0.10159 & -0.10159 & -286.938t \end{pmatrix}^{Fila_2 - 0.10159Fila_1}$$

- Y obtenemos los siguientes valores:

$$\begin{pmatrix} 1 & -1 & R_X - 286.938 \\ 0 & -0.10159 & -286.938t \end{pmatrix}$$

- De tal manera que, se obtiene las nuevas ecuaciones:

$$F_1 - F_2 = R_X - 286.938N \dots (3)$$

$$-0.10159F_2 = -286.938t \dots (4)$$

En el diseño del socket se contará con el material Polietileno (polímero termoplástico) reforzado con fibra de vidrio teniendo en cuenta sus propiedades mecánicas y térmicas.

Se realizó una investigación al material polietileno de alta densidad reforzado al 30% con fibra de vidrio, basando los ensayos en la norma ASTM D-6111-03, ASTM D-6108-0 Y ASTM D638-14 (Método de pruebas estándar para las propiedades de tensión de los plásticos) obteniendo alta resistencia a la compresión y tensión, presentando comportamiento dúctil, debido a esto el material puede ser utilizado en sistemas estructurales en base a armaduras para cubiertas.

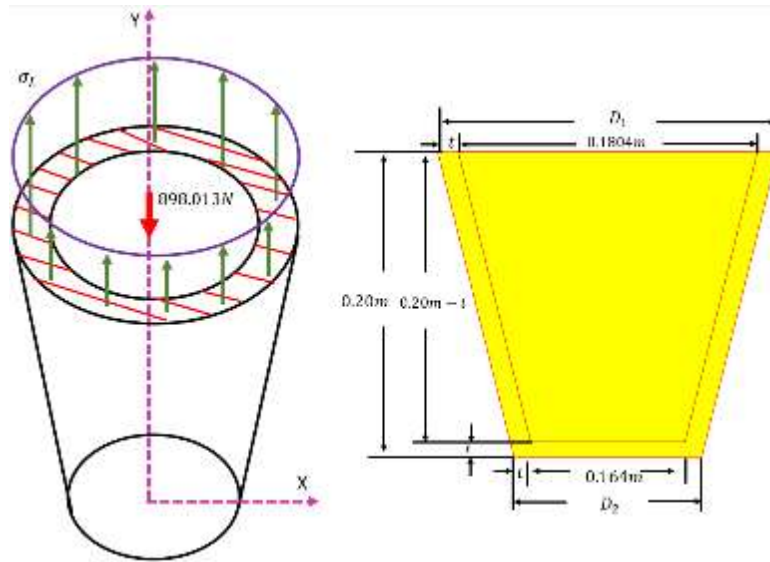
Por tal motivo se seleccionó el material antes mencionado con la finalidad de diseñar el Socket ante cargas presentes en la marcha normal [43].

Tabla 21: Propiedades mecánicas y térmica del polietileno de alta densidad reforzado al 20%-30% con fibra de vidrio.

PROPIEDADES DEL POLIETILENO		
CARACTERPÍSTICA	VALOR	UNIDAD
Módulo elástico	5854840000	N/m ²
Coefficiente de poisson	0.372423	N/D
Módulo cortante	213920000	N/m ²
Densidad de masa	1134.11	Kg/m ³
Límite de tracción	53201300	N/m ²
Límite de compresión	37792900	N/m ²
Límite elástico	42561100	N/m ²
Coefficiente de expansión térmica	0.000071472	1/K
Conductividad térmica	0.357682	W/m. K
Calor específico	1628.07	J/kg. K

A continuación, se determina el espesor del socket, utilizando las cargas que actúan en el componente de la prótesis y las propiedades mecánicas del material seleccionado.

Ilustración 39: Esfuerzo y espesor del socket.



- El socket presenta geometría como tronco de cono, por lo tanto, se determina inicialmente la deflexión, cuanto se acorta su longitud sometida a una carga de 898.013 N.

$$\delta = \frac{4Fh}{\pi E d_1 d_2} \dots (5)$$

Diámetro exterior

$$\delta_1 = \frac{4 \times 898.013 \text{ N}}{\pi \times 368041000 \frac{\text{N}}{\text{m}^2}} \left(\frac{0.20}{(0.1804 + 2t)\text{m}} \times \frac{(0.164 + 2t)\text{m}}{2} \right) \dots (6)$$

Diámetro interior

$$\delta_2 = \frac{4 \times 898.013 \text{ N}}{\pi \times 368041000 \frac{\text{N}}{\text{m}^2}} \left(\frac{0.20 - t}{\frac{0.1804\text{m}}{2} \times \frac{0.164\text{m}}{2}} \right) \dots (7)$$

- Luego determinamos el esfuerzo sometido a compresión.

$$\Sigma_{\text{Socket}} = E * \varepsilon$$

$$\sigma = E * \frac{\delta_{\text{Socket}}}{L} \dots (8)$$

Diámetro exterior

$$\sigma_1 = 368041000 \frac{\text{N}}{\text{m}^2} \times \frac{\frac{4 \times 898.013 \text{ N}}{\pi \times 368041000 \frac{\text{N}}{\text{m}^2}} \left(\frac{0.20}{\frac{(0.1804 + 2t)\text{m}}{2} \times \frac{(0.164 + 2t)\text{m}}{2}} \right)}{0.20}$$

$$\sigma_1 = \frac{4 \times 898.013 \text{ N}}{\pi} \times \left(\frac{\frac{0.20}{\frac{(0.1804 + 2t)\text{m}}{2} \times \frac{(0.164 + 2t)\text{m}}{2}}}{0.20\text{m}} \right) \dots (9)$$

Diámetro interior

$$\sigma_2 = 368041000 \frac{\text{N}}{\text{m}^2} \times \frac{\frac{4 \times 898.013 \text{ N}}{\pi \times 368041000 \frac{\text{N}}{\text{m}^2}} \left(\frac{0.20 - t}{\frac{0.1804\text{m}}{2} \times \frac{0.164\text{m}}{2}} \right)}{0.20 - t}$$

$$\sigma_2 = \frac{4 \times 898.013 \text{ N}}{\pi} \times \left(\frac{\frac{0.20 - t}{\frac{0.1804\text{m}}{2} \times \frac{0.164\text{m}}{2}}}{0.20 - t} \right) \dots (10)$$

- Cálculo del espesor socket reemplazando las ecuaciones (9) y (10) con el radio: $r = \frac{0.1804\text{m}}{2}$, en la ecuación:

$$\sigma_t = \frac{Pr}{2t}$$

$$\frac{4 \times 898.013 \text{ N}}{\pi} \times \left(\frac{\frac{0.20}{\frac{0.1804\text{m} + 2t}{2} \times \frac{0.164\text{m} + 2t}{2}}}{0.20} + \frac{\frac{0.20 - t}{\frac{0.1804\text{m}}{2} \times \frac{0.164\text{m}}{2}}}{0.20 - t} \right) = \frac{\left(\frac{898.013\text{N}}{\pi \times \left(\frac{0.1804\text{m}}{2} \right)^2} \right) \times \frac{0.1804\text{m}}{2}}{2t}$$

$$t = 0.0054 \text{ m}$$

$$t = 0.54 \text{ cm}$$

- Cálculo del espesor del socket reemplazando las ecuaciones (9) y (10) con el radio de: $r = \frac{0.164m}{2}$, en la ecuación:

$$\sigma_t = \frac{Pr}{t}$$

$$\frac{4 \times 898.013 \text{ N}}{\pi} \times \left(\frac{\frac{0.20}{2} \times \frac{0.1804m + 2t}{2} \times \frac{0.164m + 2t}{2}}{0.20} + \frac{\frac{0.20 - t}{2} \times \frac{0.1804m}{2} \times \frac{0.164m}{2}}{0.20 - t} \right) = \frac{\left(\frac{898.013N}{\pi \times \left(\frac{0.164m}{2}\right)^2} \right) \times \frac{0.164m}{2}}{2t}$$

$$t = 0.006 \text{ m}$$

$$t = 0.6 \text{ cm}$$

Para una mayor seguridad en el diseño y utilización del socket, se selecciona un espesor de 0.6 cm.

- De acuerdo con el espesor de 0.006 m se determinan las fuerzas que actúan en el socket.
- Resolvemos la ecuación 4:

$$-0.10159F_2 = -286.938t$$

$$-0.10159F_2 = -286.938(0.006)$$

$$F_2 = 16.947N$$

- Reemplazamos el valor de F_2 en la ecuación (2) y obtener la F_1 :

$$0.10159F_1 - 0.10159F_2 = -286.938t$$

$$0.10159F_1 - 0.10159(0.006) = -286.938(0.006)$$

$$F_1 = -16.941N$$

$$F_1 = 16.941N \rightarrow$$

- Determinamos la reacción R_x utilizando la ecuación (4):

$$F_1 - F_2 = R_x - 286.938N$$

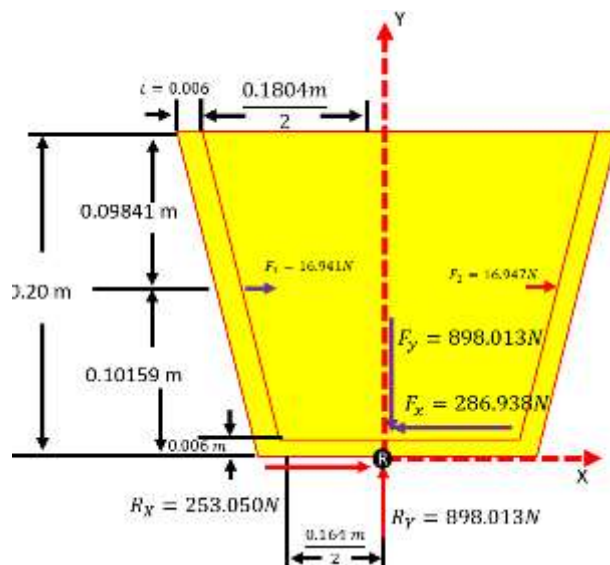
$$-16.941N - 16.947 = R_x - 286.938N$$

$$R_x = 253.056 \text{ N}$$

$$R_x = 253.050$$

- Se completa y ordenan los valores de las fuerzas y reacciones en el diagrama de cuerpo libre:

Ilustración 40: Valores de las fuerzas que actúan en el Socket.



- Mediante una tabla se presentes las fuerzas y reacciones determinadas de manera analítica.

Tabla 22: Valores de fuerzas y reacciones que actúan en el socket.

Fuerza y reacciones	Valor (N)	Sentido
F_1	16.941	→
F_2	16.947	→
F_y	286.938	←
F_2	898.013	↓
R_x	253.050	→
R_y	898.013	↑

- Se espera que en la superficie del socket donde va a hacer contacto con el muñón presente mayores esfuerzos:

- o **Esfuerzo tangencial o de costilla**

$$\sigma_1 = \frac{Pr}{t}$$

$$\sigma_1 = \frac{\frac{286.938}{\left(\frac{0.1804\text{m} + 0.164}{2}\right) \times 0.20} \times \frac{0.164\text{m}}{2}}{0.006\text{m}} = 113864.286 \text{ Pa}$$

$$\sigma_1 = 0.114 \text{ Mpa}$$

○ **Esfuerzo longitudinal**

$$\sigma_2 = \frac{Pr}{2t} = \frac{\pi \times \left(\frac{0.164\text{m}}{2}\right)^2 \times \frac{898.013\text{N}}{2}}{2 \times 0.006\text{m}} = 290494.325 \text{ Pa}$$

$$\sigma_2 = 0.290 \text{ MPa}$$

○ **Esfuerzo cortante máximo en la pared del recipiente**

$$\tau_{\text{máx}} = \sigma_2 = \frac{Pr}{2t}$$

$$\tau_{\text{máx}} = 0.290 \text{ MPa}$$

Se comprueba mediante dos métodos de falla en el socket para materiales dúctiles bajo cargas estáticas.

De tal modo que se selecciona el factor de diseño.

Ilustración 41: Factores de diseño Para materiales dúctiles de acuerdo con Robert L. Mott.

1. $N = 1.25$ a 2.0 . El diseño de estructuras bajo cargas estáticas, para las que haya un alto grado de confianza en todos los datos del diseño.
2. $N = 2.0$ a 2.5 . Diseño de elementos de máquina bajo cargas dinámicas con una confianza promedio en todos los datos de diseño. Es la que se suele emplear en la solución de los problemas de este libro.
3. $N = 2.5$ a 4.0 . Diseño de estructuras estáticas o elementos de máquina bajo cargas dinámicas con incertidumbre acerca de las cargas, propiedades de los materiales, análisis de esfuerzos o el ambiente.
4. $N = 4.0$ o más. Diseño de estructuras estáticas o elementos de máquinas bajo cargas dinámicas, con incertidumbre en cuanto a alguna combinación de cargas, propiedades del material, análisis de esfuerzos o el ambiente. El deseo de dar una seguridad adicional a componentes críticos puede justificar también el empleo de estos valores.

Fuente: Libro Robert L. Mott.

El factor de diseño seleccionado es de 4, ya que el socket estará sometido bajo cargas cíclicas.

- **Método de esfuerzo cortante**

$$\tau_{\text{máx}} < \tau_{\text{diseño}} = \frac{0.5S_y}{N}$$

$$\tau_{\text{diseño}} = \frac{0.5(42.5611 \text{ MPa})}{4} = 5.320 \text{ MPa}$$

$$\tau_{\text{máx}} < \tau_{\text{diseño}}$$

$$0.290 \text{ MPa} < 5.320 \text{ MPa}$$

Mediante el método de falla de esfuerzo cortante máximo, indica que el socket con material de polietileno y espesor de 0.6 cm no falla, ya que la cortante máxima es menor a la cortante de diseño.

- **Método de la energía de distorsión:** Método de la energía de distorsión para esfuerzos biaxiales: Esfuerzo de Von Mises.

$$\sigma' = \sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2 - \sigma_1\sigma_2}$$

$$\sigma' = \sqrt{(0.114\text{MPa})^2 + (0.290\text{MPa})^2 - (0.224\text{MPa} \times 0.290\text{MPa})}$$

$$\sigma' = 0.253\text{MPa}$$

De este modo se cumplirá que el esfuerzo de Von Mises es menor al esfuerzo de diseño:

$$\sigma' < \sigma_{diseño} = \frac{S_y}{N}$$

Se determina el esfuerzo de diseño previamente.

$$\sigma_{diseño} = \frac{S_y}{N}$$

$$\sigma_{diseño} = \frac{42.5611\text{MPa}}{4} = 10.640\text{MPa}$$

De tal modo que

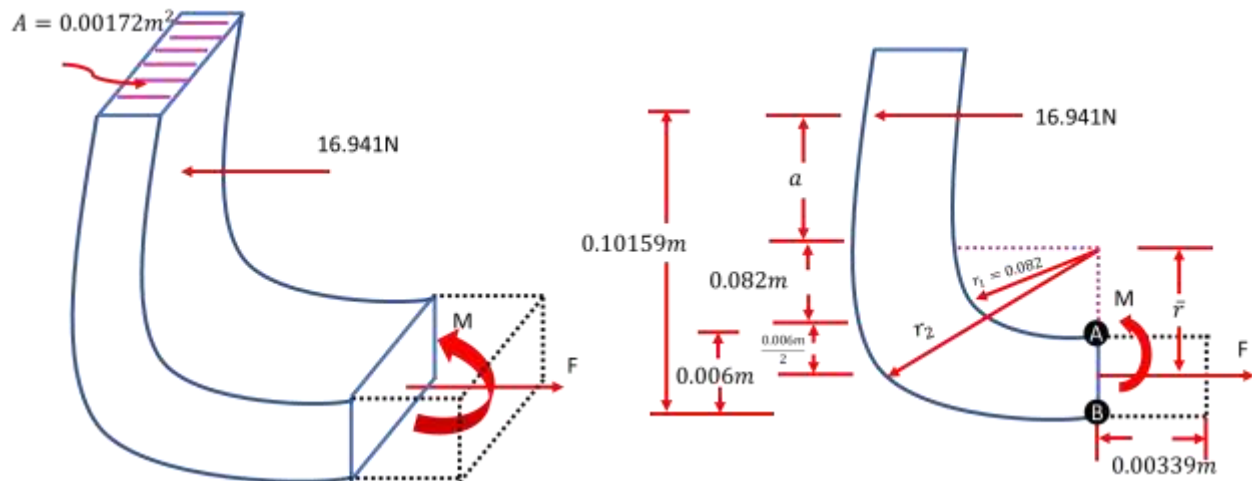
$$\sigma' < \sigma_{diseño}$$

$$0.253\text{MPa} < 10.640\text{MPa}$$

Mediante el método de falla de la energía de distorsión, indica que el socket con material de polietileno y espesor de 0.6 cm no falla, ya que el esfuerzo de Von Mises es menor al esfuerzo de diseño.

Se requiere realizar el redondeo en la parte superior del socket, el radio 1 del redondeo será el radio del muslo de 0.0820 m, de este modo se va a calcular el diámetro 2 para el redondeo 2.

Ilustración 42: Distancias para el cálculo del radio 2 en el socket.



- Se determina la distancia a

$$0.10159\text{m} = a + r_1 + \frac{0.006\text{m}}{2}$$

$$0.10159 = a + 0.082\text{m} + \frac{0.006\text{m}}{2}$$

$$a = 0.01659\text{m}$$

- Determinamos la \bar{r}

$$\bar{r} = r_1 + \frac{0.006\text{m}}{2}$$

$$\bar{r} = 0.082\text{m} + \frac{0.006\text{m}}{2}$$

$$\bar{r} = 0.085\text{m}$$

- El esfuerzo máximo de compresión ocurre en el punto A

$$\sigma_A = \frac{P}{A} + \frac{My_A}{Aer_1} \dots (12)$$

Siendo el momento

$$M = P(a + \bar{r}) \dots (13)$$

Y la distancia

$$y_A = R - r_1 \dots (14)$$

Reemplazamos el momento en la ecuación (12) del esfuerzo máximo de compresión.

$$\sigma_A = -\frac{P}{A} - \frac{P(a + \bar{r})y_A}{Aer_1}$$

$$\sigma_A = -\frac{P}{A} \left(1 + \frac{(a + \bar{r})(R - r_1)}{er_1} \right)$$

$$\frac{\sigma_A A}{P} = \left(1 + \frac{(a + \bar{r})(R - r_1)}{er_1} \right)$$

$$\left(\frac{290494.325Pa \times 0.00172\text{m}^2}{16.941N} \right) = \left(1 + \frac{(a + \bar{r})(R - r_1)}{er_1} \right)$$

$$29.49 = 1 + \frac{(a + \bar{r})(R - r_1)}{er_1}$$

$$29.49 - 1 = \frac{(a + \bar{r})(R - r_1)}{er_1}$$

$$(29.49 - 1)er_1 = (a + \bar{r})(R - r_1)$$

$$(29.49 - 1)e(0.082m) = (0.01659m + 0.085m)(R - 0.082m)$$

$$2.33618e = 0.10159R - 0.00833038$$

$$-0.10159R + 2.33618e = -0.00833038 \dots (15)$$

- Siendo la distancia e

$$e = \bar{r} - R \dots (16)$$

$$e = 0.085m - R$$

$$R + e = 0.085m \dots (17)$$

- Resolvemos las ecuaciones (15) y (17)

$$-0.10159R + 2.33618e = -0.00833038 \dots (15)$$

$$R + e = 0.085 \dots (17)$$

Se multiplica la ecuación (17) por: 0.10159

$$-0.10159R + 2.33618e = -0.00833038$$

$$0.10159R + 0.10159e = 0.00863515$$

Se suman las ecuaciones: ↓ (+)

$$2.43777e = 0.00030477$$

$$e = 0.00012502$$

El valor de “e” lo reemplazo en la ecuación (15).

$$-0.10159R + 2.33618e = -0.00833038$$

$$-0.10159R + 2.33618(0.00012502) = -0.00833038$$

$$R = 0.08487m$$

- Reemplazamos el valor de R en la siguiente ecuación

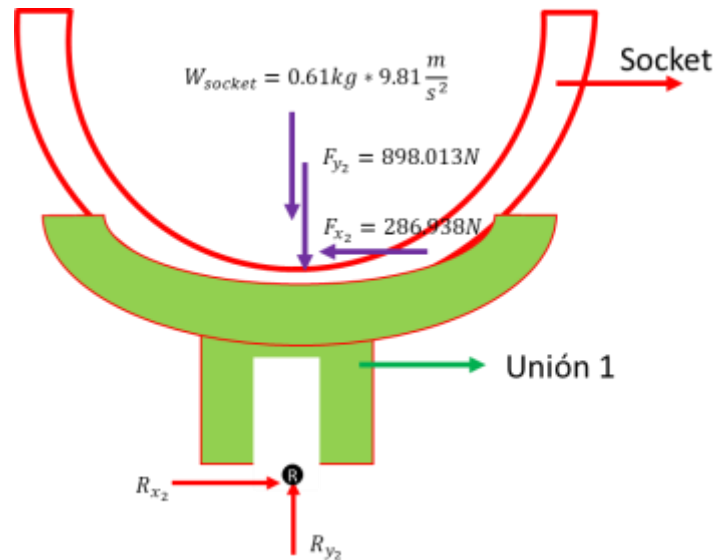
$$R = \frac{h}{\ln\left(\frac{r_2}{r_1}\right)}$$

$$0.08487m = \frac{0.006m}{\ln\left(\frac{r_2}{0.082}\right)}$$

$$r_2 = 0.088m$$

7.13.2. Diseño de la unión 1

Ilustración 43: Cargas que actúan en la unión 1.



La fuerza aplicada por el muñón más la masa del socket es la carga aplicada en la unión 1.

$$P = F_y + W_{\text{Socket}}$$

$$P = 898.013\text{ N} + \left(0.61\text{ N} * 9.81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}\right)$$

$$P = 903.997\text{ N}$$

Se debe determinar el esfuerzo longitudinal que estará sometido la unión 1.

$$\sigma = \frac{P}{A}$$

$$\sigma = \frac{903.997\text{ N}}{\pi * \left(\frac{0.04}{2}\right)^2}$$

$$\sigma = 719377\text{ Pa}$$

De acuerdo con el esfuerzo longitudinal se determina el espesor del elemento unión 1.

$$\sigma = \frac{Pr}{2t}$$

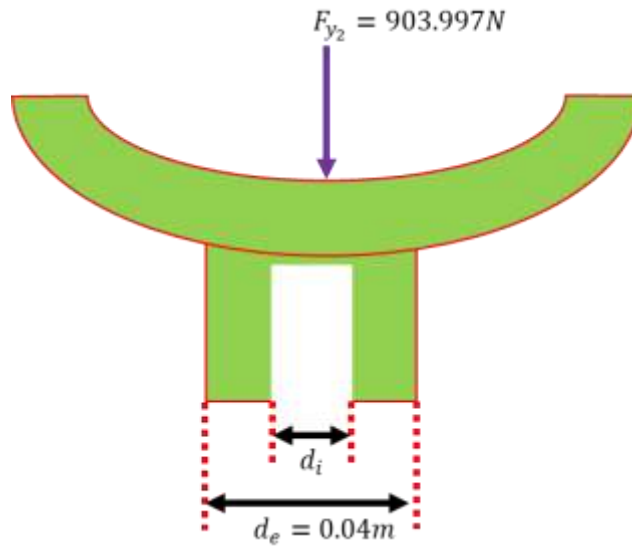
$$719377\text{ Pa} = \frac{\frac{903.997\text{ N}}{\pi * (0.06865\text{ m})^2} * 0.06865\text{ m}}{2t}$$

$$t = 0.003\text{ m}$$

Como resultado se obtiene un espesor de 3 mm

Se determina diámetro interior de la unión, considerando para el diseño el diámetro de 0.04m

Ilustración 44: Diámetro interior de la unión 1.



$$\frac{\pi}{4} * (d_e^2 - d_i^2) = \frac{P}{\sigma}$$

$$\frac{\pi}{4} * ((0.04m)^2 - d_i^2) = \frac{903.997N}{719377Pa}$$

$$\frac{\pi}{4} * ((0.04m)^2 - d_i^2) = 0.001m^2$$

$$(0.04m)^2 - d_i^2 = 0.001m^2 * \frac{4}{\pi}$$

$$(0.04m)^2 - d_i^2 = 0.001m^2$$

$$d_i = 0.024m$$

Material seleccionado para la unión 1

Debido a que la unión 1 está sometido a cargas cíclicas se creyó conveniente seleccionar el acero inoxidable debido a que ofrece alta resistencia ante las cargas antes mencionados debido a la marcha normal de la paciente, resistencia a la corrosión, y de proporcionar mayor módulo de elasticidad.

Ensayos realizados dirigido a la fatiga por corrosión en condiciones geotérmicas mediante probetas en forma de reloj de arena seleccionados de acuerdo con el estándar DIN EN ISO 1178-1 utilizando el material acero inoxidable 14462 (X2CrNiMoN22-5-3) o también llamado acero inoxidable dúplex siendo sus características de excelente resistencia a la corrosión y al agrietamiento por corrosión bajo carga de tensión, mostrando incremento en los resultados de 4.7×10^5 en vida útil bajo condición electroquímica aplicando un potencial catódico y siendo sometido a cargas de flexión por rotación y empuje/tracción de 275 MPa y finalmente observando que no hay falla mecánica [41].

Se llevo a cabo el estudio realizado al acero inoxidable dúplex con el objetivo de determinar los requerimientos del material bajo tratamientos térmicos de 600°C y 800°C, finalmente se observó que debido a los tratamientos térmicos el incremento en la dureza del acero [42].

Ilustración 45: Propiedades mecánicas del acero inoxidable.

Tipo de modelo:	Isotrópico elástico lineal	<input type="checkbox"/> Guardar tipo de modelo en la
Unidades:	SI - N/m ² (Pa)	
Categoría:	DIN Acero (inoxidable)	
Nombre:	1,4462 (X2CrNiMoN22-5-3)	
Descripción:	X 2 CrNiMoN 22 5 3	
Origen:	Límite de tracción y límite elástico para t <= 16 mm	
Sostenibilidad:	Definido	

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	2e+11	N/m ²
Coefficiente de Poisson	0,28	N/D
Módulo cortante	7.9e+10	N/m ²
Densidad de masa	7800	kg/m ³
Límite de tracción	850000000	N/m ²
Límite de compresión		N/m ²
Límite elástico	650000000	N/m ²
Coefficiente de expansión térmica	1.1e-05	/K
Conductividad térmica	14	W/(m·K)
Calor específico	440	J/(kg·K)

Fuente: Software CAD Y CAE Solidworks.

7.13.3. Diseño de prótesis de rodilla

El diseño de la rodilla cumplirá 1 grado de libertad (flexión – extensión), de tipo policéntrica.

Teniendo en cuenta las cargas que actúan se diseñan las piezas.

1. Pieza 1

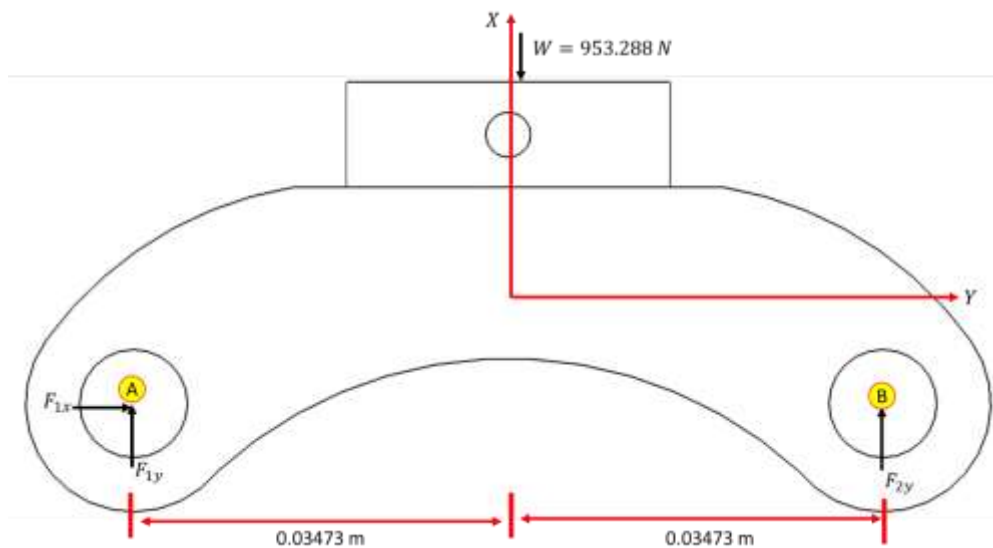
La carga que actúa en la primera pieza de la rodilla es.

$$W = (m_{\text{persona}} + m_{\text{Socket}} + m_{\text{Unión 1}}) * 9.81 \frac{m}{s^2}$$

$$W = (96.1 \text{ kg} + 0.63505 \text{ kg} + 0.43451 \text{ kg} + 0.00556 \text{ kg}) * 9.81 \frac{m}{s^2}$$

$$W = 953.288 \text{ N}$$

Ilustración 46: Diagrama de cuerpo libre del primer componente.



Sumatoria de fuerzas en el eje X

$$\sum F_x = 0$$

$$F_{1x} = 0$$

Sumatoria de fuerzas en el eje Y

$$\sum F_y = 0$$

$$F_{1y} + F_{2y} - 953.288 \text{ N} = 0 \dots (18)$$

Sumatoria de momentos en el punto A

$$\sum M_A = 0$$

$$-(953.288 \text{ N} * 0.03473 \text{ m}) + (F_{2y} * 0.06946 \text{ m}) = 0$$

$$F_{2y} = 476.644 \text{ N}$$

Se reemplaza el valor de F_{2y} en la ecuación (18)

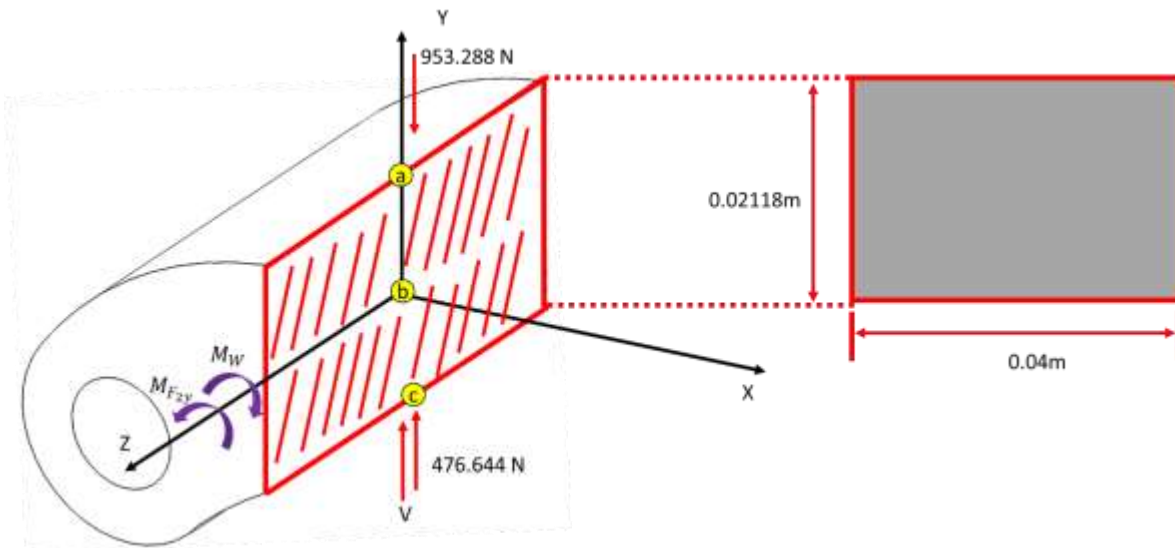
$$F_{1y} + F_{2y} - 953.288 \text{ N} = 0$$

$$F_{1y} + 476.644 \text{ N} - 953.288 \text{ N} = 0$$

$$F_{1y} = 476.644 \text{ N}$$

Mediante las cargas presentes, se determinan los esfuerzos y cortantes presentes en el componente, de tal modo que se analiza parte de la pieza.

Ilustración 47: Diagrama de cuerpo libre de los esfuerzos principales.



$$M_W = 953.288 \text{ N} * 0.03473 \text{ m}$$

$$M_{F_{2y}} = 476.644 \text{ N} * 0.06946 \text{ m}$$

- Esfuerzos (σ)

Punto a

$$\sigma_a = \frac{P_{axial}}{A} + \frac{M_{WZ} * C}{I} - \frac{M_{F_{2y}Z} * C}{I}$$

$$\sigma_a = + \frac{(953.288 \text{ N} * 0.03473 \text{ m}) * \frac{0.02118 \text{ m}}{2}}{\frac{1}{12} (0.04 \text{ m}) (0.02118 \text{ m})^3} - \frac{(476.644 \text{ N} * 0.06946 \text{ m}) * \frac{0.02118 \text{ m}}{2}}{\frac{1}{12} (0.04 \text{ m}) (0.02118 \text{ m})^3}$$

$$\sigma_a = 0 \text{ Pa}$$

Punto b

$$\sigma_a = \frac{P_{axial}}{A} + \frac{M_{WZ} * C}{I} + \frac{M_{F_{2y}Z} * C}{I}$$

$$\sigma_b = 0$$

El esfuerzo en el punto "b" es cero debido a que no hay carga axial y los momentos actúan en la línea neutral del punto

Punto c

$$\sigma_a = \frac{P_{axial}}{A} + \frac{M_{WZ} * C}{I} - \frac{M_{F_{2y}Z} * C}{I}$$

$$\sigma_a = - \frac{(953.288 \text{ N} * 0.03473 \text{ m}) * \frac{0.02118 \text{ m}}{2}}{\frac{1}{12} (0.04 \text{ m}) (0.02118 \text{ m})^3} + \frac{(476.644 \text{ N} * 0.06946 \text{ m}) * \frac{0.02118 \text{ m}}{2}}{\frac{1}{12} (0.04 \text{ m}) (0.02118 \text{ m})^3}$$

$$\sigma_a = 0 \text{ Pa}$$

- **Cortante (τ)**

Punto a

$$\tau_a = \frac{TC}{I} + \frac{VQ}{It}$$

No hay momento torsor actuando en el elemento y también por cortante debido a que se analiza en la superficie de la pieza.

$$T_a = 0$$

Punto b

$$\tau_b = \frac{TC}{I} + \frac{3V}{2A}$$

$$\tau_b = \frac{3V}{2A}$$

Sumatoria de fuerzas en el eje “Y”

$$\sum F_y = 0$$

$$V + 476.644N - 953.288 N = 0$$

$$V = 476.644 N$$

Fuerza cortante “v”

$$\tau_b = \frac{3 * 476.644 N}{2 * 0.04 \text{ m} * 0.02118 \text{ m}}$$

$$\tau_b = 843916.401 \text{ Pa}$$

Punto c

$$\tau_a = \frac{TC}{I} + \frac{VQ}{It}$$

No hay momento torsor actuando en el elemento y también por cortante debido a que se analiza en la superficie de la pieza.

- **Esfuerzos principales (σ) y (τ)**

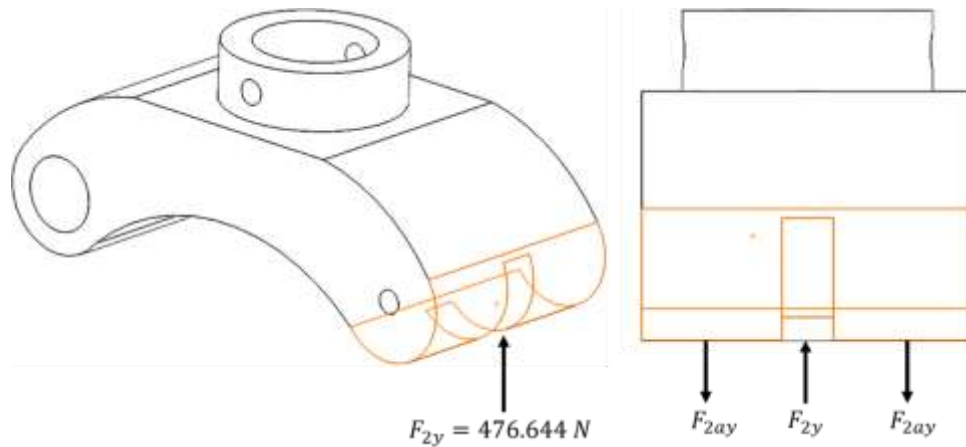
Tabla 23: Esfuerzos principales en la pieza 1.

	PUNTOS		
	a	b	c
$\sigma \text{ (Pa)}$	0	0	0
$\tau \text{ (Pa)}$	0	843866.856	0
$\sigma_{\text{máx}} \text{ (Pa)}$	0	+843866.856	0
$\sigma_{\text{mín}} \text{ (Pa)}$	0	-843866.856	0
$\tau_{\text{máx}} \text{ (Pa)}$	0	843866.856	0

De acuerdo con el análisis en la pieza, el elemento está sometido a esfuerzos cortantes, los mayores esfuerzos principales actúan en el punto “b”.

- **Espesor de corte por donde ingresa el pasador**

Ilustración 48: Diagrama de cuerpo libre la sección de corte.



Se determina la fuerza que actúa en parte de la sección de la pieza.

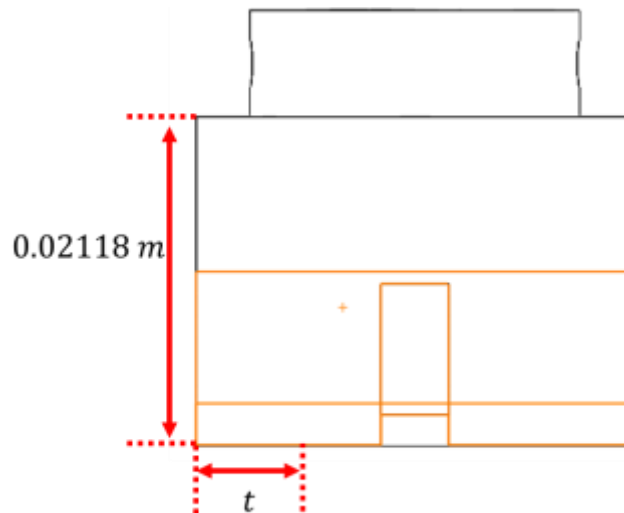
$$F_{2ay} = \frac{F_{2y}}{2}$$

$$F_{2ay} = \frac{476.644 \text{ N}}{2}$$

$$F_{2ay} = 238.322 \text{ N}$$

En parte de la sección actúa una fuerza de 238.322 N, con este valor determinamos el espesor necesario en esa sección.

Ilustración 49: Sección de la pieza y determinar el espesor.



$$\tau = \frac{2V}{3A}$$

$$843866.856 \text{ Pa} = \frac{2 * 238.322 \text{ N}}{3 * 0.02118 \text{ m} * t}$$

$$t = 0.008 \text{ m}$$

La sección de corte que se le realiza a la pieza es de 8 mm.

7.13.4. Diseño del eje

Se tiene en cuenta la masa de la pieza 1 para el diseño del eje.

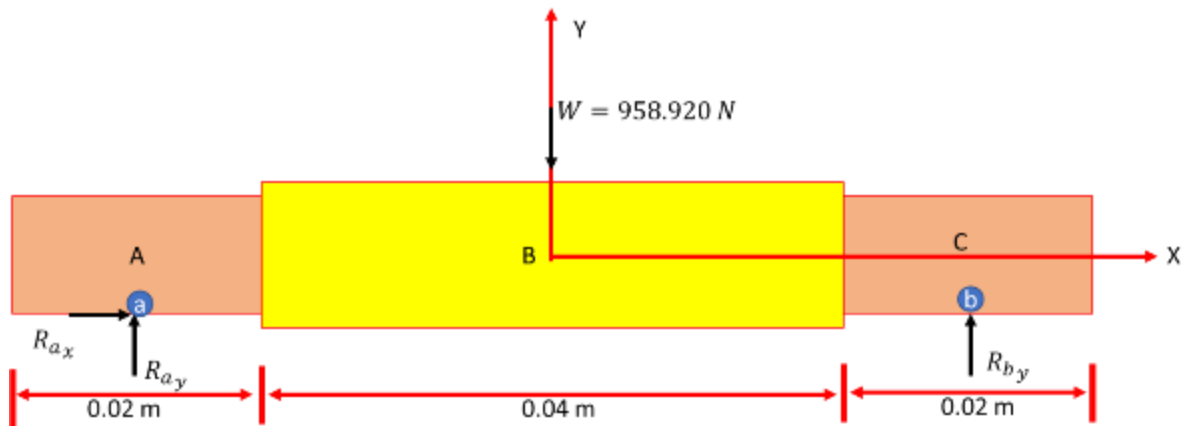
La carga que actúa en el eje 1 de la rodilla es:

$$P_1 = (m_{\text{persona}} + m_{\text{Socket}} + m_{\text{Unión 1}} + m_{\text{Rodilla-Pieza 1}}) * 9.81 \frac{m}{s^2}$$

$$P_1 = (96.1 \text{ kg} + 0.63505 \text{ kg} + 0.43451 \text{ kg} + 0.57416 \text{ kg}) * 9.81 \frac{m}{s^2}$$

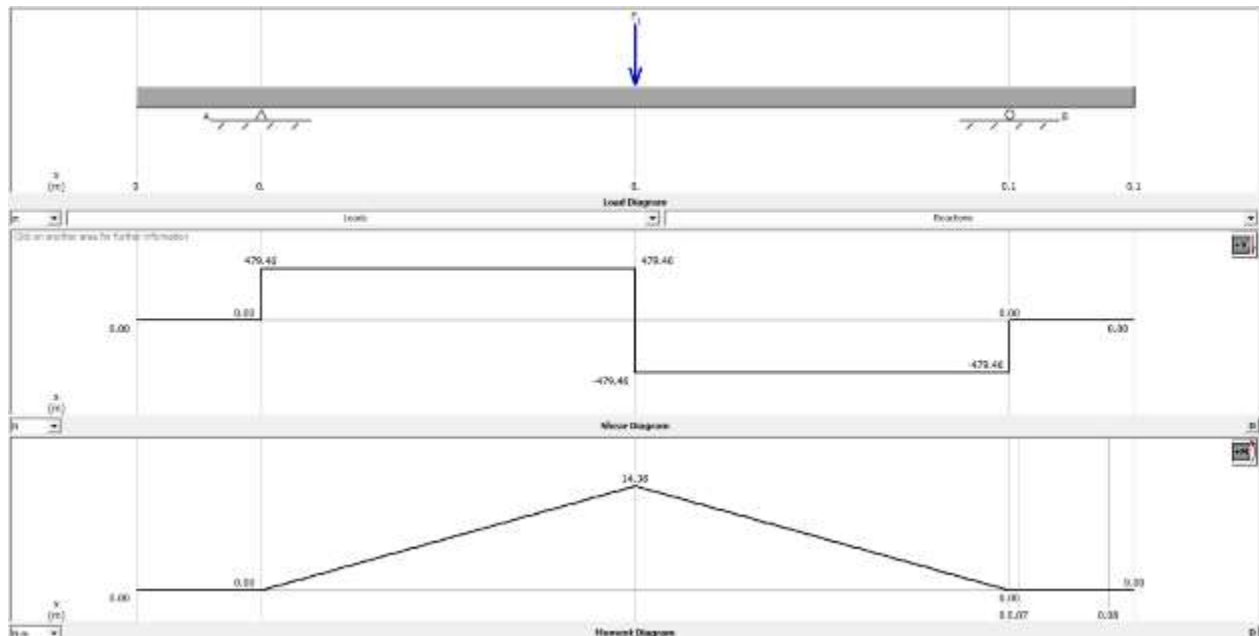
$$P_1 = 958.920 \text{ N}$$

Ilustración 50: Diagrama del cuerpo libre del eje 1.



Mediante el Software MD Solids se determinan las reacciones, fuerzas cortantes y momentos flectores presentes en el elemento.

Ilustración 51: Diagrama de fuerza cortante y momento flector.



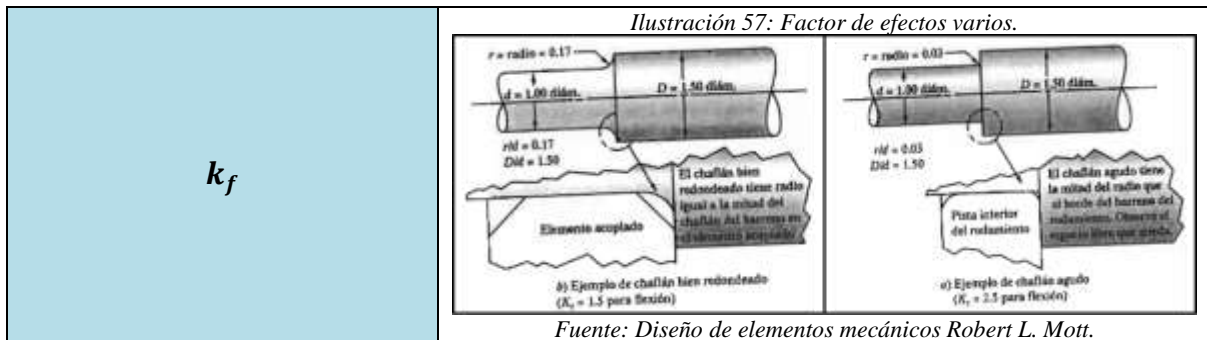
$$R_{ay} = 479.46 N$$

$$R_{by} = 479.46 N$$

e. Factores de corrección

Tabla 24: Factores que modifican el límite de resistencia a la fatiga.

k_a	<p style="text-align: center;"><i>Ilustración 52: Factor de acabado superficial.</i></p> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr style="background-color: #f08080;"> <th style="text-align: left;">Acabado superficial</th> <th colspan="2" style="text-align: center;">Factor a</th> <th style="text-align: center;">Exponente b</th> </tr> <tr style="background-color: #f08080;"> <th></th> <th style="text-align: center;">S_{ur} kpsi</th> <th style="text-align: center;">S_{ur} MPa</th> <th></th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Esmerilado</td> <td style="text-align: center;">1.34</td> <td style="text-align: center;">1.58</td> <td style="text-align: center;">-0.085</td> </tr> <tr> <td>Maquinado o laminado en frío</td> <td style="text-align: center;">2.70</td> <td style="text-align: center;">4.51</td> <td style="text-align: center;">-0.265</td> </tr> <tr> <td>laminado en caliente</td> <td style="text-align: center;">14.4</td> <td style="text-align: center;">57.7</td> <td style="text-align: center;">-0.718</td> </tr> <tr> <td>Como sale de la forja</td> <td style="text-align: center;">39.9</td> <td style="text-align: center;">272.</td> <td style="text-align: center;">-0.995</td> </tr> </tbody> </table> <p style="text-align: center;"><i>Fuente: Diseño en ingeniería mecánica de Shigley</i></p>	Acabado superficial	Factor a		Exponente b		S_{ur} kpsi	S_{ur} MPa		Esmerilado	1.34	1.58	-0.085	Maquinado o laminado en frío	2.70	4.51	-0.265	laminado en caliente	14.4	57.7	-0.718	Como sale de la forja	39.9	272.	-0.995																																
Acabado superficial	Factor a		Exponente b																																																						
	S_{ur} kpsi	S_{ur} MPa																																																							
Esmerilado	1.34	1.58	-0.085																																																						
Maquinado o laminado en frío	2.70	4.51	-0.265																																																						
laminado en caliente	14.4	57.7	-0.718																																																						
Como sale de la forja	39.9	272.	-0.995																																																						
k_b	<p style="text-align: center;"><i>Ilustración 53: Factor de tamaño.</i></p> $k_b = \begin{cases} (d/0.3)^{-0.107} = 0.879d^{-0.107} & 0.11 \leq d \leq 2 \text{ pulg} \\ 0.91d^{-0.157} & 2 < d \leq 10 \text{ pulg} \\ (d/7.62)^{-0.107} = 1.24d^{-0.107} & 2.79 \leq d \leq 51 \text{ mm} \\ 1.51d^{-0.157} & 51 < d \leq 254 \text{ mm} \end{cases}$ <p style="text-align: center;"><i>Fuente: Diseño en ingeniería mecánica de Shigley</i></p>																																																								
k_c	<p style="text-align: center;"><i>Ilustración 54: Factor de modificación de la carga.</i></p> $k_c = \begin{cases} 1 & \text{flexión} \\ 0.85 & \text{axial} \\ 0.59 & \text{torsión} \end{cases}$ <p style="text-align: center;"><i>Fuente: Diseño en ingeniería mecánica de Shigley</i></p>																																																								
k_d	<p style="text-align: center;"><i>Ilustración 55: Factor de temperatura.</i></p> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr style="background-color: #f08080;"> <th style="text-align: center;">Temperatura, °C</th> <th style="text-align: center;">S_e/S_{ey}</th> <th style="text-align: center;">Temperatura, °F</th> <th style="text-align: center;">S_e/S_{ey}</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td style="text-align: center;">20</td><td style="text-align: center;">1.000</td><td style="text-align: center;">70</td><td style="text-align: center;">1.000</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">50</td><td style="text-align: center;">1.010</td><td style="text-align: center;">100</td><td style="text-align: center;">1.008</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">100</td><td style="text-align: center;">1.020</td><td style="text-align: center;">200</td><td style="text-align: center;">1.020</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">150</td><td style="text-align: center;">1.025</td><td style="text-align: center;">300</td><td style="text-align: center;">1.024</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">200</td><td style="text-align: center;">1.020</td><td style="text-align: center;">400</td><td style="text-align: center;">1.018</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">250</td><td style="text-align: center;">1.000</td><td style="text-align: center;">500</td><td style="text-align: center;">0.995</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">300</td><td style="text-align: center;">0.975</td><td style="text-align: center;">600</td><td style="text-align: center;">0.963</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">350</td><td style="text-align: center;">0.943</td><td style="text-align: center;">700</td><td style="text-align: center;">0.927</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">400</td><td style="text-align: center;">0.900</td><td style="text-align: center;">800</td><td style="text-align: center;">0.872</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">450</td><td style="text-align: center;">0.843</td><td style="text-align: center;">900</td><td style="text-align: center;">0.797</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">500</td><td style="text-align: center;">0.768</td><td style="text-align: center;">1000</td><td style="text-align: center;">0.698</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">550</td><td style="text-align: center;">0.672</td><td style="text-align: center;">1100</td><td style="text-align: center;">0.567</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">600</td><td style="text-align: center;">0.549</td><td></td><td></td></tr> </tbody> </table> <p style="text-align: center;"><i>Fuente: Diseño en ingeniería mecánica de Shigley</i></p>	Temperatura, °C	S_e/S_{ey}	Temperatura, °F	S_e/S_{ey}	20	1.000	70	1.000	50	1.010	100	1.008	100	1.020	200	1.020	150	1.025	300	1.024	200	1.020	400	1.018	250	1.000	500	0.995	300	0.975	600	0.963	350	0.943	700	0.927	400	0.900	800	0.872	450	0.843	900	0.797	500	0.768	1000	0.698	550	0.672	1100	0.567	600	0.549		
Temperatura, °C	S_e/S_{ey}	Temperatura, °F	S_e/S_{ey}																																																						
20	1.000	70	1.000																																																						
50	1.010	100	1.008																																																						
100	1.020	200	1.020																																																						
150	1.025	300	1.024																																																						
200	1.020	400	1.018																																																						
250	1.000	500	0.995																																																						
300	0.975	600	0.963																																																						
350	0.943	700	0.927																																																						
400	0.900	800	0.872																																																						
450	0.843	900	0.797																																																						
500	0.768	1000	0.698																																																						
550	0.672	1100	0.567																																																						
600	0.549																																																								
k_e	<p style="text-align: center;"><i>Ilustración 56: Factor de confiabilidad.</i></p> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr style="background-color: #f08080;"> <th style="text-align: center;">Confiabilidad, %</th> <th style="text-align: center;">Variación de transformación z_c</th> <th style="text-align: center;">Factor de confiabilidad k_e</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td style="text-align: center;">50</td><td style="text-align: center;">0</td><td style="text-align: center;">1.000</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">90</td><td style="text-align: center;">1.288</td><td style="text-align: center;">0.897</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">95</td><td style="text-align: center;">1.645</td><td style="text-align: center;">0.868</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">99</td><td style="text-align: center;">2.326</td><td style="text-align: center;">0.814</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">99.9</td><td style="text-align: center;">3.091</td><td style="text-align: center;">0.753</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">99.99</td><td style="text-align: center;">3.719</td><td style="text-align: center;">0.702</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">99.999</td><td style="text-align: center;">4.265</td><td style="text-align: center;">0.659</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">99.9999</td><td style="text-align: center;">4.753</td><td style="text-align: center;">0.620</td></tr> </tbody> </table> <p style="text-align: center;"><i>Fuente: Diseño en ingeniería mecánica de Shigley</i></p>	Confiabilidad, %	Variación de transformación z_c	Factor de confiabilidad k_e	50	0	1.000	90	1.288	0.897	95	1.645	0.868	99	2.326	0.814	99.9	3.091	0.753	99.99	3.719	0.702	99.999	4.265	0.659	99.9999	4.753	0.620																													
Confiabilidad, %	Variación de transformación z_c	Factor de confiabilidad k_e																																																							
50	0	1.000																																																							
90	1.288	0.897																																																							
95	1.645	0.868																																																							
99	2.326	0.814																																																							
99.9	3.091	0.753																																																							
99.99	3.719	0.702																																																							
99.999	4.265	0.659																																																							
99.9999	4.753	0.620																																																							


 k_f

f. Diseño de la sección “A” del eje

$$S_{ut} = 850 \text{ MPa}$$

$$S_y = 650 \text{ MPa}$$

Cálculo de la resistencia a la fatiga corregida S_e .

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

- Estimación teórica del S'_e

$$S'_e = 0.504 S_{ut}$$

$$S'_e = 0.504 * (850 \text{ MPa})$$

$$S'_e = 428.400 \text{ MPa}$$

- Factor de modificación de la condición superficial k_a

$$k_a = 4.51 * (850)^{-0.265}$$

$$k_a = 0.755$$

- Factor de modificación del tamaño k_b

$$d = \sqrt[3]{\frac{32 n_s}{\pi S_y} \sqrt{M^2 + \frac{3}{4} T^2}}$$

$$d = \sqrt[3]{\frac{32 * 4}{\pi * 650 \text{ MPa}} \sqrt{(4.795 \text{ N.m})^2}}$$

$$d = 0.0067 \text{ m}$$

El valor de 0.0067 m es igual a 0.264 pulg.

$$k_b = \left(\frac{0.264}{0.3} \right)^{-0.107}$$

$$k_b = 1.014$$

- Factor de modificación de la carga k_c

$$k_c = 1$$

- Factor de modificación de la temperatura k_d

$$k_d = 1.025$$

- Factor de confiabilidad k_e

$$k_e = 0.868$$

- Factor de modificación de efectos varios k_f

$$K_t = 2.5$$

$$K_{ts} = 2.5$$

$$q = 1$$

- k_f

$$k_f = 1 + q(k_t - 1)$$

$$k_f = 1 + 1(2.5 - 1) = 2.5$$

- k_{fs}

$$k_{fs} = 1 + q(k_{ts} - 1)$$

$$k_{fs} = 1 + 1(2.5 - 1) = 2.5$$

$$S_e = 0.755 * 1.014 * 1 * 1.025 * 0.868 * 2.5 * 428.400 \text{ MPa}$$

$$S_e = 729.488 \text{ MPa}$$

- Diámetro del eje 1: por el criterio de Goodman (solicitud dinámica)

$$d = \sqrt[3]{\frac{16n}{\pi} \left(\frac{1}{S_e} \sqrt{4(k_f M_a)^2 + 3(k_{fs} T_a)^2} + \frac{1}{S_{ut}} \sqrt{4(k_f M_m)^2 + 3(k_{fs} T_m)^2} \right)}$$

$$M_a = \frac{4.795 \text{ N} - 0}{2} = 2.398 \text{ N.m}$$

$$M_m = \frac{4.795 \text{ N} + 0}{2} = 2.398 \text{ N.m}$$

$$d = \sqrt[3]{\frac{16 * 4}{\pi} \left(\frac{1}{729.488 \text{ MPa}} \sqrt{4(2.5 * 2.398 \text{ N.m})^2} + \frac{1}{850 \text{ MPa}} \sqrt{4(2.5 * 2.398 \text{ N.m})^2} \right)}$$

$$d_A = 0.0085 \text{ m}$$

g. Diseño de la sección “B” del eje

$$S_{ut} = 850 \text{ MPa}$$

$$S_y = 650 \text{ MPa}$$

Cálculo de la resistencia a la fatiga corregida S_e .

$$S_e = k_a k_b k_c k_d k_e f_f S'_e$$

- **Estimación teórica del S'_e**

$$S'_e = 0.504 S_{ut}$$

$$S'_e = 0.504 * (850 \text{ MPa})$$

$$S'_e = 428.400 \text{ MPa}$$

- **Factor de modificación de la condición superficial k_a**

$$k_a = 4.51 * (850)^{-0.265}$$

$$k_a = 0.755$$

- **Factor de modificación del tamaño k_b**

$$d = \sqrt[3]{\frac{32 n_s}{\pi S_y} \sqrt{M^2 + \frac{3}{4} T^2}}$$

$$d = \sqrt[3]{\frac{32 * 4}{\pi * 650 \text{ MPa}} \sqrt{(14.380 \text{ N.m})^2}}$$

$$d = 0.0097 \text{ m}$$

El valor de 0.0097 m es igual a 0.238 pulg

$$k_b = \left(\frac{0.238}{0.3}\right)^{-0.107}$$

$$k_b = 0.974$$

- **Factor de modificación de la carga k_c**

$$k_c = 1$$

- **Factor de modificación de la temperatura k_d**

$$k_d = 1.025$$

- **Factor de confiabilidad k_e**

$$k_e = 0.868$$

- Factor de modificación de efectos varios k_f

$$K_t=2.5$$

$$K_{ts}=2.5$$

$$q=1$$

- k_f

$$k_f = 1 + q(k_t - 1)$$

$$k_f = 1 + 1(2.5 - 1) = 2.5$$

- k_{fs}

$$k_{fs} = 1 + q(k_{ts} - 1)$$

$$k_{fs} = 1 + 1(2.5 - 1) = 2.5$$

$$S_e = 0.755 * 0.974 * 1 * 1.025 * 0.868 * 2.5 * 428.400 \text{ MPa}$$

$$S_e = 700.711 \text{ MPa}$$

- Diámetro del eje 1: por el criterio de Goodman (solicitud dinámica)

$$d = \sqrt[3]{\frac{16n}{\pi} \left(\frac{1}{S_e} \sqrt{4(k_f M_a)^2 + 3(k_{fs} T_a)^2} + \frac{1}{S_{ut}} \sqrt{4(k_f M_m)^2 + 3(k_{fs} T_m)^2} \right)}$$

$$M_a = \frac{14.38 \text{ N} - 0}{2} = 7.19 \text{ N.m}$$

$$M_m = \frac{14.38 \text{ N} + 0}{2} = 7.19 \text{ N.m}$$

$$d = \sqrt[3]{\frac{16 * 4}{\pi} \left(\frac{1}{700.711 \text{ MPa}} \sqrt{4(2.5 * 7.19 \text{ N.m})^2} + \frac{1}{850 \text{ MPa}} \sqrt{4(2.5 * 7.19 \text{ N.m})^2} \right)}$$

$$d_B = 0.0124 \text{ m}$$

h. DISEÑO DEL DIÁMETRO PARA EL ANILLO DE RETENSIÓN

$$S_{ut} = 850 \text{ MPa}$$

$$S_y = 650 \text{ MPa}$$

Cálculo de la resistencia a la fatiga corregida S_e .

$$S_e = k_a k_b k_c k_d k_e f_f S'_e$$

- Estimación teórica del S'_e

$$S'_e = 0.504 S_{ut}$$

$$S'_e = 0.504 * (850 \text{ MPa})$$

$$S'_e = 428.400 \text{ MPa}$$

- Factor de modificación de la condición superficial k_a

$$k_a = 4.51 * (850)^{-0.265}$$

$$k_a = 0.755$$

- Factor de modificación del tamaño k_b

$$d = \sqrt[3]{\frac{32 n_s}{\pi S_y} \sqrt{M^2 + \frac{3}{4} T^2}}$$

$$d = \sqrt[3]{\frac{32 * 4}{\pi * 650 \text{ MPa}} \sqrt{(2.397 \text{ N.m})^2}}$$

$$d = 0.0053 \text{ m}$$

El valor de 0.0053 m es igual a 0.209 pul.

$$k_b = \left(\frac{0.209}{0.3}\right)^{-0.107}$$

$$k_b = 1.039$$

- Factor de modificación de la carga k_c

$$k_c = 1$$

- Factor de modificación de la temperatura k_d

$$k_d = 1.025$$

- Factor de confiabilidad k_e

$$k_e = 0.868$$

- **Factor de modificación de efectos varios k_f**

$$K_t=2.5$$

$$K_{ts}=2.5$$

$$q=1$$

- k_f

$$k_f = 1 + q(k_t - 1)$$

$$k_f = 1 + 1(2.5 - 1) = 2.5$$

- k_{fs}

$$k_{fs} = 1 + q(k_{ts} - 1)$$

$$k_{fs} = 1 + 1(2.5 - 1) = 2.5$$

$$S_e = 0.755 * 1.039 * 1 * 1.025 * 0.868 * 2.5 * 428.400 \text{ MPa}$$

$$S_e = 747.473 \text{ MPa}$$

- **Diámetro del eje 1: por el criterio de Goodman (solicitud dinámica)**

$$d = \sqrt[3]{\frac{16n}{\pi} \left(\frac{1}{S_e} \sqrt{4(k_f M_a)^2 + 3(k_{fs} T_a)^2} + \frac{1}{S_{ut}} \sqrt{4(k_f M_m)^2 + 3(k_{fs} T_m)^2} \right)}$$

$$M_a = \frac{2.397 \text{ N} - 0}{2} = 1.198 \text{ N.m}$$

$$M_m = \frac{2.397 \text{ N} + 0}{2} = 1.198 \text{ N.m}$$

d

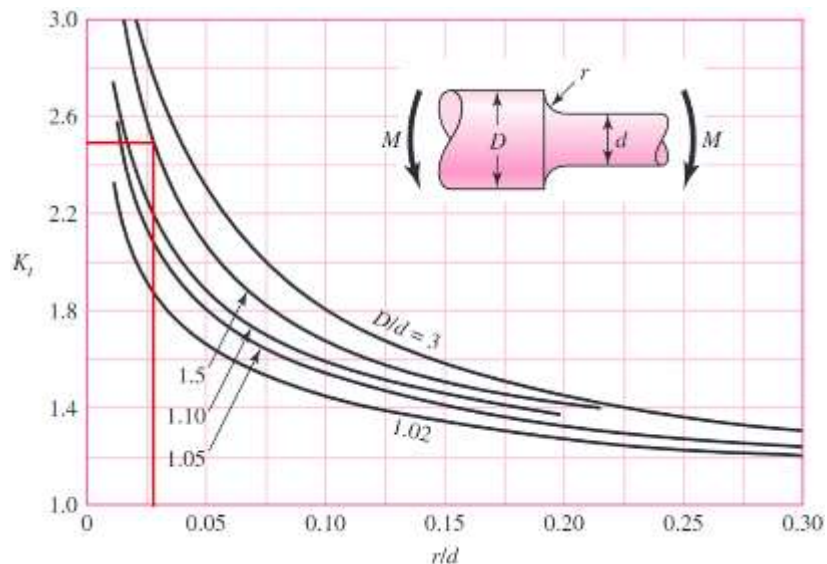
$$= \sqrt[3]{\frac{16 * 2.5}{\pi} \left(\frac{1}{747.473 \text{ MPa}} \sqrt{4(2.5 * 1.198 \text{ N.m})^2} + \frac{1}{850 \text{ MPa}} \sqrt{4(2.5 * 1.198 \text{ N.m})^2} \right)}$$

$$d = 0.0067 \text{ m}$$

El diámetro de la sección en el cual ingresa el anillo es de 6.7 mm, pero se selecciona un anillo de retención de 7.36 mm de diámetro interior desde el toolbox del SolidWorks, de este modo este valor será el nuevo diámetro para esa sección del eje.

Se determina en la sección del eje “A-B” el redondeo para reducir la concentración de esfuerzos.

Ilustración 58: Eje redondo con filete en el hombro en flexión.



Fuente: Diseño en ingeniería mecánica de Shigley

Parte del criterio del diseño al eje se seleccionó un $k_t = 2.5$, de este modo se determina el redondeo es la sección del eje establecido.

$$\frac{D}{d} = \frac{0.0124}{0.0085} = 1.5$$

De acuerdo con el valor de 1.5 de selecciona el r/d .

$$0.026 = \frac{r}{0.0085 \text{ m}}$$

$$r = 0.00022 \text{ m}$$

El valor del redondeo en la sección del eje “A-B” es de 0.34 mm

7.13.5. Diseño de la barra

Se determina la carga que actúa en la pieza dos de la rodilla es:

Carga 1

$$P_1 = (m_{\text{persona}} + m_{\text{Socket}} + m_{\text{Unión 1}} + m_{\text{Pieza 1}} + m_{2 \text{ reten}}) * 9.81 \frac{m}{s^2}$$

$$P_1 = (96.1 \text{ kg} + 0.77532 \text{ kg} + 0.43451 \text{ kg} + 0.53648 \text{ kg} + 0.00013 \text{ kg}) * 9.81 \frac{m}{s^2}$$

$$P_1 = 958.552 \text{ N}$$

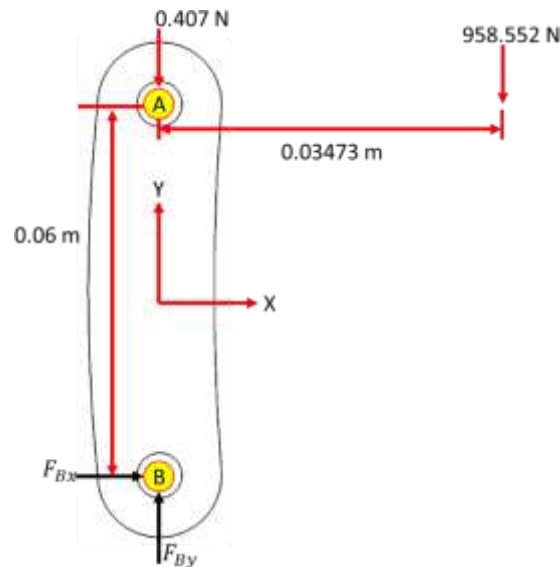
Carga 2

$$P_2 = m_{\text{eje}} * 9.81 \frac{m}{s^2}$$

$$P_2 = 0.04148 \text{ kg} * 9.81 \frac{m}{s^2}$$

$$P_2 = 0.407 \text{ N}$$

Ilustración 59: Diagrama de cuerpo libre de las cargas en la pieza 2.



Sumatoria de fuerzas en el eje X

$$\sum F_x = 0$$

$$F_{Bx} = 0$$

Sumatoria de fuerzas en el eje Y

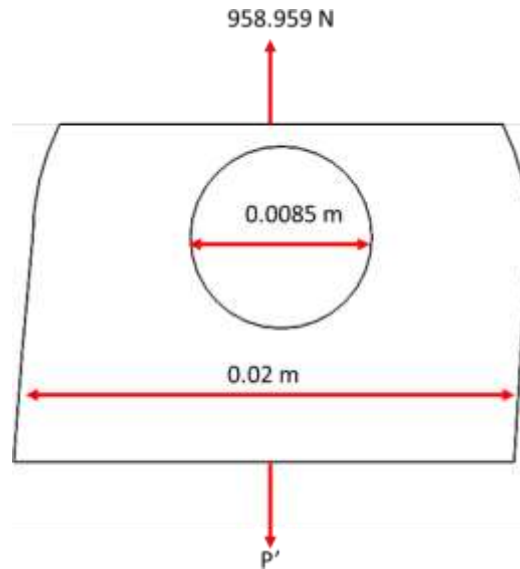
$$\sum F_y = 0$$

$$-0.407 \text{ N} - 958.552 \text{ N} + F_{By} = 0$$

$$F_{By} = 958.959 \text{ N}$$

Se determina el espesor de la pieza.

Ilustración 60: Carga actuando en parte de la sección de la pieza.

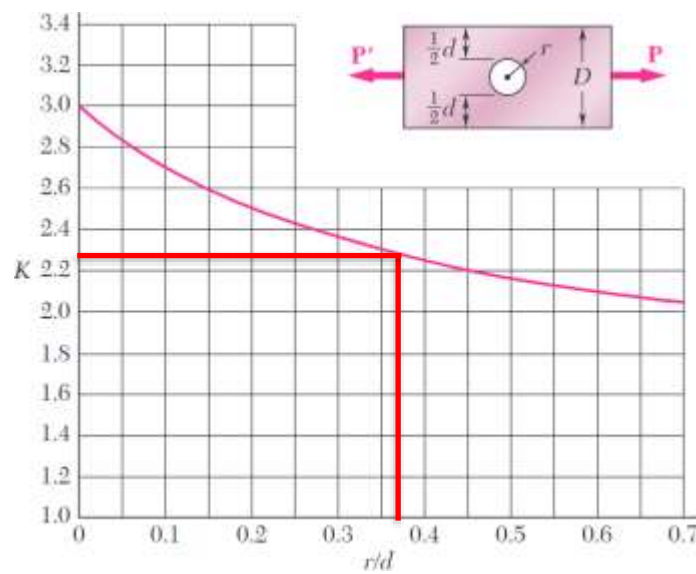


$$\sigma_d = \frac{S_y}{N} = \frac{k * P}{(D - 2r) * t}$$

Se tiene en cuenta la concentración de esfuerzos, ya que la pieza lleva agujeros.

$$\frac{r}{d} = \frac{0.0085 \text{ m}}{0.02 \text{ m} - 0.0085 \text{ m}} = 0.37$$

Ilustración 61: Factor K de concentración de esfuerzos para barras planas bajo carga axial.



Fuente: Diseño en ingeniería mecánica de Shigley

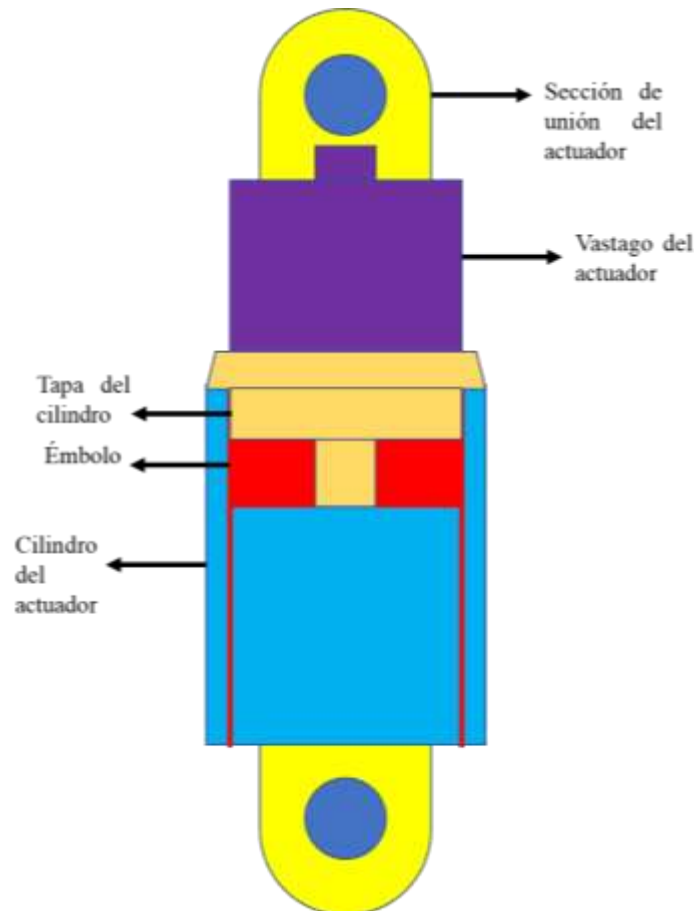
$$\frac{650 * 10^6}{5} = \frac{2.23 * 958.959 N}{(0.02 - 2 * 0.0085)m * t}$$

$$t = 0.0055 m$$

7.13.6. Diseño del pistón neumático

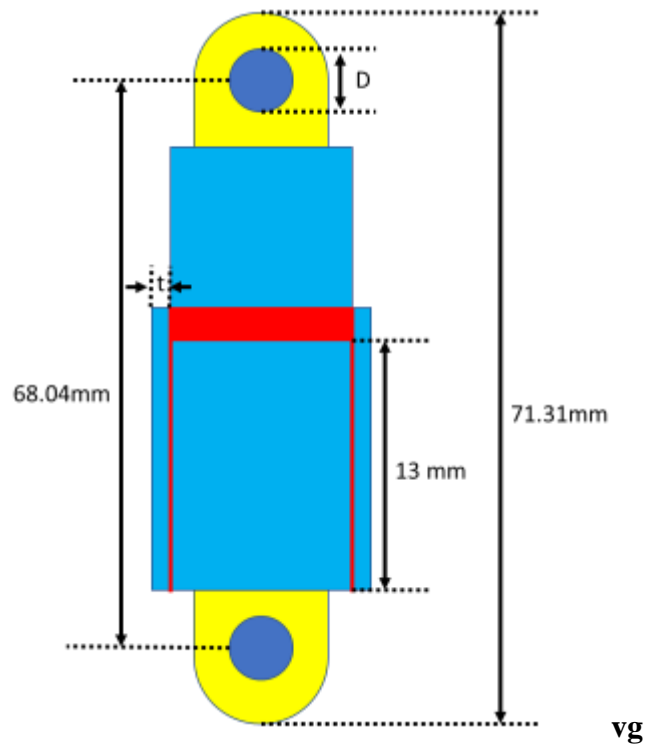
El actuador tendrá los siguientes componentes, teniendo en cuenta el diseño del espesor del elemento que conectará las piezas 1 y 3 con el actuador, se considera también las dimensiones proporcionadas a partir de los anteriores elementos con la finalidad de otorgar dimensiones al resto de los componentes del actuador, posteriormente se tiene en cuenta el diseño del espesor del cilindro y finalmente se seleccionarán el tipo y tamaño de rosca para los elementos a unir proporcionados por el software SolidWorks.

Ilustración 62: Elementos del actuador.



La prótesis transfemoral debe realizar una marcha normal con ángulo en flexión a 40° de manera antihoraria de esta manera el pistón realiza una carrera de 13 mm.

Ilustración 63: Medidas iniciales y carrera del actuador neumático.

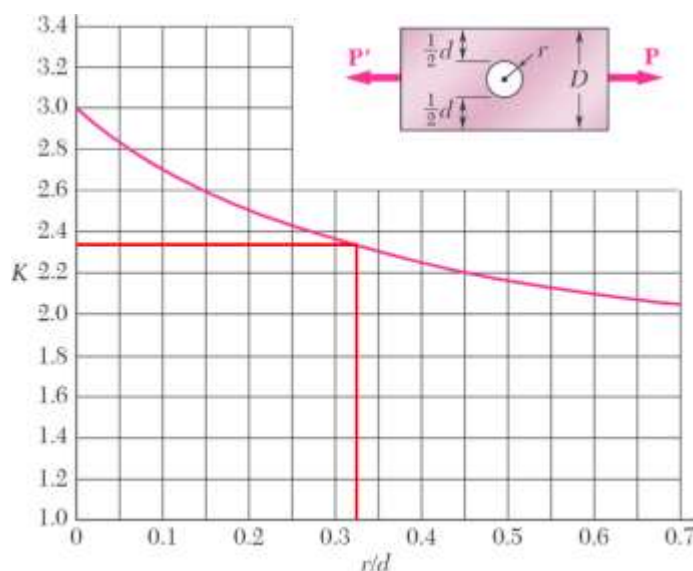


- **Espesor de la sección que une con el pasador**

Se tiene en cuenta la concentración de esfuerzos, ya que la pieza lleva agujeros.

$$\frac{r}{d} = \frac{\frac{0.004\text{ m}}{2}}{0.01\text{ m} - 0.004\text{ m}} 0.33$$

Ilustración 64: Factor K - concentración de esfuerzos para barras planas bajo carga axial.



Fuente: Diseño en ingeniería mecánica de Shigley.

$$\sigma_d = \frac{S_y}{N} = \frac{k * F}{(D - 2r) * t}$$

$$\sigma_d = \frac{230 \text{ MPa}}{4} = \frac{2.38 * 476.644}{(0.01 - 2 * 0.004) * t}$$

$$t = 0.0099 \text{ m}$$

- Cálculo de la presión en el cilindro

Para el diseño el diámetro del émbolo es de 0.01 m y la fuerza que se aplica al actuador neumático es de 476.644 N.

$$F_{avance} = P * A$$

$$476.644 \text{ N} = P * \frac{\pi}{4} (0.01 \text{ m})^2$$

$$P = 6068819.896 \text{ Pa}$$

El pistón estará sometido a una presión de 6.069 MPa equivalente a 61 Bar, con este dato se calcula el espesor del cilindro para el actuador.

- Cálculo del espesor del cilindro

De esta manera con la presión 60 Bar sometido el cilindro se determina el espesor que tendrá la sección cilíndrica.

$$\frac{230 * \text{MPa}}{4} = \frac{6068819.896 \text{ Pa} * \frac{0.012 \text{ m}}{2}}{t}$$

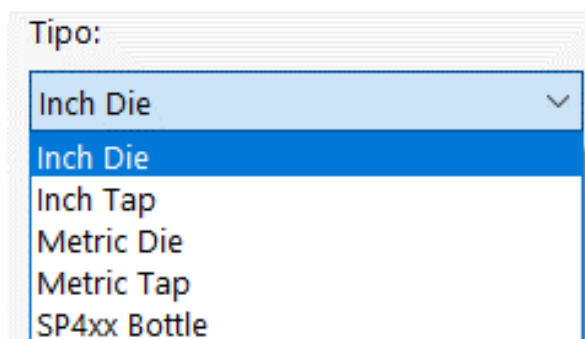
$$t = 0.001 \text{ m}$$

- **Tipo de rosca para los elementos del actuador**

Se requiere unir los componentes de del actuador, de tal modo que se utilizará el tipo de rosca estandarizado proporcionado por el software SolidWorks a cada componente.

Se tiene en cuenta el tipo de rosca proporcionado por el software, seleccionando el tipo Inch Die.

Ilustración 65: Tipo de rosca.



Fuente: SolidWorks.

Posteriormente se seleccionó el tamaño de la rosca de #0-80.

Ilustración 66: Tamaño de rosca.



Fuente: Solidworks.

- **Material seleccionado para el actuador**

Ilustración 67: Acero inoxidable 1.4 (X6Cr13).

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	2.2e+11	N/m ²
Coefficiente de Poisson	0.28	N/D
Módulo cortante	7.9e+10	N/m ²
Densidad de masa	7700	kg/m ³
Límite de tracción	400000000	N/m ²
Límite de compresión		N/m ²
Límite elástico	230000000	N/m ²
Coefficiente de expansión térmica	1.1e-05	/K
Conductividad térmica	14	W/(m·K)
Calor específico	440	J/(kg·K)
Cociente de amortiguamiento del material		N/D

Fuente: SolidWorks.

El material seleccionado para el actuador es el acero inoxidable 1.4 (X6Cr13) o también denominado acero AISI 410L [46], debido a que ofrece resistencia a la corrosión [47], alto módulo de elasticidad, adecuado para funcionar en entornos poco corrosivos [48], actualmente utilizado en contenedores, autocares, autobuses, y en marcos de monitores LCD [49].

7.13.7. Diseño del vástago de la prótesis

En la siguiente tabla se muestran las masas de los componentes diseñados, con el fin de encontrar la fuerza total que actúa en el vástago de la prótesis.

Tabla 25: Masa de los anteriores componentes.

Masa	valor	unidad
Persona	96.1	kg
Socket	0.77532	kg
unión 1	0.43322	kg
Pieza 1 - Rodilla	0.51524	kg
Pieza 2 - Rodilla	0.12112	kg
Pieza 3 - Rodilla	0.4849	kg
Eje	0.08684	kg
Anillos de retención	0.00052	kg
Eje de actuador y perno	0.00357	kg
Eje el actuador	0.009117	kg
Tapa del actuador	0.00296	kg
Émbolo del pistón	0.00204	kg
Cilindro del actuador	0.01247	kg

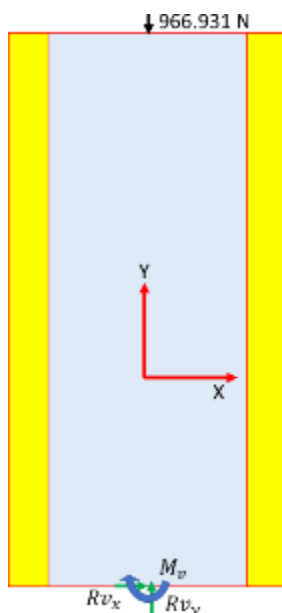
Posteriormente se calcula la fuerza total presente en el vástago de la prótesis

Tabla 26: Fuerza total que actúa en el vástago.

Masa total	98.565887	kg
Fuerza	966.931	N

El vástago de la prótesis estará sometido a carga axial de 966.931 N, considerando en uno de sus extremos empotrado en el cálculo tórico.

Ilustración 68: Diagrama de cuerpo libre del vástago.



Para procesos preliminares en el diseño del vástago, se debe determinar en qué condición trabaja el elemento cómo columna corta o larga, teniendo en cuenta la relación de esbeltez y la relación de esbeltez de transición o constante de columna, cumpliendo con las siguientes condiciones.

Tabla 27: Tipos de columnas.

TIPO DE COLUMNA		
RELACIÓN DE TRANSICIÓN O COLUMNA	ESBELTEZ DE	$C_c = \sqrt{\frac{2\pi^2 E}{S_Y}}$
RELACIÓN DE ESBELTEZ		$\frac{KL}{r}$
CORTA	$\frac{KL}{r} < C_c$	La columna es corta
LARGA	$\frac{KL}{r} > C_c$	La columna es larga

Material utilizado: Acero inoxidable

Ilustración 69: Propiedades mecánicas del acero inoxidable.

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	2e+11	N/m ²
Coefficiente de Poisson	0.28	N/D
Módulo cortante	7.9e+10	N/m ²
Densidad de masa	7800	kg/m ³
Límite de tracción	850000000	N/m ²
Límite de compresión		N/m ²
Límite elástico	650000000	N/m ²
Coefficiente de expansión térmica	1.1e-05	/K
Conductividad térmica	14	W/(m·K)
Calor específico	440	J/(kg·K)
Cociente de amortiguamiento del material		N/D

Fuente: Software CAD Y CAE Solidworks.

Factores de diseño

Se considera para como criterio de diseño al vástago nuevos factores de seguridad debido a cargas estáticas, repetidas y de impacto o choque, proporcionando valores para el correcto dimensionamiento de la pieza con forme a las cargas en la cual funciona el elemento mecánico.

Ilustración 70: Factores de diseño.

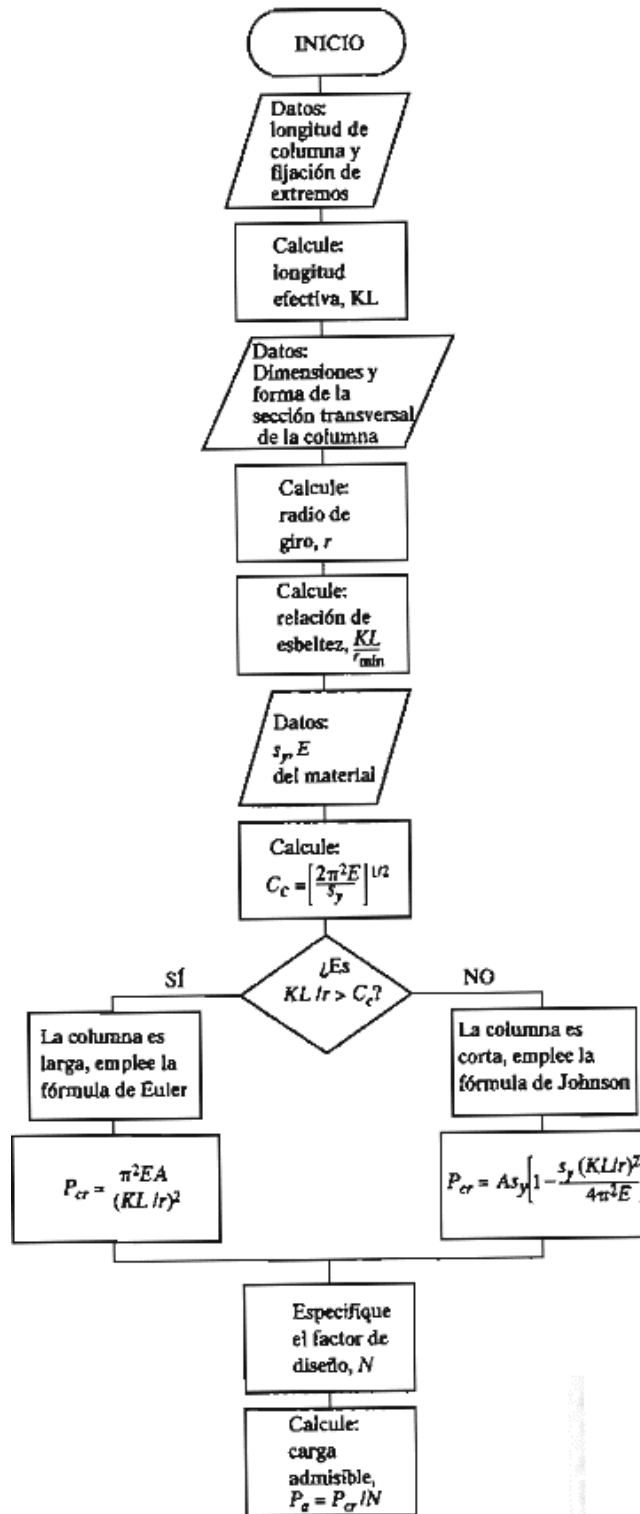
CLASE DE CARGA	ACERO, METALES DÚCTILES		HIERRO FUNDIDO, METALES QUEBRADIZOS	MADERA DE CONS- TRUCCIÓN
	Basado en la resistencia máxima	Basado en la resistencia de fluencia	Basado en la resistencia máxima	
Carga permanente, $N =$	3-4	1,5-2	5-6	7
Repetida, una dirección, gradual (choque suave) *, $N =$	6	3	7-8	10
Repetida, invertida, gradual (choque suave) *, $N =$	8	4	10-12	15
Choque *, $N =$	10-15	5-7	15-20	20

Fuente: Diseño de elementos de máquinas V.M. Faires.

En el caso del vástago se considera para el cálculo teórico la forma de cargas repetidas que actuará en el elemento, de este modo se selecciona un factor de diseño 8 con la finalidad de obtener un diseño seguro.

Se empleará como criterio de diseño el siguiente diagrama de flujo, que se basa en el análisis de una columna recta con carga central.

Ilustración 71: Análisis de columna recta con carga central.



Fuente: Diseño de elementos mecánicos Mott.

Como criterio de diseño se determina el diámetro interior de la pieza mediante la fórmula de Euler, de tal modo que se pueda determinar si funciona como columna corta o larga.

Se considera un factor de seguridad 8 ya que el elemento estará sometido a cargas dinámicas durante toda la marcha normal.

$$P_{Cr} = \frac{\pi^2 EI}{(KL)^2}$$

$$8 * 966.931 \text{ N} = \frac{\pi^2 * 2 * 10^{11} * \frac{\pi}{64} (0.02^4 - D_2^4)}{(2.10 * 0.176 \text{ m})^2}$$

$$D_2 = 0.01949 \text{ m}$$

Longitud efectiva

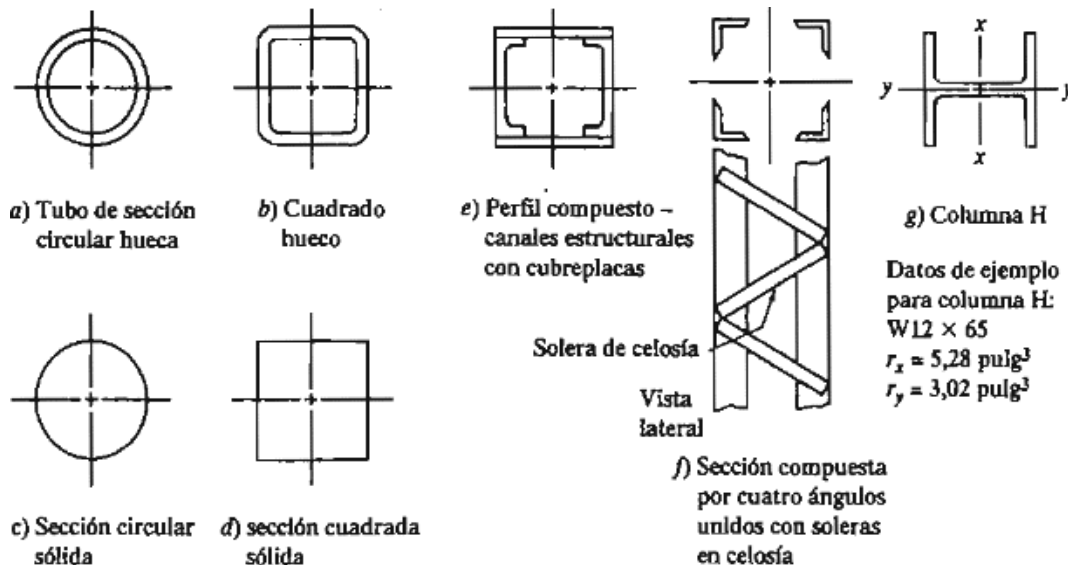
Se considera el vástago como libre en el extremo donde actúa la carga y empotrado en el otro extremo, de este modo se selecciona un factor K de 2.10 para casos reales en el diseño de elementos mecánico.

$$Longitud\ efectiva = 2.1 * 0.176 \text{ m} = 0.3696 \text{ m}$$

Se especifican las dimensiones iniciales y forma de la sección transversal de la columna

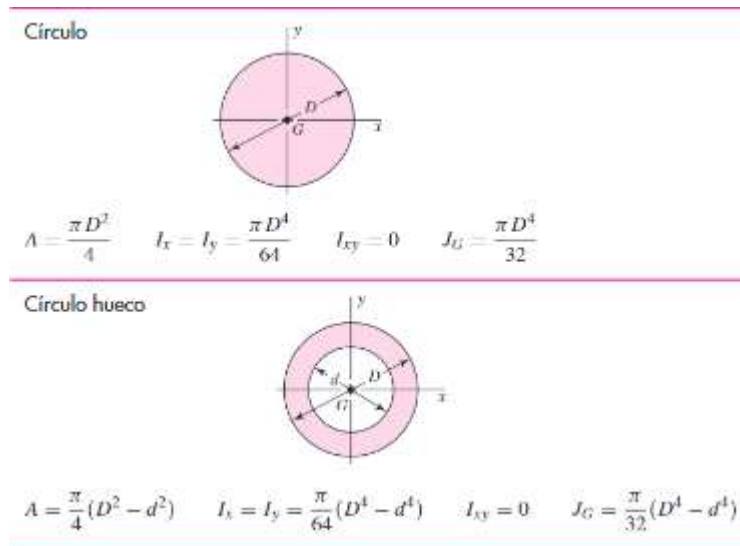
Como se muestra en la siguiente ilustración 71 el vástago seleccionado en el diseño de la prótesis es de sección transversal circular hueca.

Ilustración 72: Secciones transversales de columnas.



Fuente: Diseño de elementos mecánicos Mott.

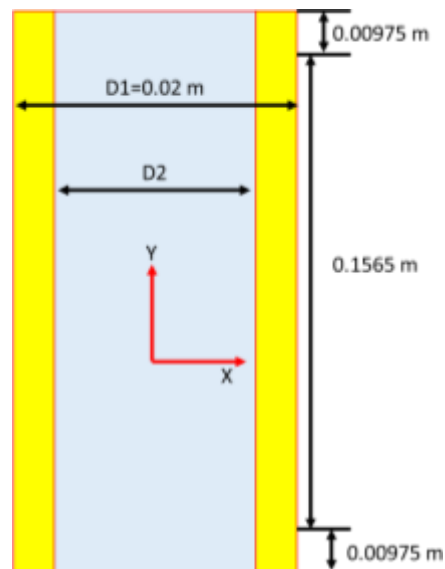
Ilustración 73: Propiedades de las áreas.



Fuente: Diseño en ingeniería mecánica Shigley.

De este modo se especifican las medidas iniciales para el vástago

Ilustración 74: Medidas iniciales del vástago.



Radio de giro

$$r = \sqrt{\frac{I}{A}}$$

$$r = \sqrt{\frac{\frac{\pi}{64}((0.02\text{m})^4 - (0.01974\text{m})^4)}{\frac{\pi}{4}((0.02\text{m})^2 - (0.01974\text{m})^2)}}} = 0.00698\text{ m}$$

Relación de esbeltez

$$\frac{KL}{r} = \frac{2.1 * 0.176 \text{ m}}{0.00698 \text{ m}} = 52.951$$

Constante de columna

$$C_c = \sqrt{\frac{2 * \pi^2 * 2 * 10^{11} \text{ Pa}}{650 * 10^6 \text{ Pa}}} = 77.933$$

Conforme a los datos obtenidos la relación de esbeltez es menor a la constante de columna, esto indica que de acuerdo con las condiciones indicadas en la tabla 27 es vástago actúa como columna corta, partiendo de esta condición se especifica el tipo de formula a utilizar siendo la de Johnson conforme a la condición de columna corta.

Radio nuevo del vástago

$$8 * 966.931 \text{ N}$$

$$= \frac{\pi}{4} ((0.02 \text{ m})^2 - (D_2)^2) * 650 * 10^6 \text{ Pa} \left(1 - \frac{650 * 10^6 \text{ Pa} * \left(\frac{2.10 * 0.176}{0.00702 \text{ m}} \right)^2}{4\pi * 2 * 10^{11}} \right)$$

$$D_2 = 0.018 \text{ m}$$

El vástago tendrá un diámetro interior de 1.8 cm.

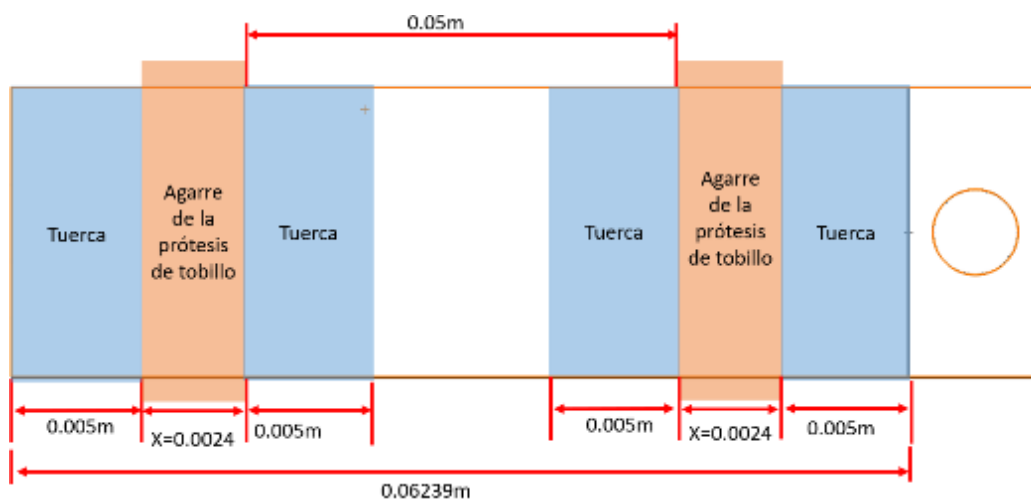
7.13.10. Unión 3 regulable

Para la unión regulable la medida inicial es de 7.5 cm de longitud, lo que se requiere para el siguiente componente es de regular la longitud de la prótesis teniendo en cuenta la edad de la paciente mujer en el rango de 45 a 60 que cuenta con diferencia de altura lo que es necesario que la prótesis cuente con la disponibilidad de funcionamiento para diferentes estaturas adecuadas al paciente.

De acuerdo con datos del INEI (Instituto Nacional de Estadística) el promedio de estatura de la mujer peruana apenas alcanza los 151 centímetros y la mayoría de ellas (80%) mide entre 145 a 159 centímetros y que sólo un 7% de las mujeres en edad fértil supera los 160 centímetros [39], con forme a los datos proporcionados se obtendrá hasta que rango de altura funcionará la unión regulable.

Como dato inicialmente la estatura de la mujer de 45 a 60 años está en el rango de 155 cm a 155.4 cm, pero como altura final de acuerdo a al INEI la estatura de la mujer llaga hasta 160 cm, se añade este dato con la finalidad de proporcionar una mayor altura de funcionamiento de la unión, de tal modo que el elemento mecánico de regulación va a funcionar regulando entre una estatura de 155 cm hasta 160 cm, por lo tanto, la altura de regulación es de 5

Ilustración 75: Recorrido de regulación en la prótesis.



Como punto inicial se selecciona el tipo de paso de rosca estandarizado proporcionados por Acme. Considerando las masas de los anteriores elementos, se calcula la fuerza aplicada y que actuará en la unión regulable.

Ilustración 76: Masa de los anteriores elementos mecánicos.

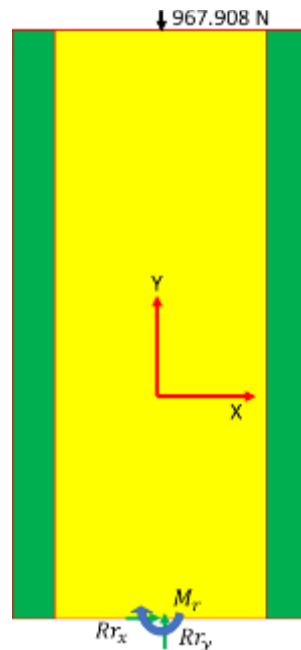
Masa	valor	unidad
Persona	96.1	kg
Socket	0.77532	kg
unión 1	0.43322	kg
Barra-1	0.51524	kg
Barra-2	0.12112	kg
Barra-3	0.4849	kg
Eje 1 y 2	0.08684	kg
4 anillos de retención	0.00052	kg
Eje de actuador y perno	0.00357	kg
Eje el actuador	0.009117	kg
Tapa del actuador	0.00296	kg
Émbolo del pistón	0.00204	kg
Cilindro del actuador	0.01247	kg
vástago	0.08099	kg

Siendo a la fuerza total aplicada.

Ilustración 77: Fuerza aplicada a la unión regulable.

Masa total	98.665447	kg
Fuerza	967.908	N

Ilustración 78: Fuerza central aplicada a la unión regulable.



EL radio de la rosca (unión regulable) es de 20 mm, pero teniendo en cuenta la estandarización de roscas Acme, se selecciona un mayor valor a partir del diámetro calculado, con la finalidad de que

las roscas Acme proporcionan características más resistentes respecto a los dientes costos de la pieza.

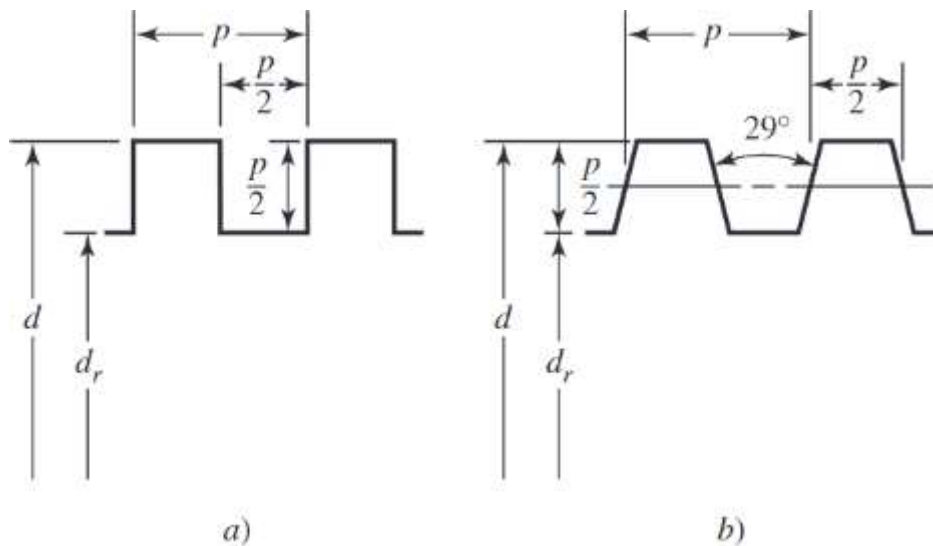
Ilustración 79: Diámetro y pasos de roscas Acme.

d , pulg	$\frac{1}{4}$	$\frac{5}{16}$	$\frac{3}{8}$	$\frac{1}{2}$	$\frac{5}{8}$	$\frac{3}{4}$	$\frac{7}{8}$	1	$1\frac{1}{4}$	$1\frac{1}{2}$	$1\frac{3}{4}$	2	$2\frac{1}{2}$	3
p , pulg	$\frac{1}{16}$	$\frac{1}{14}$	$\frac{1}{12}$	$\frac{1}{10}$	$\frac{1}{8}$	$\frac{1}{6}$	$\frac{1}{6}$	$\frac{1}{5}$	$\frac{1}{5}$	$\frac{1}{4}$	$\frac{1}{4}$	$\frac{1}{4}$	$\frac{1}{3}$	$\frac{1}{2}$

Fuente: Diseño en ingeniería mecánica de Shigley.

Acme nos ofrece dos tipos de configuraciones para el tipo de rosca cuadrada y con ángulo de 29° , para el diseño de selecciona el tipo de rosca “b”.

Ilustración 80: Configuración del tipo de rosca.



Fuente: Diseño en ingeniería mecánica de Shigley.

Tabla 28: Paso y medida de los dientes de la unión regulable.

D	7/8	pulg
	0.022	m
P	1/6	pulg
	0.004	m
P/2	0.002	m
dr	0.020	m
N° hilos por pulgada	15.413	

7.13.11. Prótesis de tobillo y pie

El tobillo y la rodilla se diseñaron por separado considerando placas, de este modo la prótesis en conjunto podrá ser regulada con forme a la talla de la paciente mujer.

Considerando las masas de las anteriores piezas, se determina la fuerza aplicada en la prótesis de pie y tobillo.

Tabla 29: Masa de los elementos de la prótesis transfemoral.

Masa	valor	unidad
Persona	96.1	kg
Socket	0.77532	kg
unión 1	0.43322	kg
Barra-1	0.51524	kg
Barra-2	0.12112	kg
Barra-3	0.4849	kg
Eje 1 y 2	0.08684	kg
Anillos de retención	0.00052	kg
eje de actuador y perno	0.00357	kg
eje el actuador	0.009117	kg
Tapa del actuador	0.00296	kg
Émbolo del pistón	0.00204	kg
Cilindro del actuador	0.01247	kg
vástago	0.08099	kg
Unión regulable	0.18576	kg
Turcas de apriete	0.01622	kg

La fuerza calculada que actúa en la prótesis es la siguiente.

Tabla 30: Fuerza total que actúa en a prótesis.

Masa total	98.867427	kg
Fuerza	969.889	N

La carga puntual que se presenta y actúa en la prótesis es de 969.889 N, lo cual se determina el espesor necesario que debe tener la pieza.

El material seleccionado es polímero reforzado con fibra de carbono (CFRP), actualmente tiene aplicaciones aeroespaciales, debido a que el material ofrece alta resistencia y rigidez mecánica, baja densidad, resistencia a la vibración y corrosión, por tal motivo se seleccionó ya que la prótesis de pie y tobillo funcionará ante cargas cíclicas y su baja densidad proporcionará a que la prótesis sea liviana al utilizarse [40].

El CFRP con respecto a las relaciones de rigidez-peso y resistencia-peso ofrecen características beneficiosas en el diseño de piezas ligeras y que requieran de la optimización de la topología en estructuras [45].

Tabla 31: Propiedades mecánicas del polímero reforzado con fibra de carbono.

POLÍMERO REFORZADO CON FIBRA DE CARBONO		
Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	165	GPa
Coefficiente de poisson	0.22	N/D
Densidad de masa	1600	kg/m³
Límite de tracción	2.8	GPa
Límite elástico	230	GPa
Coefficiente de expansión térmica	$-7 * 10^{-7}$	1/K
Conductividad térmica	2	W/m * K
Calor específico	5000	J/kg * K

Fuente: D. J. G. B. A. M. E. M. F. M. G. Oscar Javier Ascencio Sepulveda, «Diseño y modelamiento de pie para prótesis transfemorales con sistema de amortiguamiento,» Épsilon, n° 9, p. 11, 2007.

Posteriormente a partir de los valores de la tabla 32 se añadieron al SolidWorks creando una nueva carpeta de material personalizado y de esta manera utilizarlo en la simulación.

Ilustración 81: Propiedades mecánicas del polímero reforzado con fibra de carbón en SolidWorks.

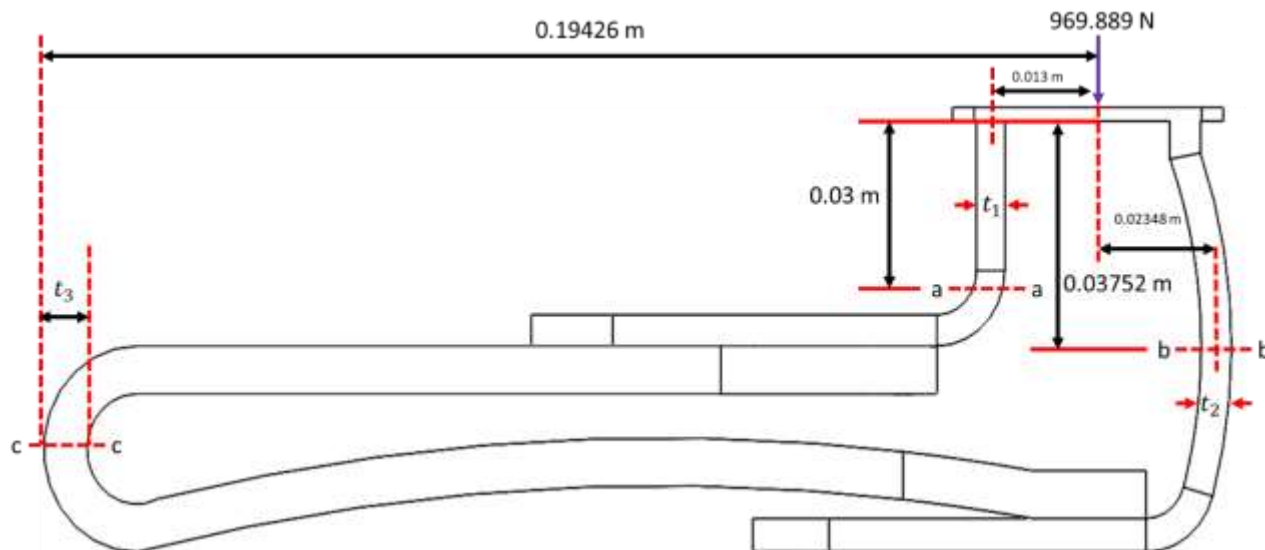
Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	1.65e+11	N/m ²
Coefficiente de Poisson	0.22	N/D
Módulo cortante		N/m ²
Densidad de masa	1600	kg/m ³
Límite de tracción	2800000000	N/m ²
Límite de compresión		N/m ²
Límite elástico	2.3e+11	N/m ²
Coefficiente de expansión térmica	-7e-07	/K
Conductividad térmica	2	W/(m·K)
Calor específico	5000	J/(kg·K)
Cociente de amortiguamiento del material		N/D

Fuente: Software CAD Y CAE SolidWorks.

Se determina los espesores correspondientes en la prótesis de tobillo y pie con forme a la carga aplicada de 969.889 N.

De ese modo se considera el análisis en 3 sección de la prótesis “a-a”, “b-b”, “c-c” como se muestra en el siguiente diagrama de cuerpo libre.

Ilustración 82: Diagrama de cuerpo libre de la prótesis de tobillo y pie.



De acuerdo con la ilustración 37 y la tabla 18 hay un rango de longitud de 22.7 hasta 23 cm para el pie de la mujer de 45 a 60 años.

Las medidas del largo del pie se tomarán en cuenta con forme a marcas a las tallas de calzado en el Perú de tal modo que se verificarán las medidas proporcionadas por las marcas y sus distintas tallas, de este modo se podrá dimensionar en longitud la prótesis de pie regulable.

Se tendrá que encontrar la mínima y máxima talla con la finalidad de encontrar cuanto es el recorrido que tendrá la prótesis y que la paciente pueda regular.

Tabla 32: Tallas de calzados para mujeres.

Marca	Talla Perú	Talla de calzado en cm
adidas	35	22.75
	35.5	23
	36	23.5
	36.5	24
	37	24.5
	37.5	25
	38	25.5
	39	25.75
	40	26.5
	41	27
	42	28
	43	28.75
Nike	35	22.5
	35.5	23
	36.5	23.5
	37	24
	37.5	24.5
	38	25
	39	25.5
	39.5	26
40	26.5	
PUMA	35.5	22
	36	22.5
	37	23
	37.5	23.5
	38	24
	38.5	24.5
	39	25
Reebok	35	22.75
	35.5	23
	36	23.5
	36.5	24
	37	24.5
	37.5	25
	38	25.5
	39	25.75
	40	26
	41	26.5
	42	27
43	27.5	
InKabords	33	22

	34	22.7
	35	23.3
	36	24
	37	24.7
	38	25.3
	39	26
	40	26.7

Fuente: Tienda falabella e InKabords.

Con forme a los datos de calzados se verifica la mínima y máxima talla.

Tabla 33: Talla de calzado para mujeres.

Talla cm	
Máxima	23
Mínima	22

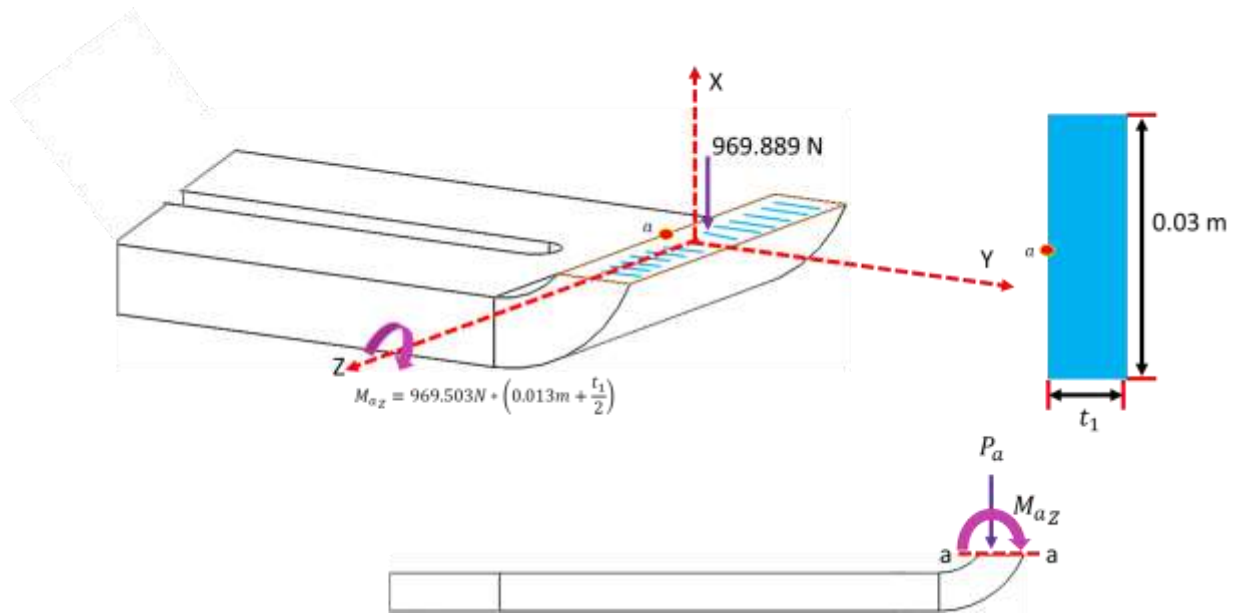
El recorrido de la de prótesis de pie regulable es de 1cm.

- Tobillo

La prótesis de tobillo está compuesta por dos placas anterior que cumple la función de regulación de la talla de la paciente mujer y la placa posterior diseñada con la finalidad de atenuar impactos durante la marcha normal.

Primera sección de la prótesis de tobillo

Ilustración 83: Primera sección de la placa anterior de la prótesis de tobillo.



$$\sigma_d = + \frac{P_a}{A} + \frac{M_{aZ}C}{I_Z}$$

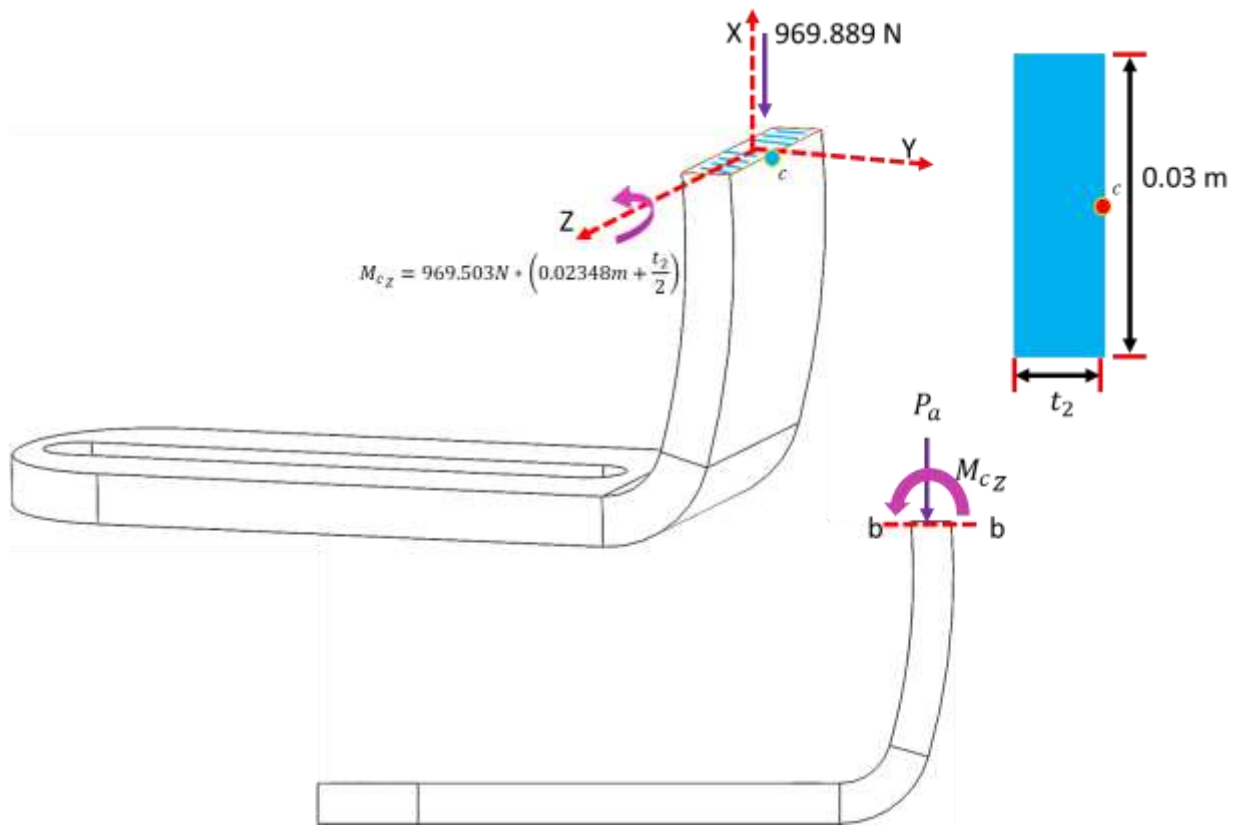
$$\frac{S_y}{N} = + \frac{P_a}{A} + \frac{M_{aZ}C}{I_Z}$$

$$\frac{2.3 * 10^{11} P_a}{8} = + \frac{969.889 N}{0.03 m * t_1} + \frac{(969.889 N * (0.018 m + \frac{t_1}{2}) * \frac{t_1}{2})}{\frac{1}{12} * 0.03 m * t_1^4}$$

$$t_1 = 0.0052 m$$

Segunda sección de la prótesis del tobillo

Ilustración 84: Segunda sección de la placa posterior de la prótesis de tobillo.



$$\sigma_d = + \frac{P_c}{A} + \frac{M_{cz}C}{I_z}$$

$$\frac{S_y}{N} = + \frac{P_a}{A} + \frac{M_{az}C}{I_z}$$

$$\frac{2.3 * 10^{11} Pa}{8} = + \frac{969.889 N}{0.03 m * t_2} + \frac{(969.889 N * (0.02348 m + \frac{t_2}{2})) * \frac{t_2}{2}}{\frac{1}{12} * 0.03 m * t_2^4}$$

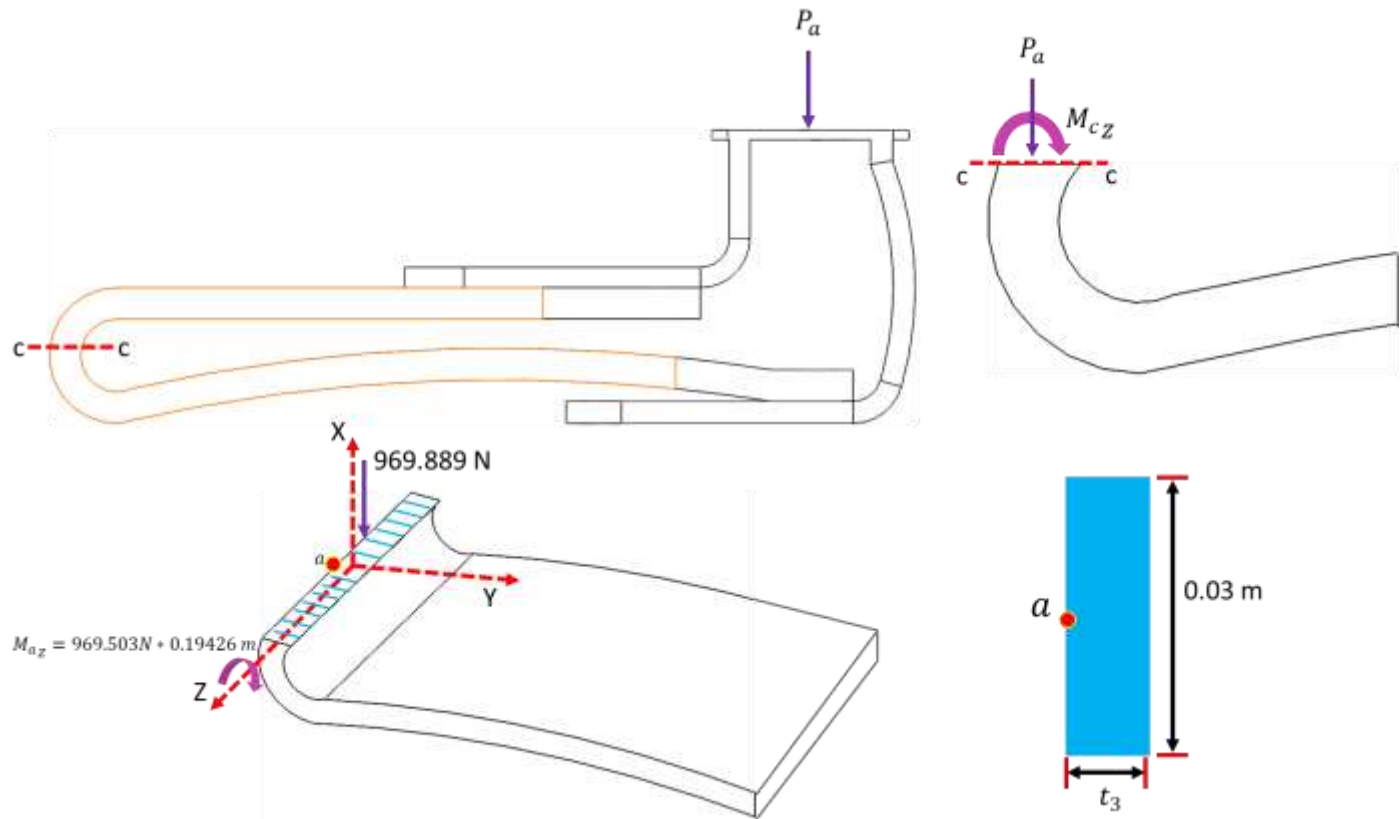
$$t_2 = 0.0056 m$$

- Pie

La prótesis de pie está diseñada para que cumpla la función de atenuar los impactos durante la marcha normal, de este modo se requiere determinar el espesor requerido para la placa.

Primera sección de la prótesis de pie

Ilustración 85: Primera sección de la placa de la prótesis de pie.



$$\sigma_d = + \frac{P_c}{A} + \frac{M_{cz}C}{I_z}$$

$$\frac{S_y}{N} = + \frac{P_a}{A} + \frac{M_{az}C}{I_z}$$








$$\frac{2.3 \cdot 10^{11} Pa}{8} = + \frac{969.889 N}{0.0905 m \cdot t_3} + \frac{(969.889 N \cdot 0.19426) \cdot \frac{t_3}{2}}{\frac{1}{12} \cdot 0.0905 m \cdot t_3^4}$$

$$t_3 = 0.008 m$$

7.13.12. Selección de los pernos

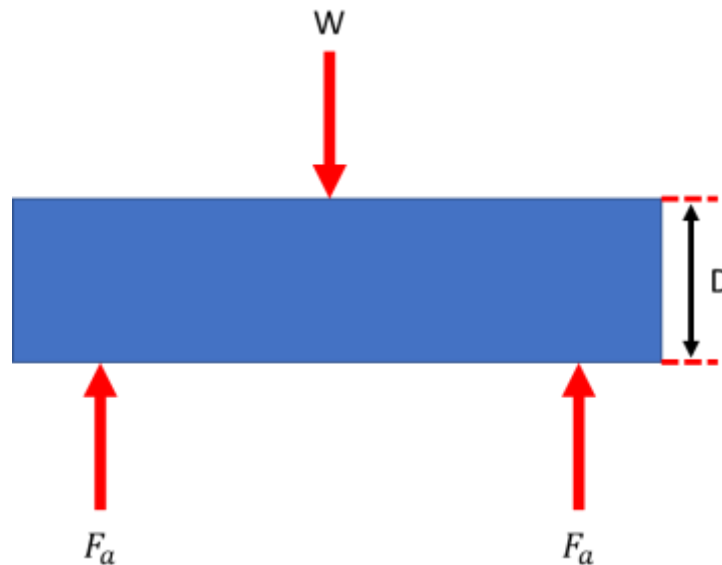
Para el diseño de los pasadores se considera por conveniencia la selección mediante los grados métricos (cuanto mayor grado mayor resistencia del perno) y el intervalo de tamaños de pasadores estandarizados.

Ilustración 86: Grados métricos para pernos.

Clase de propiedad	Intervalo de tamaños, inclusive	Resistencia de prueba mínima, [†] MPa	Resistencia mínima a la tensión, [†] MPa	Resistencia mínima a la fluencia, [†] MPa	Material	Marca en la cabeza
4.6	M5-M36	225	400	240	Acero de bajo o medio carbono	
4.8	M1.6-M16	310	420	340	Acero de bajo o medio carbono	
5.8	M5-M24	380	520	420	Acero de bajo o medio carbono	
8.8	M16-M36	600	830	660	Acero de medio carbono, T y R	
9.8	M1.6-M16	650	900	720	Acero de medio carbono, T y R	
10.9	M5-M36	830	1 040	940	Acero martensítico de bajo carbono, T y R	
12.9	M1.6-M36	970	1 220	1 100	Acero aleado, T y R	

Seleccionando el diámetro a partir del intervalo de tamaño de los pernos y teniendo en cuenta la fuerza aplicada se determina el esfuerzo que tendrá el perno (el esfuerzo calculado no debe pasar al esfuerzo seleccionado), y a partir de esto se selecciona el tipo de grado y material para el elemento.

Ilustración 87: Diagrama de cuerpo libre del perno.



Los siguientes Pernos cumplirán la función de unir los elementos mencionados:

- Diseño del perno 1 para unir las siguientes piezas: Socket-unión.
- Diseño del perno 2 para unir las siguientes piezas: Unión 1-prótesis de rodilla.
- Diseño del perno 3 para unir las siguientes piezas: Actuador neumático- barra 1 y 3
- Diseño del perno 4 para unir las siguientes piezas: Barra 3- vástago.
- Diseño del perno 5 para unir las siguientes piezas. Vástago-unión fija.
- Diseño del perno 6 para unir las siguientes piezas. Tobillo-pie.

De este modo se especifican las cargas que actuarán en los pernos.

Tabla 34: Fuerzas actuantes en los pernos

Perno	Partes para unir	Fuerza (W) en "N"
1	Socket-unión	953.244
2	Unión 1-prótesis de rodilla	953.244
3	Actuador neumático- barra 1 y 3	966.865
4	Barra 3- vástago	967.908
5	Vástago-unión regulable	967.908
6	Tobillo-pie	969.889


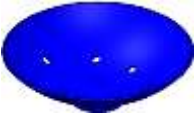









Posteriormente de determina los esfuerzos que actúa en los pernos mediante la siguiente formula.

Tabla 35: Calculo de esfuerzos en los pernos.

$\sigma_{pernos} = \frac{F * N}{\frac{\pi}{4} * (D)^2 * 0.577}$					
Perno	Sección (mm)	Sección (m)	Fuerza aplicada (N)	factor de seguridad	Esfuerzo (MPa)
1	6	0.006	953.244	4	233.720
2	6	0.006	953.244	4	233.720
3	4	0.004	966.865	4	533.384
4	6	0.006	967.908	4	237.315
5	6	0.006	967.908	4	237.315
6	4	0.006	969.889	4	535.052

7.13.13. Componentes de la prótesis transfemoral diseñadas en SolidWorks

Tabla 36: Componentes de la prótesis transfemoral.

Nº. piezas	Componentes de la prótesis	
1	Socket	
2	Unión 1	
3	Rodilla-Pieza 1	
4	Rodilla-Pieza 2	
5	Rodilla-Pieza 3	
6	Eje	
7	Actuador	
8	Vástago	
9	Unión regulable	
10	Prótesis de tobillo	
11	Prótesis de pie	

7.14. simulación con la herramienta SolidWorks simulation de la prótesis

A continuación, se realiza el estudio estático lineal de la prótesis transfemoral con toda la estructura de cada pieza y las siguientes simulaciones se realiza aplicando la optimización de la topología, esto se refiere a quita material por criterio propio a las piezas necesarias de prótesis con la finalidad de reducir el peso de la prótesis transfemoral, generar un aspecto visualmente estético y solo quedando la estructura que funcionará ante las cargas dadas.

7.14.1. parámetros de la simulación para la prótesis

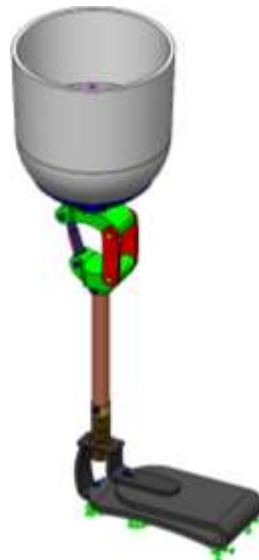
- La carga aplicada de manera axial en el Socket es de 898.013 N y de manera lateral 16.947 N.
- Se localizan las secciones de ubicación de los pernos.

Ilustración 88: Ubicación de los pernos en el ensamble de la prótesis.



- Ubicación de los pernos en el ensamble.

Ilustración 89: Ubicación de los pernos.



- Con forme a la selección de pernos visto en la ilustración 84, se proporcionan datos en la opción “Datos de resistencia”, el material estandarizado de los pernos, área y factor de seguridad.

Ilustración 90: Datos de los pernos para la simulación.

Datos de resistencia ^

Zona del límite de tensión conocida
 Zona del límite de tensión calculada

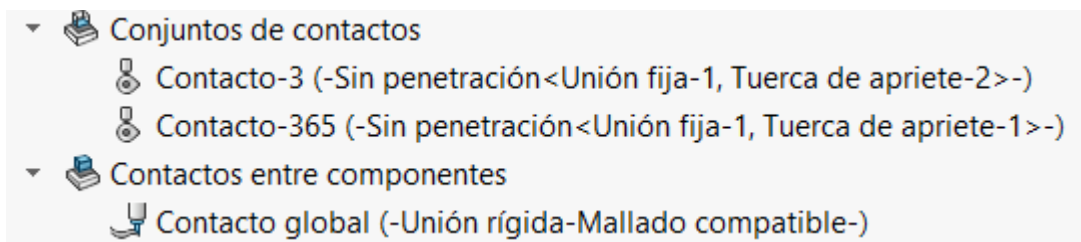
mm²

Resistencia del perno
 N/mm² (MPa)

Factor de seguridad

- Como parámetros para la simulación se consideran conjuntos de contactos sin penetración y para el contacto global como unión rígida a todo el ensamble.

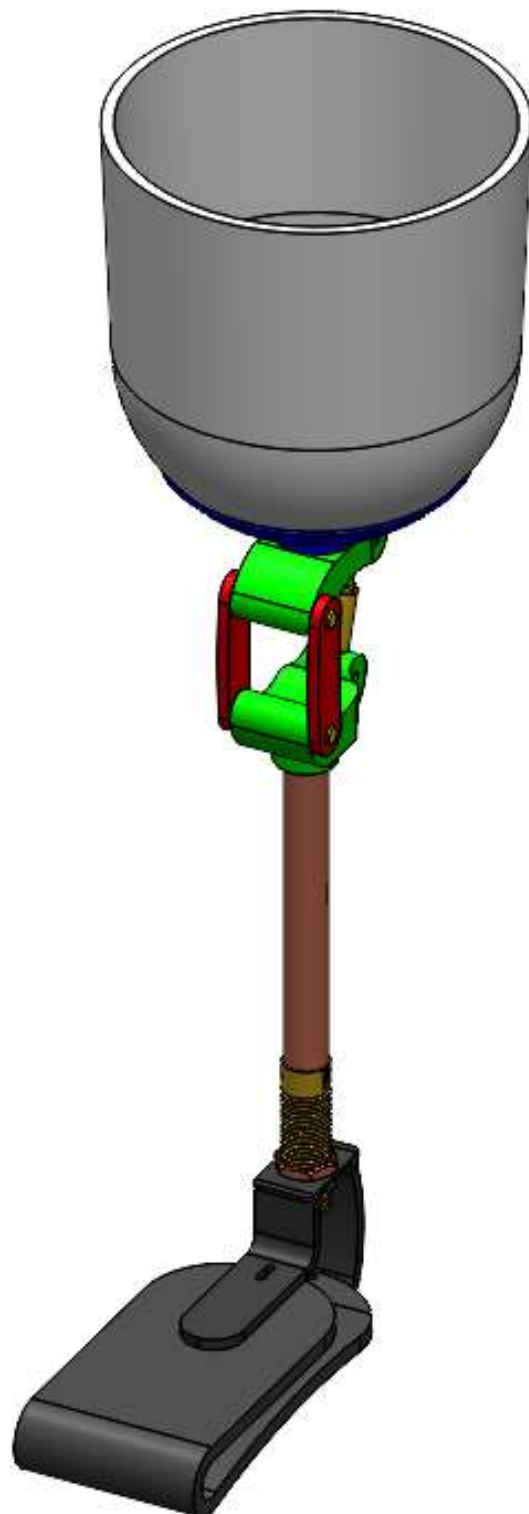
Ilustración 91: Parámetros de contactos entre los componentes.



7.14.2. primer estudio estático lineal

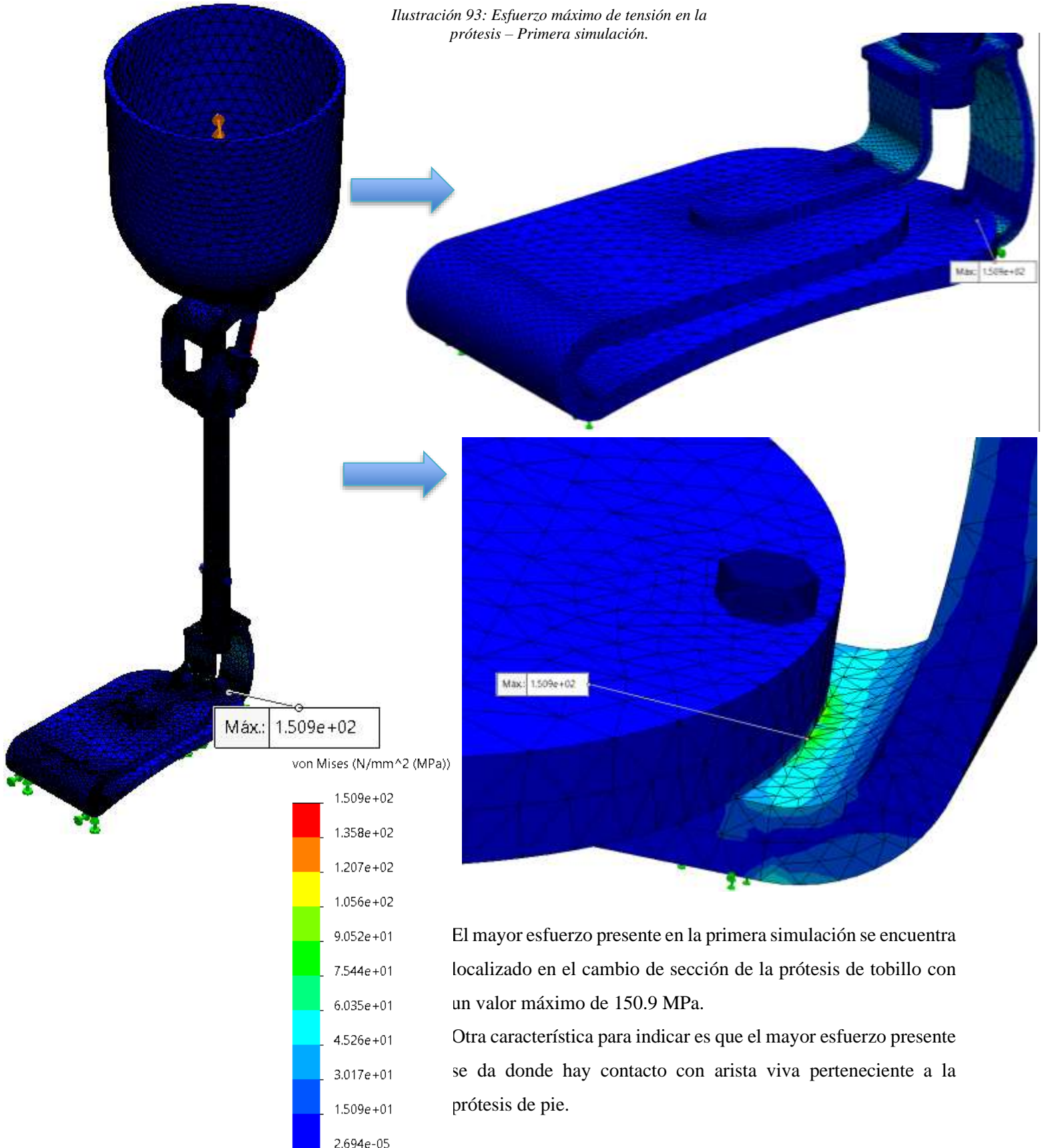
Peso de la prótesis: 3.08 kg

Ilustración 92: Prótesis transfemoral para el primer estudio en Solidworks Simulation.



- Análisis de esfuerzos
- Tensiones

Ilustración 93: Esfuerzo máximo de tensión en la prótesis – Primera simulación.

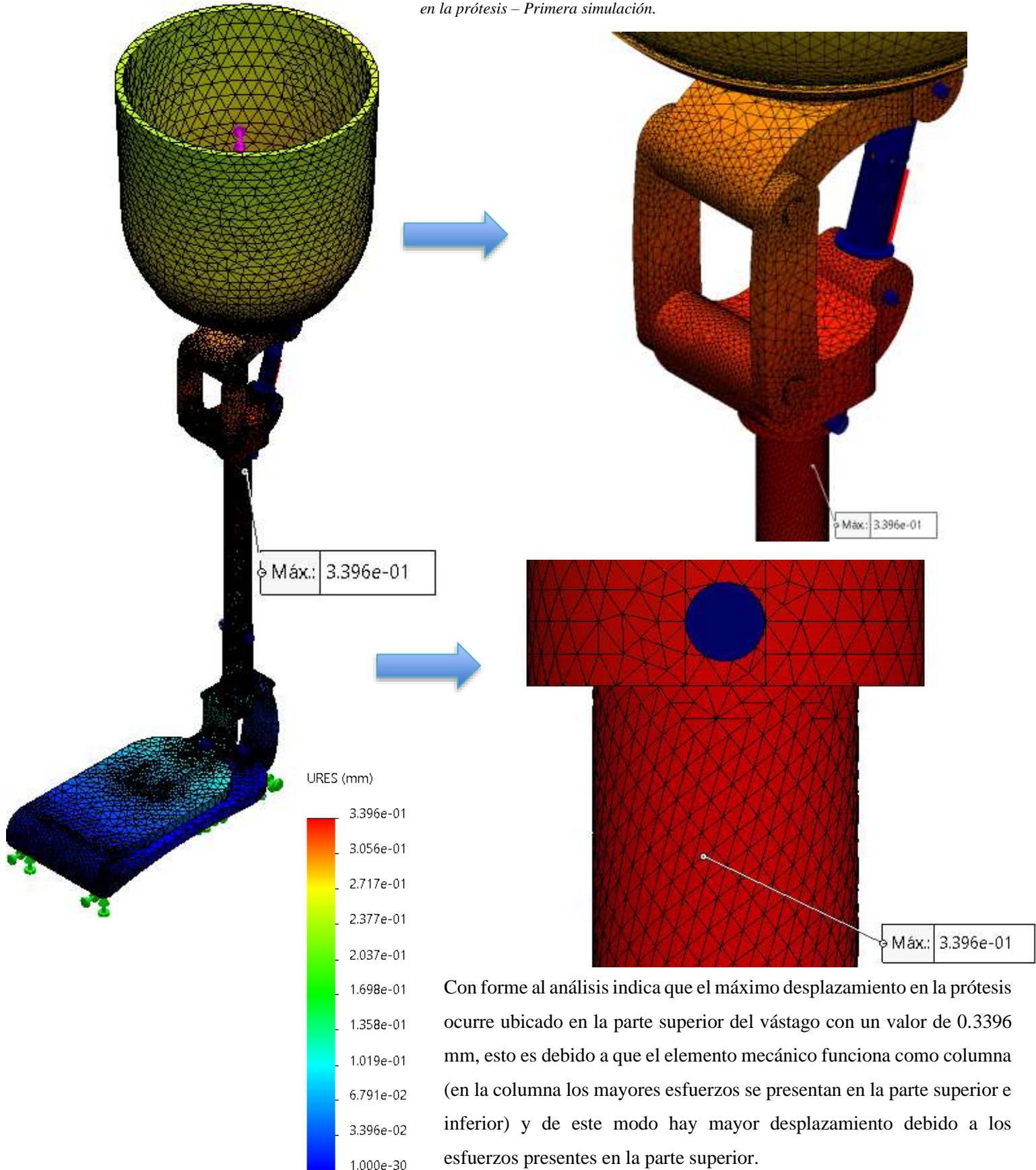


El mayor esfuerzo presente en la primera simulación se encuentra localizado en el cambio de sección de la prótesis de tobillo con un valor máximo de 150.9 MPa.

Otra característica para indicar es que el mayor esfuerzo presente se da donde hay contacto con arista viva perteneciente a la prótesis de pie.

- Desplazamientos

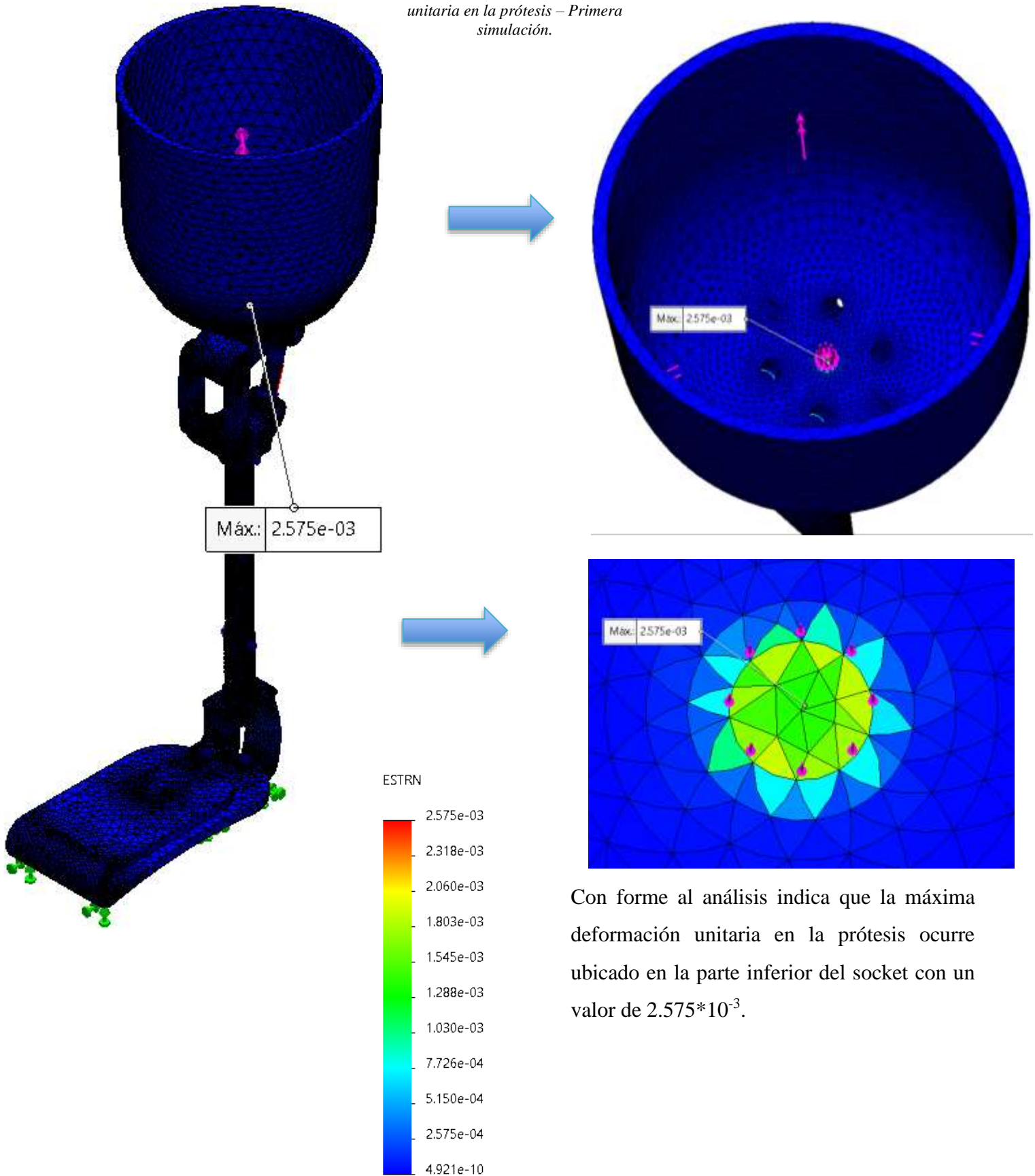
Ilustración 94: Máximo desplazamiento en la prótesis – Primera simulación.



Con forme al análisis indica que el máximo desplazamiento en la prótesis ocurre ubicado en la parte superior del vástago con un valor de 0.3396 mm, esto es debido a que el elemento mecánico funciona como columna (en la columna los mayores esfuerzos se presentan en la parte superior e inferior) y de este modo hay mayor desplazamiento debido a los esfuerzos presentes en la parte superior.

- **Deformaciones unitarias**

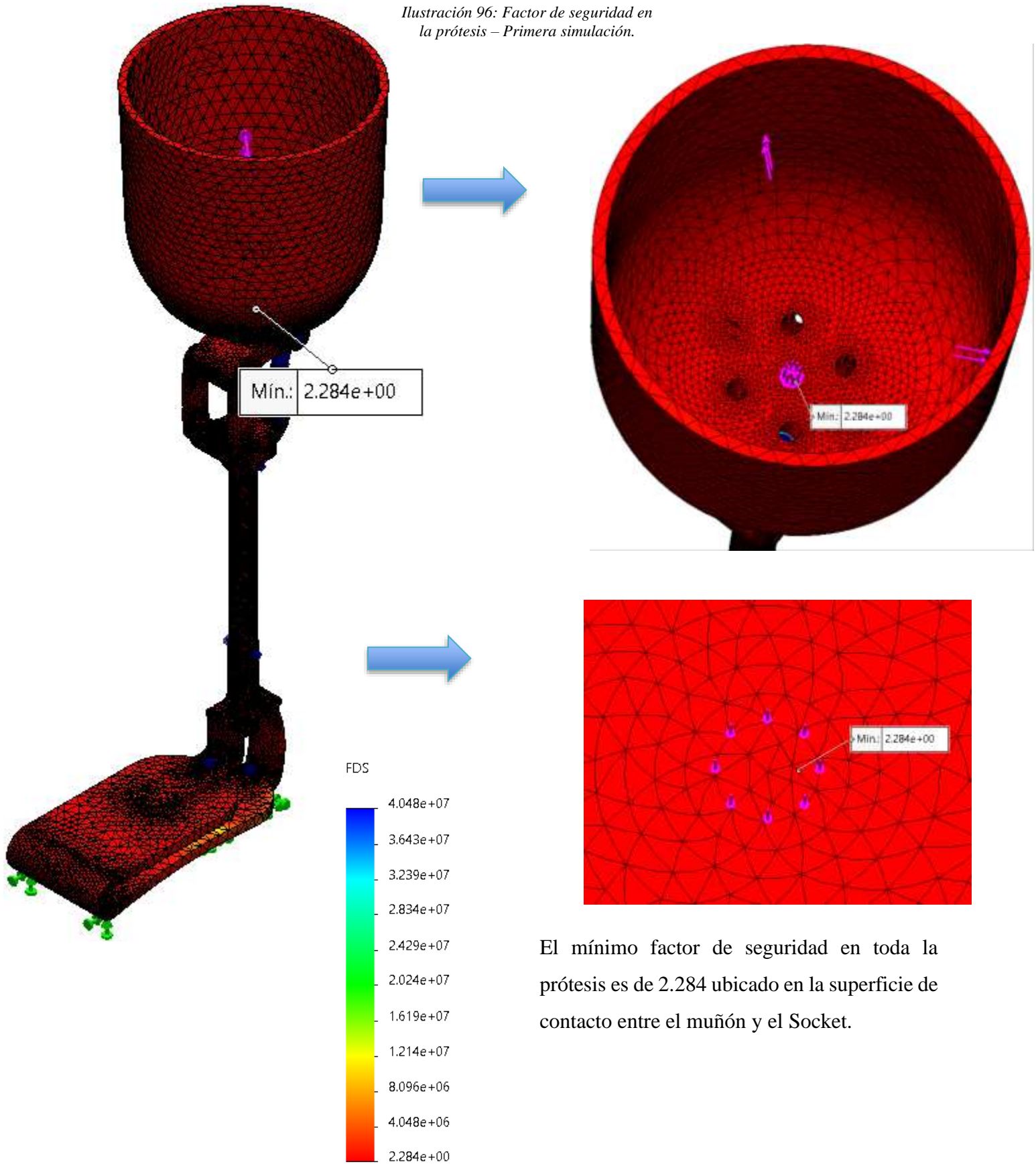
Ilustración 95: Máxima deformación unitaria en la prótesis – Primera simulación.



Con forme al análisis indica que la máxima deformación unitaria en la prótesis ocurre ubicado en la parte inferior del socket con un valor de $2.575 \cdot 10^{-3}$.

- Factor de seguridad

Ilustración 96: Factor de seguridad en la prótesis – Primera simulación.



El mínimo factor de seguridad en toda la prótesis es de 2.284 ubicado en la superficie de contacto entre el muñón y el Socket.

Parámetros de mallado de la primera simulación

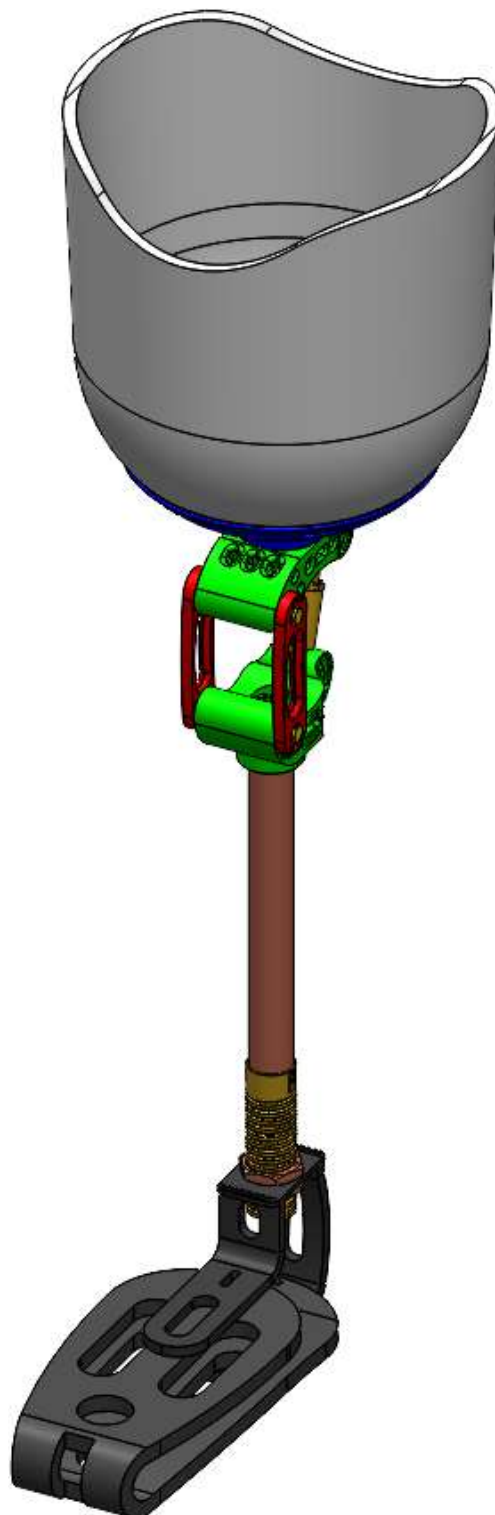
Tabla 37: Parámetros de mallado de la prótesis en la primera simulación.

Mallador utilizado	Malla basada en curvatura
Puntos jacobianos para malla de alta calidad	16 puntos
Tamaño máximo de elemento	10 mm
Número total de nodos	406197
Número total de elementos	256082
Cociente máximo de aspecto	68.262
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	95.9
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0.291
Porcentaje de elementos distorsionados	0

7.14.3. segundo estudio estático lineal de la prótesis transfemoral

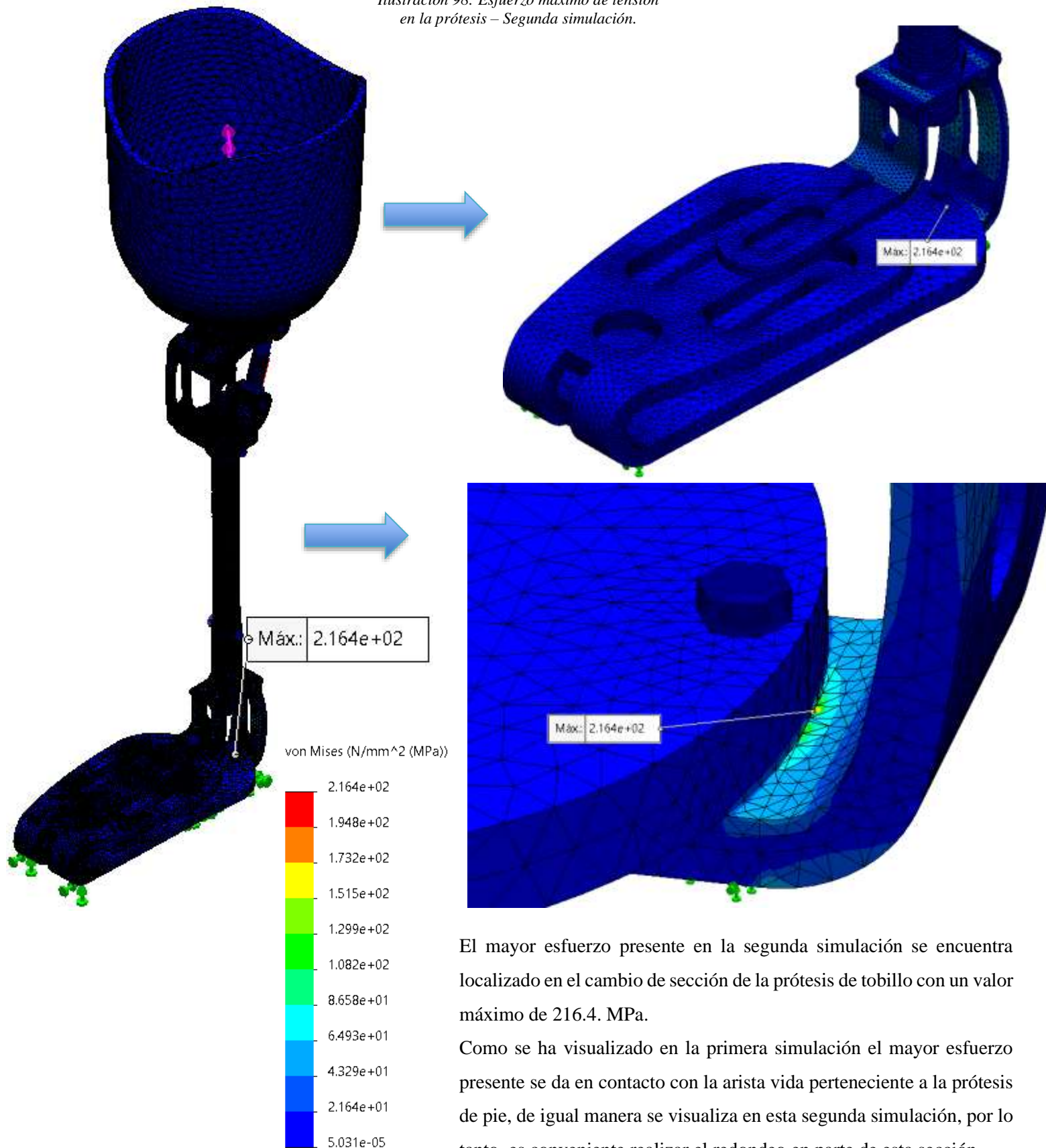
Peso de la prótesis: 2.58 kg

Ilustración 97: Prótesis transfemoral para el segundo estudio en Solidworks Simulation.



- Análisis de esfuerzos
- Tensiones

Ilustración 98: Esfuerzo máximo de tensión en la prótesis – Segunda simulación.

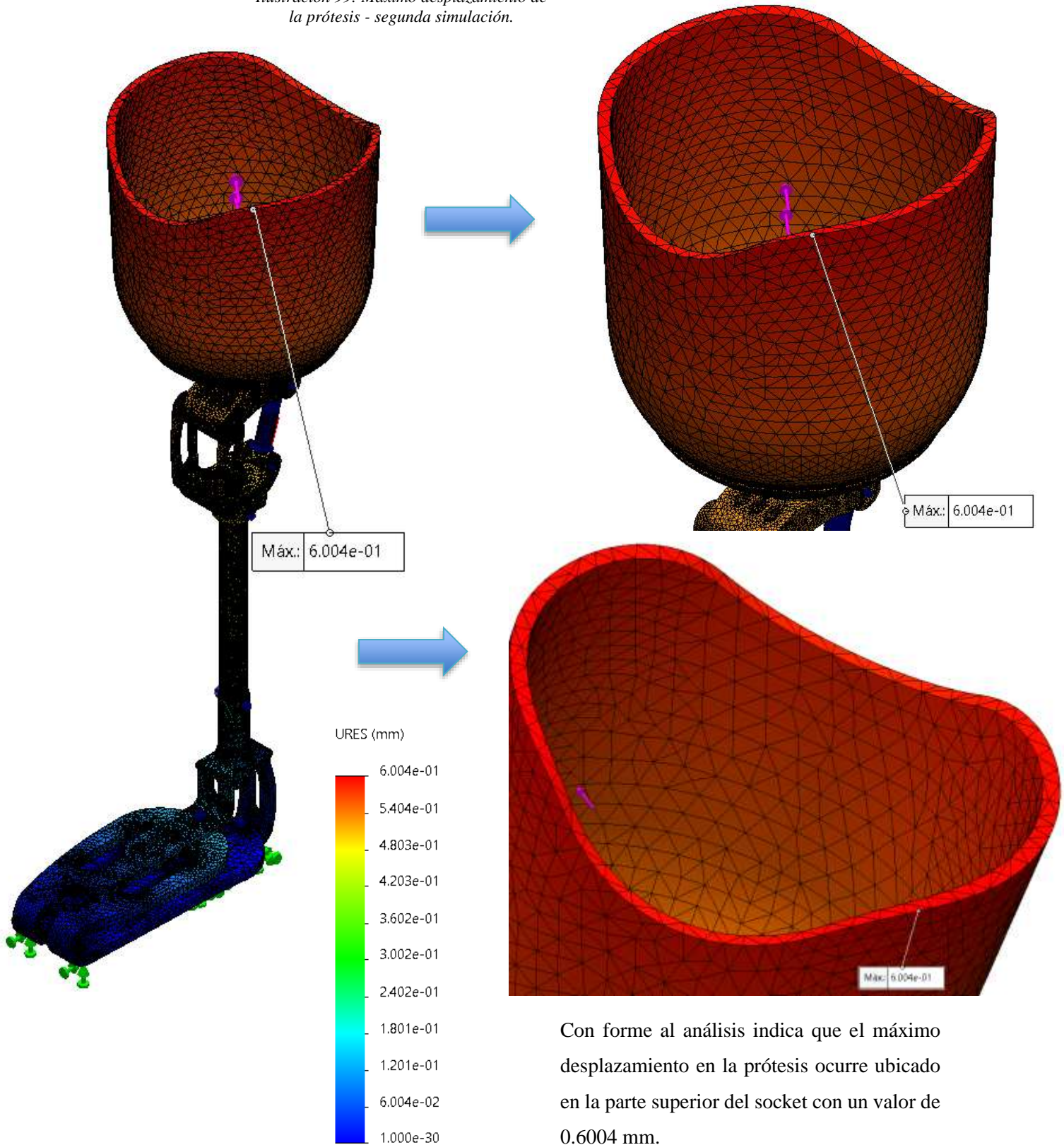


El mayor esfuerzo presente en la segunda simulación se encuentra localizado en el cambio de sección de la prótesis de tobillo con un valor máximo de 216.4. MPa.

Como se ha visualizado en la primera simulación el mayor esfuerzo presente se da en contacto con la arista vida perteneciente a la prótesis de pie, de igual manera se visualiza en esta segunda simulación, por lo tanto, es conveniente realizar el redondeo en parte de esta sección.

- Desplazamientos

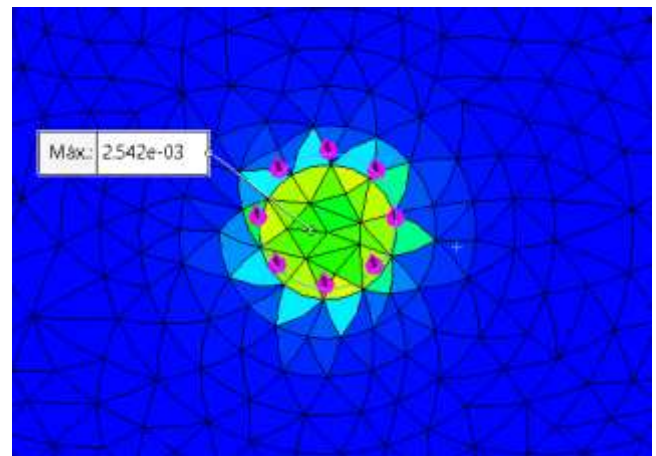
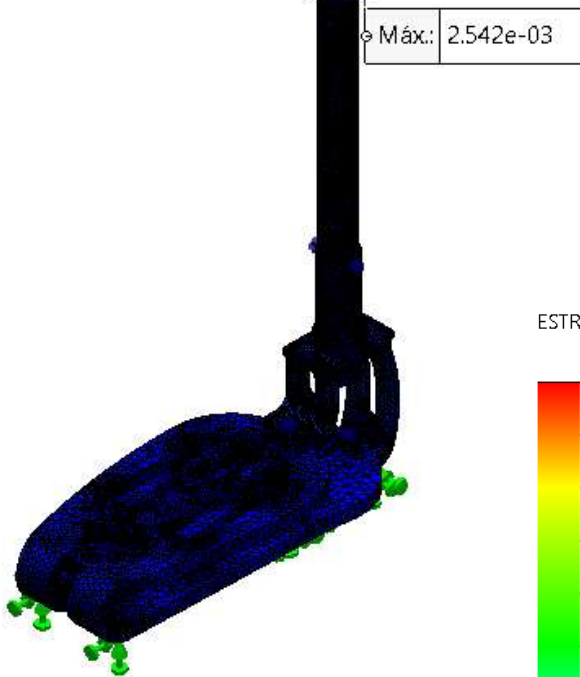
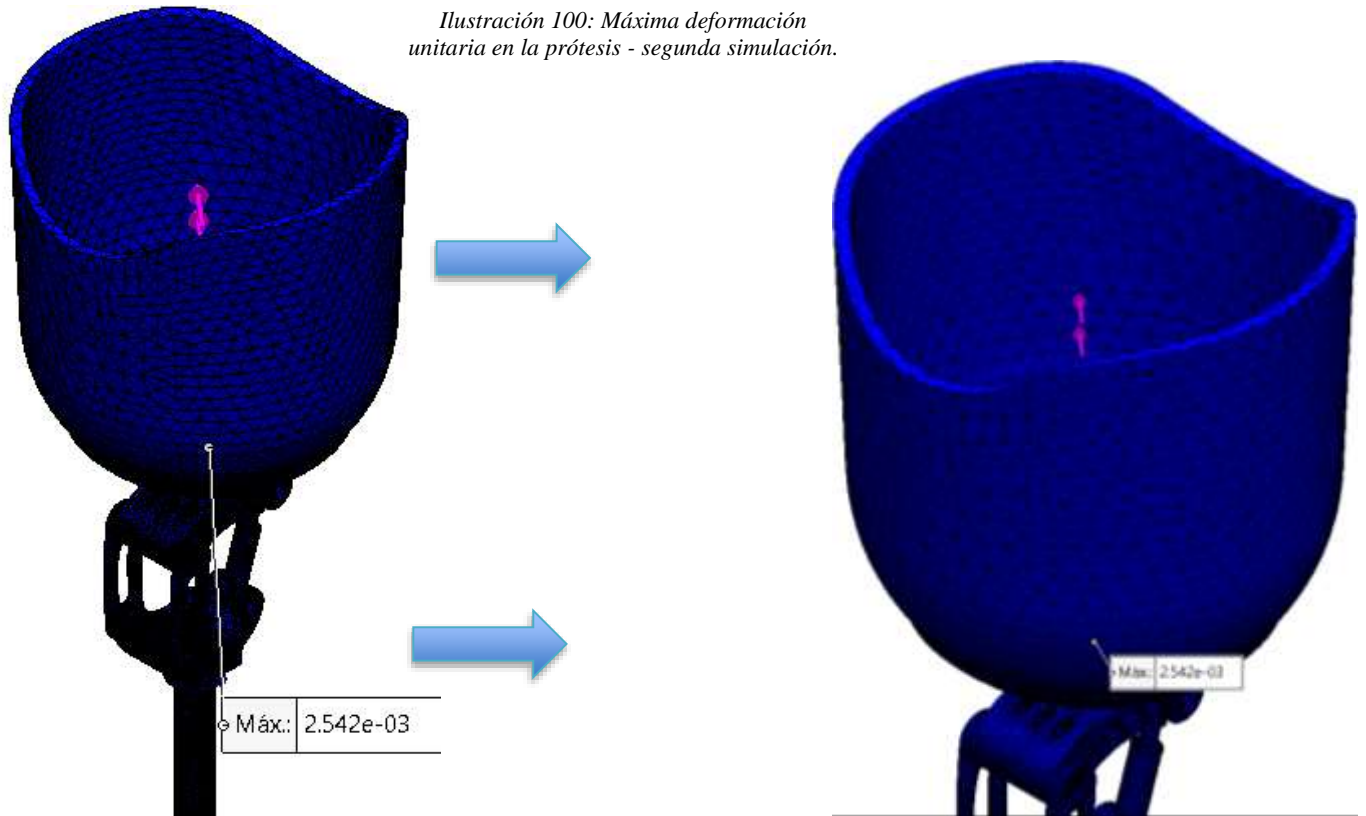
Ilustración 99: Máximo desplazamiento de la prótesis - segunda simulación.



Con forme al análisis indica que el máximo desplazamiento en la prótesis ocurre ubicado en la parte superior del socket con un valor de 0.6004 mm.

- Deformaciones unitarias

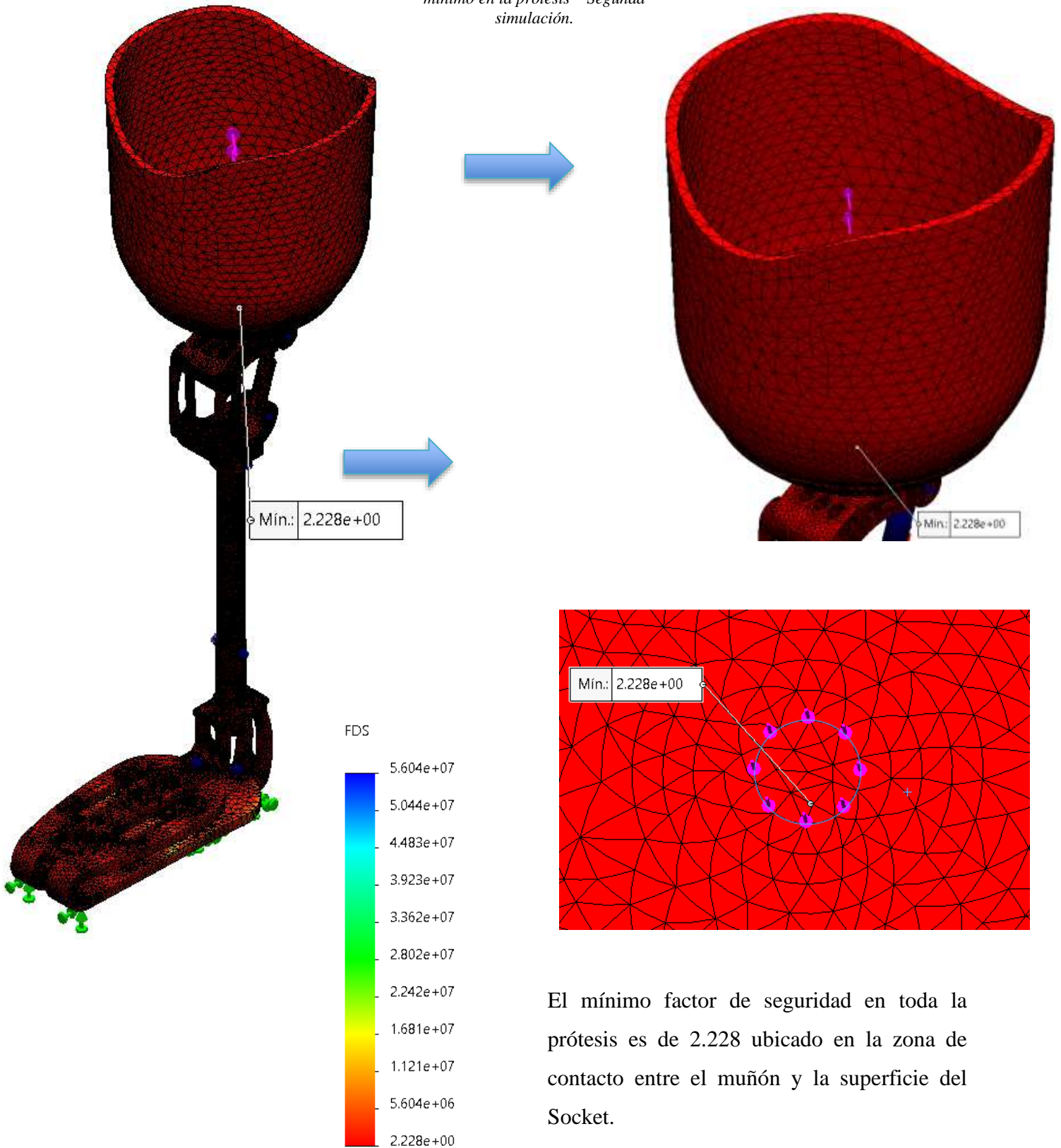
Ilustración 100: Máxima deformación unitaria en la prótesis - segunda simulación.



Con forme al análisis indica que la máxima deformación unitaria en la prótesis ocurre ubicado en la parte inferior del socket con un valor de $2.542 \cdot 10^{-3}$.

- Factor de seguridad

Ilustración 101: Factor de seguridad mínimo en la prótesis – Segunda simulación.



El mínimo factor de seguridad en toda la prótesis es de 2.228 ubicado en la zona de contacto entre el muñón y la superficie del Socket.

- **Parámetros de mallado de la segunda simulación**

Tabla 38: Datos del mallado de la prótesis en la segunda simulación.

Mallador utilizado	Malla basada en curvatura
Puntos jacobianos para malla de alta calidad	16 puntos
Tamaño máximo de elemento	9 mm
Número total de nodos	678030
Número total de elementos	427442
Cociente máximo de aspecto	45.425
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	96.1
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0.193
Porcentaje de elementos distorsionados	0

7.14.4. Tercer estudio estático lineal de la prótesis transfemoral

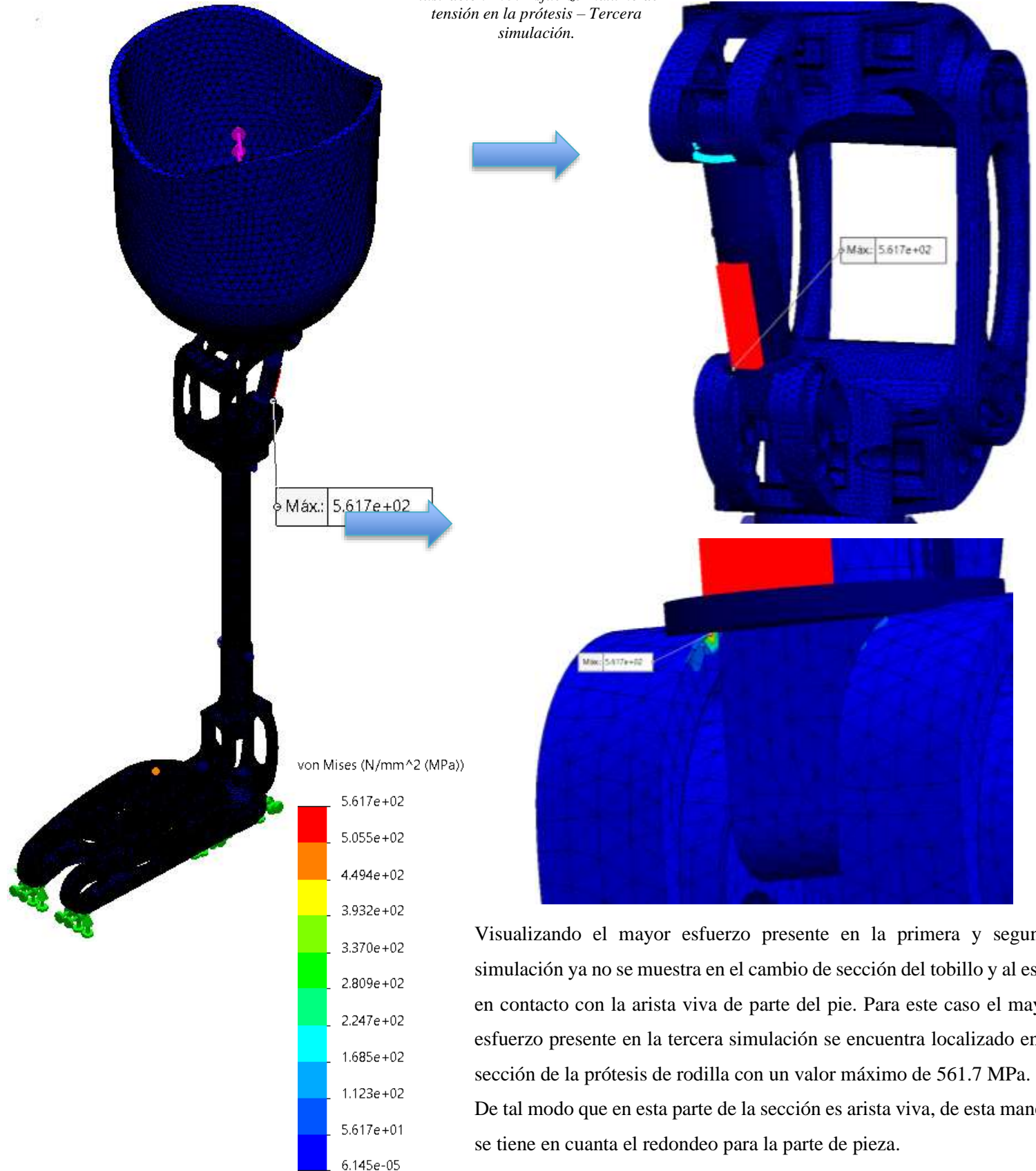
Peso de la prótesis: 2.37 kg

Ilustración 102: Prótesis transfemoral para el tercer estudio en SolidWorks Simulation.



- **Análisis de esfuerzos**
- **Tensiones**

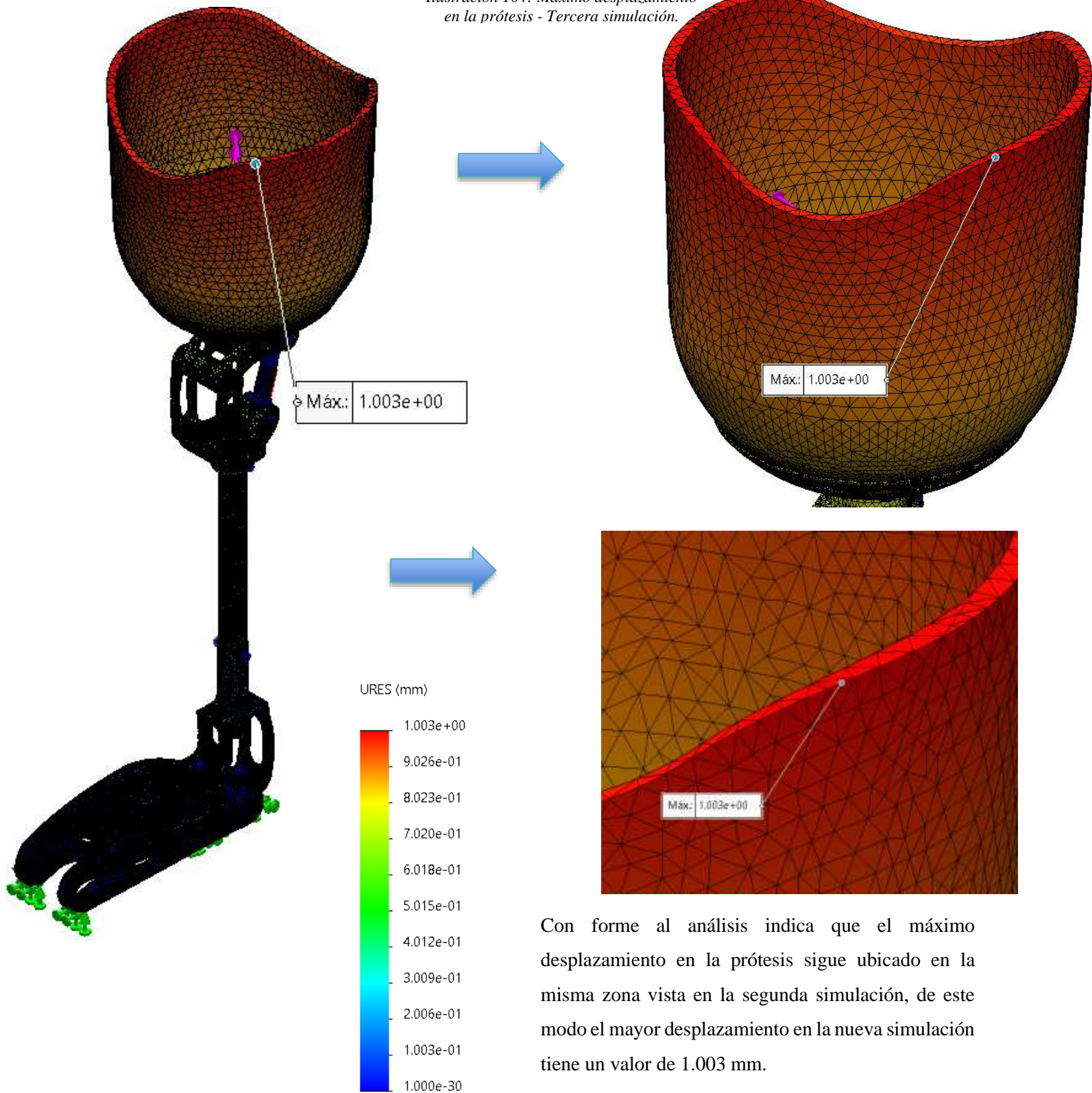
Ilustración 103: Esfuerzo máximo de tensión en la prótesis – Tercera simulación.



Visualizando el mayor esfuerzo presente en la primera y segunda simulación ya no se muestra en el cambio de sección del tobillo y al estar en contacto con la arista viva de parte del pie. Para este caso el mayor esfuerzo presente en la tercera simulación se encuentra localizado en la sección de la prótesis de rodilla con un valor máximo de 561.7 MPa. De tal modo que en esta parte de la sección es arista viva, de esta manera se tiene en cuenta el redondeo para la parte de pieza.

- Desplazamientos

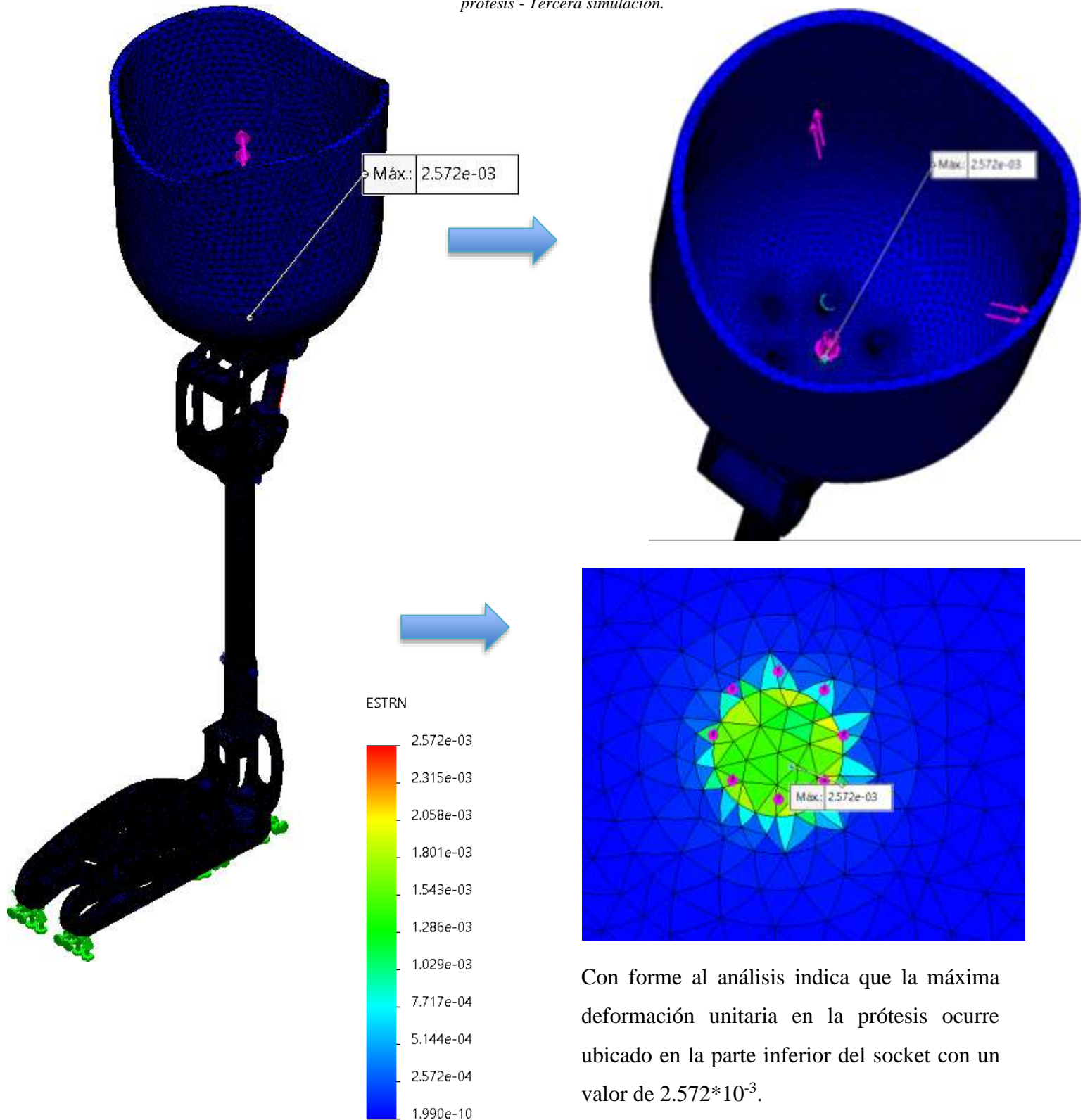
Ilustración 104: Máximo desplazamiento en la prótesis - Tercera simulación.



Con forme al análisis indica que el máximo desplazamiento en la prótesis sigue ubicado en la misma zona vista en la segunda simulación, de este modo el mayor desplazamiento en la nueva simulación tiene un valor de 1.003 mm.

- **Deformaciones unitarias**

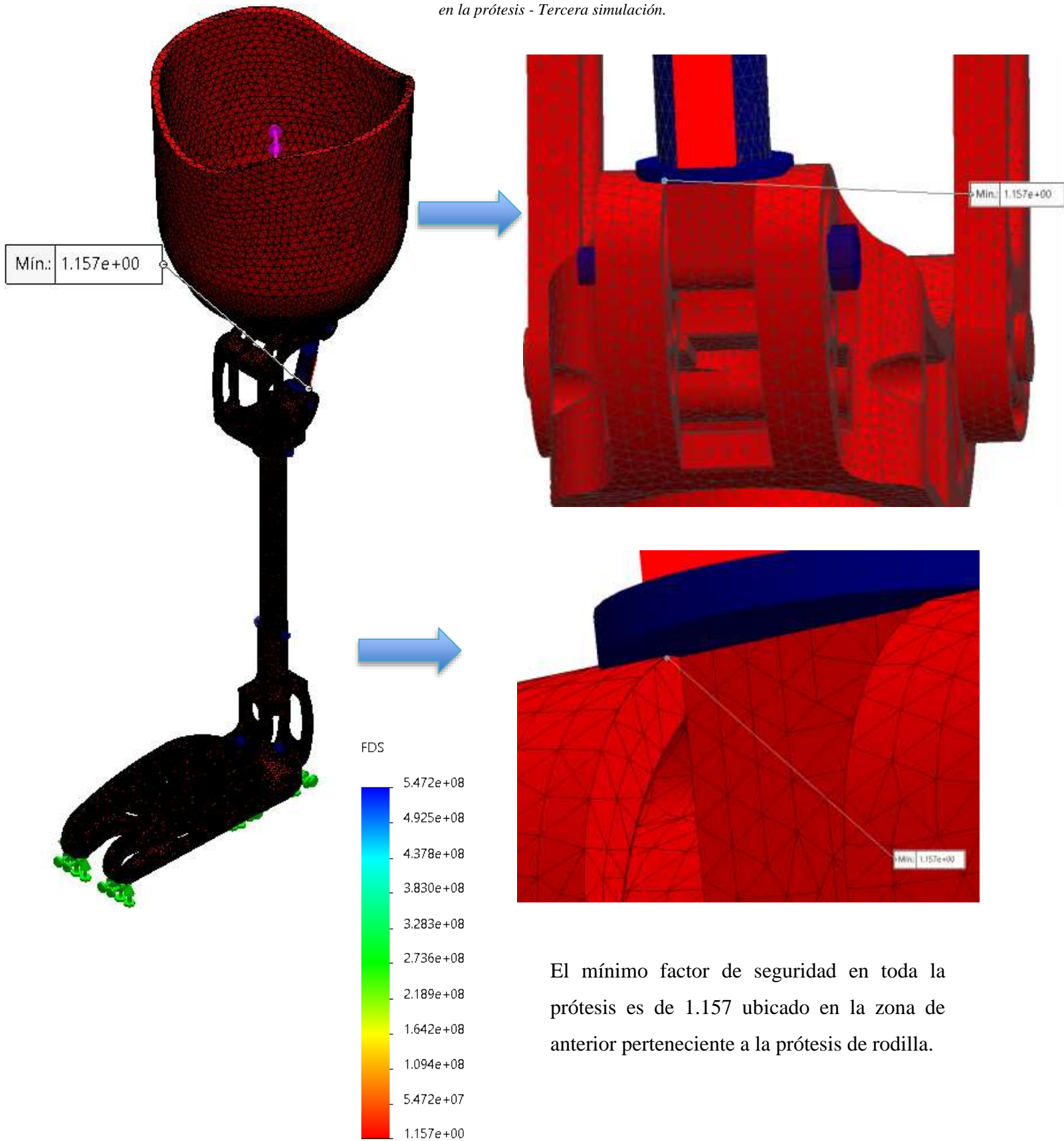
Ilustración 105: Deformación unitaria en la prótesis - Tercera simulación.



Con forme al análisis indica que la máxima deformación unitaria en la prótesis ocurre ubicado en la parte inferior del socket con un valor de $2.572 \cdot 10^{-3}$.

- **Factor de seguridad**

Ilustración 106: Factor de seguridad en la prótesis - Tercera simulación.



El mínimo factor de seguridad en toda la prótesis es de 1.157 ubicado en la zona de anterior perteneciente a la prótesis de rodilla.

- **Parámetros de mallado de la tercera simulación**

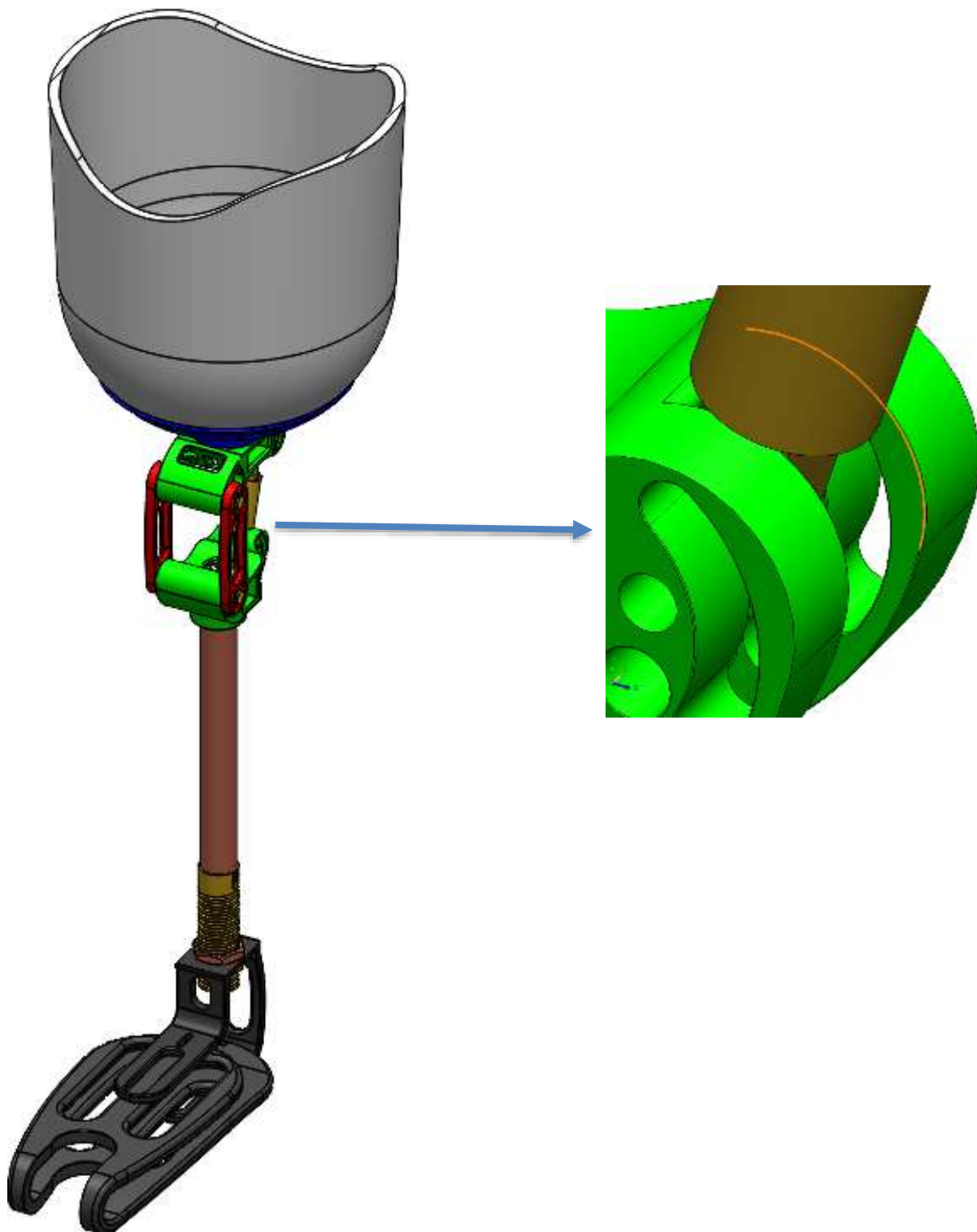
Tabla 39: Datos del mallado de la prótesis en la tercera simulación.

Mallador utilizado	Malla basada en curvatura
Puntos jacobianos para malla de alta calidad	16 puntos
Tamaño máximo de elemento	7 mm
Número total de nodos	1173687
Número total de elementos	749468
Cociente máximo de aspecto	353.95
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	96.6
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0.262
Porcentaje de elementos distorsionados	0

7.14.5. Cuarto estudio estático lineal de la prótesis transfemoral

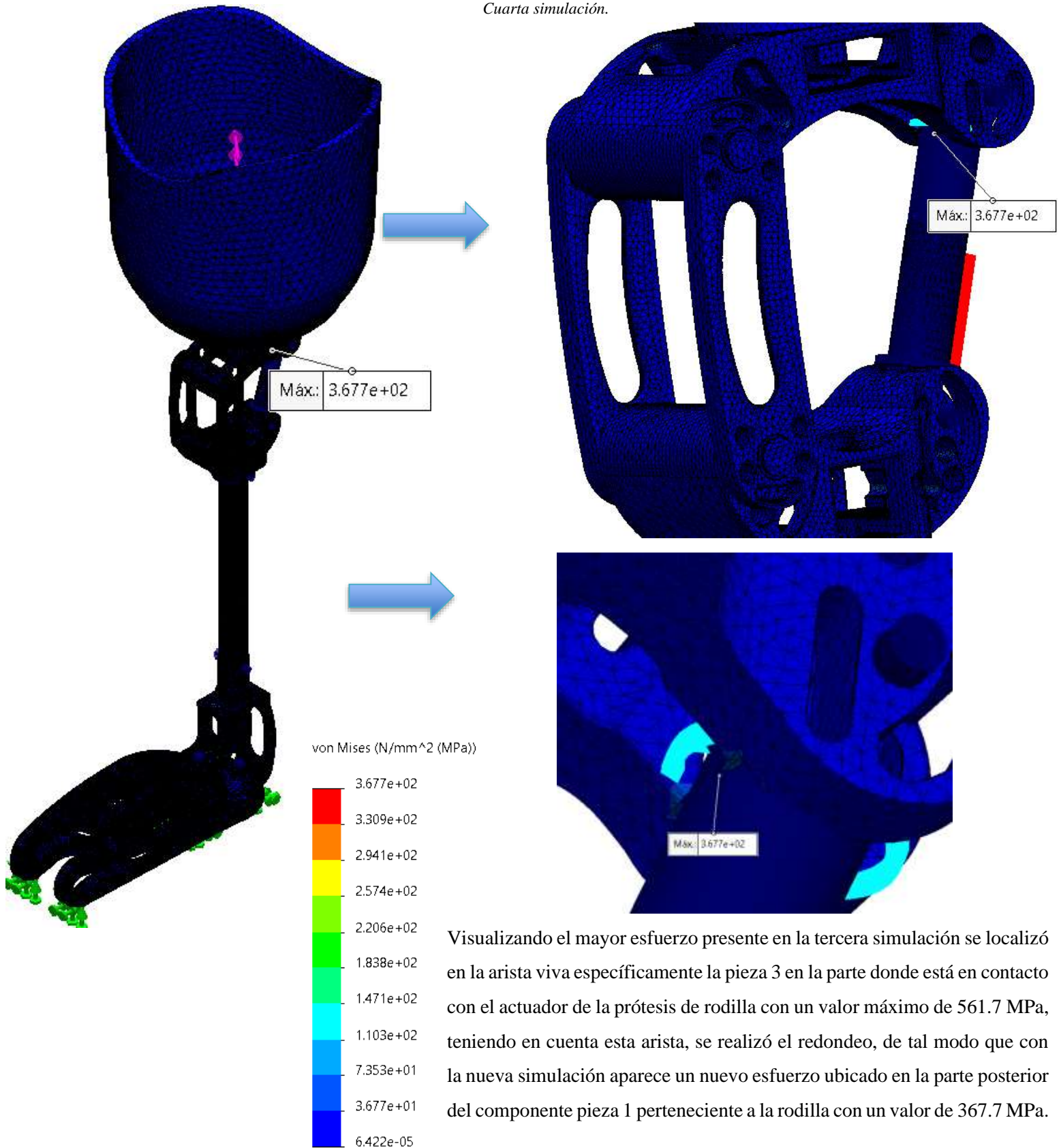
Se realiza el redondeo a la pieza 3 perteneciente a la rodilla con la finalidad de realizar otra simulación y verificar cómo se comporta el esfuerzo en el componente.

Ilustración 107: Prótesis transfemoral para el cuarto estudio en SolidWorks Simulation.



- **Análisis de esfuerzos**
- **Tensiones**

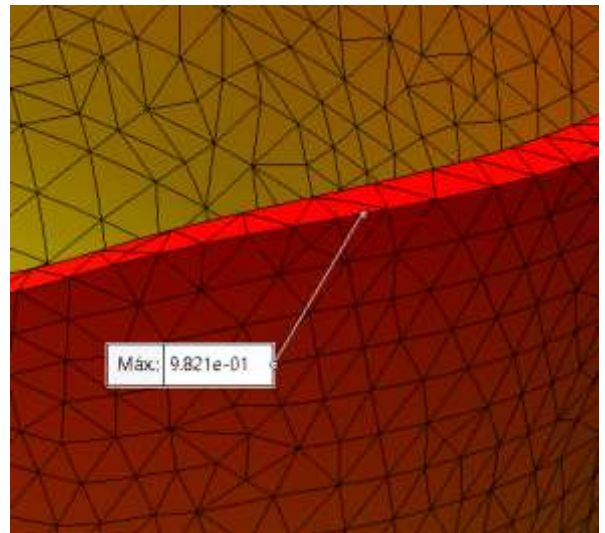
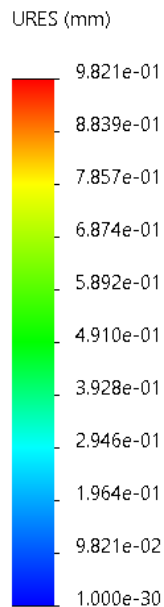
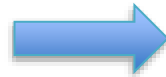
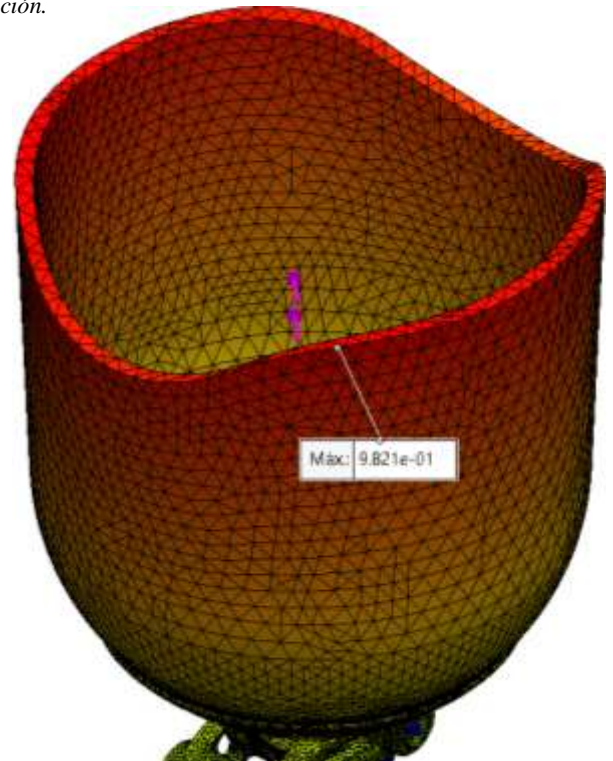
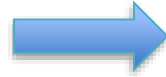
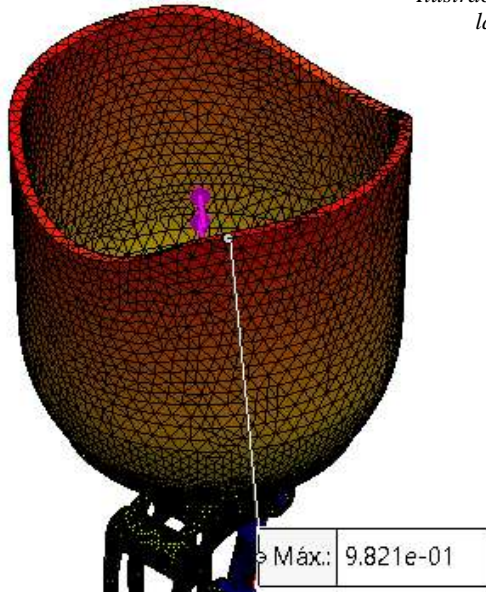
Ilustración 108: Esfuerzo máximo de tensión en la prótesis – Cuarta simulación.



Visualizando el mayor esfuerzo presente en la tercera simulación se localizó en la arista viva específicamente la pieza 3 en la parte donde está en contacto con el actuador de la prótesis de rodilla con un valor máximo de 561.7 MPa, teniendo en cuenta esta arista, se realizó el redondeo, de tal modo que con la nueva simulación aparece un nuevo esfuerzo ubicado en la parte posterior del componente pieza 1 perteneciente a la rodilla con un valor de 367.7 MPa.

- Deformaciones

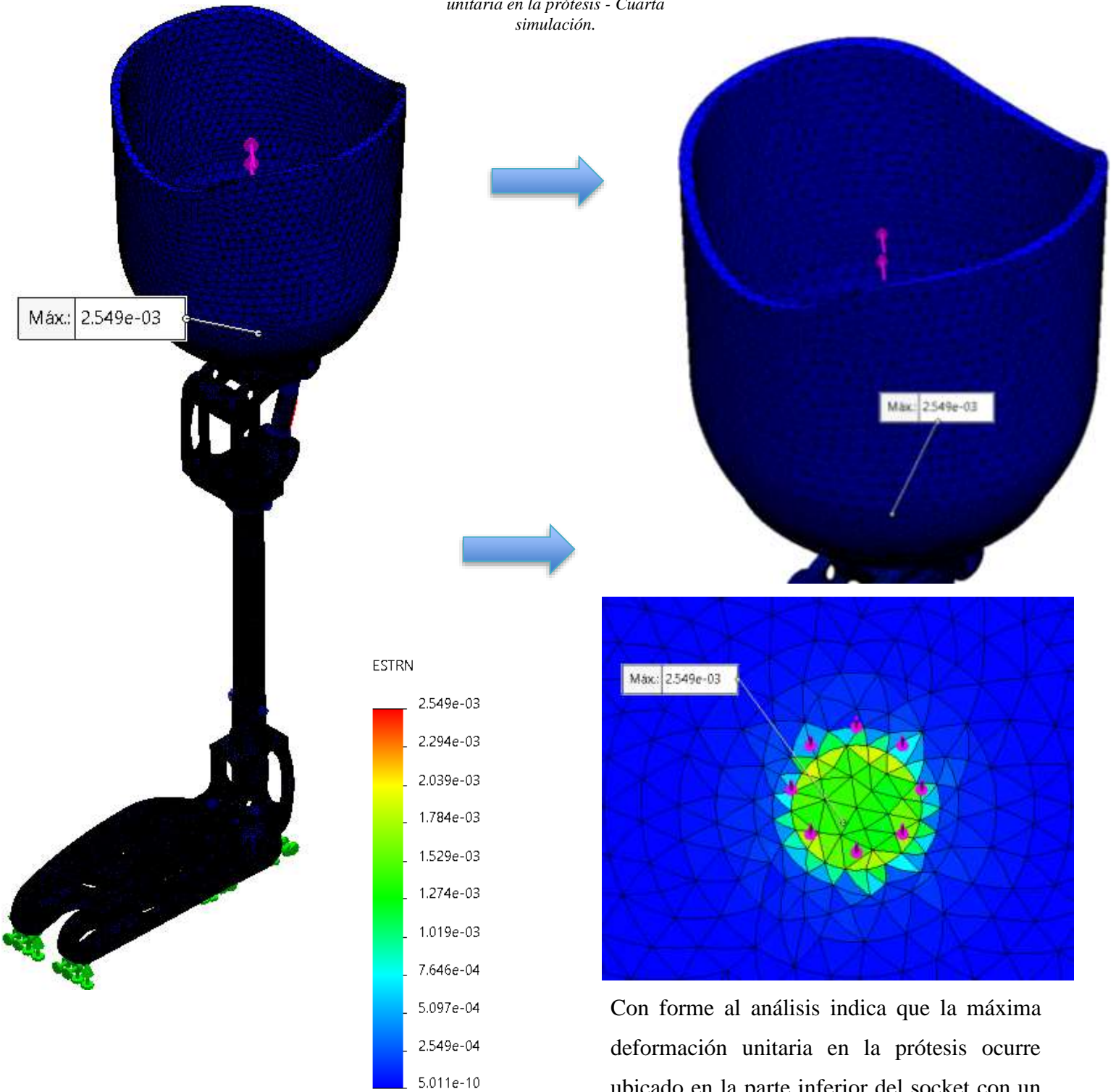
Ilustración 109: Máximo desplazamiento en la prótesis - Cuarta simulación.



Con forme al análisis indica que el máximo desplazamiento en la prótesis sigue ubicado en la misma zona vista en la tercera simulación, de este modo el mayor desplazamiento en la cuarta simulación tiene un valor de 0.9821 mm.

- **Deformaciones unitarias**

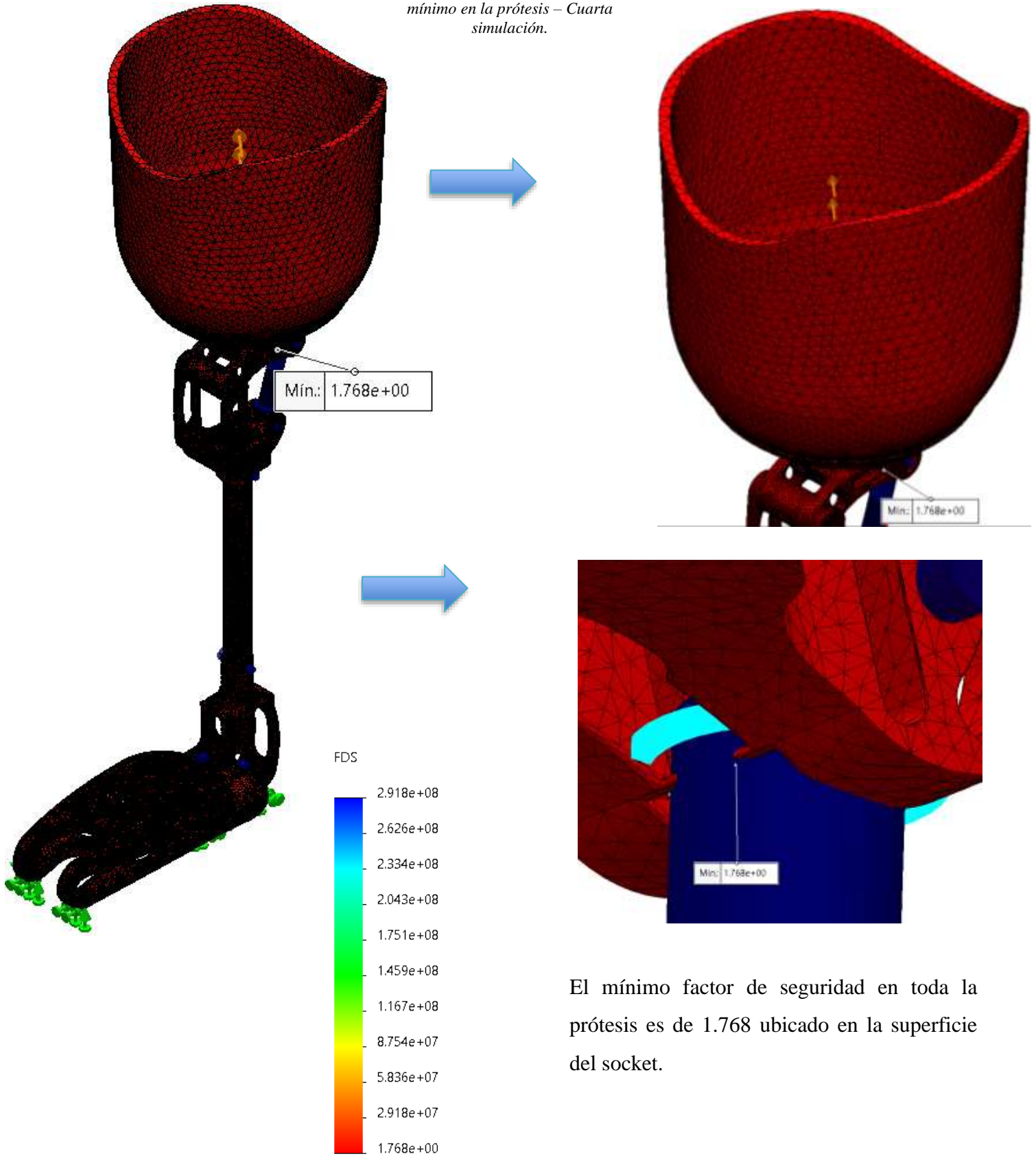
Ilustración 110: Deformación unitaria en la prótesis - Cuarta simulación.



Con forme al análisis indica que la máxima deformación unitaria en la prótesis ocurre ubicado en la parte inferior del socket con un valor de $2.549 \cdot 10^{-3}$.

- Factor de seguridad

Ilustración 111: Factor de seguridad mínimo en la prótesis – Cuarta simulación.



El mínimo factor de seguridad en toda la prótesis es de 1.768 ubicado en la superficie del socket.

- **Parámetros de mallado de la tercera simulación**

Tabla 40: Datos del mallado de la prótesis en la cuarta simulación.

Mallador utilizado	Malla basada en curvatura
Puntos jacobianos para malla de alta calidad	16 puntos
Tamaño máximo de elemento	6.8 mm
Número total de nodos	1242214
Número total de elementos	794988
Cociente máximo de aspecto	160.64
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	96.7
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0.383
Porcentaje de elementos distorsionados	0

7.14.1. Resultados de la simulación

Tabla 41: Cuadro de resultados de las simulaciones: Estático.

Simulación	Datos	N° de simulaciones			
		1°	2°	3°	4°
Estático	Peso de la prótesis (kg)	3.08	2.58	2.37	2.37
	Esfuerzos de tensión (MPa)	150.9	216.4	561.7	367.7
	Desplazamientos (mm)	0.3396	0.6004	1.003	0.9821
	Deformaciones unitarias (10^{-3})	2.575	2.542	2.572	2.549
	Factor de seguridad	2.284	2.228	1.157	1.768

En cuanto a las 4 simulaciones con respecto a los esfuerzos se observó que los mayores valores se presentan en aristas vivas de las piezas ya que están en contacto los componentes, de tal modo que se realizó el redondeo a en las aristas con la finalidad de visualizar el comportamiento de los esfuerzos.

Con respecto a los desplazamientos, se observó que siempre se producen en la arista viva ubicado en la parte superior del socket ocasionado por la fuerza lateral cuando el muñón entra al socket, de tal modo que se debe tener en cuenta el redondeo es esta parte del componente.

Como resultado de las simulaciones los factores de seguridad indican que el diseño es seguro ante las determinadas cargas durante la marcha normal.

7.15. Costo de la prótesis transfemoral

Ilustración 112: Prótesis transfemoral con peso total de 2,66 kg.



Tabla 42: Costo del Socket.

Socket				
Descripción	Horas	Tarifa (Horas)	Costo	Total
Moldeado	4	30	120	120
Perforado	0.17	15	2.55	2.55
Taladrado	0.17	15	2.55	2.55
Esmerilado	0.34	15	5.1	5.1
Subtotal				130.2

Personal				
Descripción	Horas	Tarifa (Horas)	Costo Total (S/)	Total (S/)
Ayudante en moldeado	4	15	60	60
Operario de perforado	0.17	15	2.55	2.55
Operario de taladrado	0.17	15	2.55	2.55
Operario de esmerilado	0.34	15	5.1	5.1
Subtotal				70.2

Material			
Descripción	Cantidad (kg)	Costo unitario (S/)	Total (S/)
Polietileno de alta densidad reforzado al 20%-30% con fibra de vidrio	0.73404	9.64	7.08
Subtotal			7.08

total (S/)	207
------------	-----

Tabla 43: Costo de la unión 1.

Unión 1				
Descripción	Horas	Tarifa (Horas)	Costo Total (S/)	Total (S/)
Fundidora	4	70	280	280
Moldeado	2	40	80	80
Enfriamiento	1	15	15	15
Torno	2	15	30	30
Cilindrado	0.5	15	7.5	7.5
Refrenado	0.5	15	7.5	7.5
Fresadora	0.5	15	7.5	7.5
Perforación	0.25	15	3.75	3.75
Chaflan	0.25	15	3.75	3.75
Subtotal				435

Personal				
Descripción	Horas	Tarifa (Horas)	Costo Total (S/)	Total (S/)
Operario de fundición	4	5	20	20
Ayudante de función	4	5	20	20
Operario de torno	2	5	10	10
Operario de cilindrado	0.5	2	1	1
Operario de refrenado	0.5	2	1	1
Operario de fresado	0.5	2	1	1
operario de perforación	0.25	1	0.25	0.25
Subtotal				53.25

Material			
Descripción	Cantidad (kg)	Costo unitario (S/)	Total (S/)
Acero inoxidable 14462 (X2CrNiMoN22-5-3)	0.40677	8	3.25
Subtotal			3.25

total (S/)	492
------------	-----

Tabla 44: Costo de la pieza 1 - Prótesis de rodilla.

Rodilla-Pieza 1				
Descripción	Horas	Tarifa (Horas)	Costo Total (S/)	Total (S/)
Fundidora	4	70	280	280
Moldeado	2	40	80	80
Enfriamiento	1	15	15	15
Torno	2	15	30	30
Cilindrado	0.5	15	7.5	7.5
Refrenado	0.5	15	7.5	7.5
Fresadora	1	15	15	15
Perforación	0.25	15	3.75	3.75
Chaflan	0.25	15	3.75	3.75
Subtotal				442.5

Personal				
Descripción	Horas	Tarifa (Horas)	Costo Total (S/)	Total (S/)
Operario de fundición	4	5	20	20
Ayudante de función	4	5	20	20
Operario de torno	2	5	10	10
Operario de cilindrado	0.5	2	1	1
Operario de refrenado	0.5	2	1	1
Operario de fresado	0.5	2	1	1
operario de perforación	0.25	1	0.25	0.25
Subtotal				53.25

Material			
Descripción	Cantidad (kg)	Costo unitario (S/)	Total (S/)
Acero inoxidable 14462 (X2CrNiMoN22-5-3)	0.24655	8	1.97
Subtotal			1.97

total (S/)	498
------------	-----

Tabla 45: Costo de la pieza 2 - Prótesis de rodilla.

Rodilla-Pieza 2				
Descripción	Horas	Tarifa (Horas)	Costo Total (S/)	Total (S/)
Fundidora	4	70	280	280
Molde	2	40	80	80
Enfriamiento	1	15	15	15
Torno	2	15	30	30
Cilindrado	0.5	15	7.5	7.5
Refrenado	0.5	15	7.5	7.5
Fresadora	1	15	15	15
Perforación	0.25	15	3.75	3.75
Chaflan	0.25	15	3.75	3.75
Subtotal				442.5

Personal				
Descripción	Horas	Tarifa (Horas)	Costo Total (S/)	Total (S/)
Operario de fundición	4	5	20	20
Ayudante de función	4	5	20	20
Operario de torno	2	5	10	10
Operario de cilindrado	0.5	2	1	1
Operario de refrenado	0.5	2	1	1
Operario de fresado	0.5	2	1	1
operario de perforación	0.25	1	0.25	0.25
Subtotal				53.25

Material			
Descripción	Cantidad (kg)	Costo unitario (S/)	Total (S/)
Acero inoxidable 14462 (X2CrNiMoN22-5-3)	0.03791	8	0.30
Subtotal			0.30

total (S/)	992
------------	-----

Tabla 46: Costo de la pieza 3 - Prótesis de rodilla.

Rodilla-Pieza 3				
Descripción	Horas	Tarifa (Horas)	Costo Total (S/)	Total (S/)
Fundidora	4	70	280	280
Moldeado	2	40	80	80
Enfriamiento	1	15	15	15
Torno	2	15	30	30
Cilindrado	0.5	15	7.5	7.5
Refrenado	0.5	15	7.5	7.5
Fresadora	1	15	15	15
Perforación	0.25	15	3.75	3.75
Chaflan	0.25	15	3.75	3.75
Subtotal				442.5

Personal				
Descripción	Horas	Tarifa (Horas)	Costo Total (S/)	Total (S/)
Operario de fundición	4	5	20	20
Ayudante de función	4	5	20	20
Operario de torno	2	5	10	10
Operario de cilindrado	0.5	2	1	1
Operario de refrenado	0.5	2	1	1
Operario de fresado	0.5	2	1	1
operario de perforación	0.25	1	0.25	0.25
Subtotal				53.25

Material			
Descripción	Cantidad (kg)	Costo unitario (S/)	Total (S/)
Acero inoxidable 14462 (X2CrNiMoN22-5-3)	0.23139	8	1.85
Subtotal			1.85

total (S/)	498
------------	-----

Tabla 47: Costo del eje - Prótesis de rodilla.

Rodilla-Eje				
Descripción	Horas	Tarifa (Horas)	Costo Total (S/)	Total (S/)
Fundidora	4	70	280	280
Moldeado	2	40	80	80
Enfriamiento	1	15	15	15
Torno	1	15	15	15
Cilindrado	0.5	15	7.5	7.5
Refrenado	0.5	15	7.5	7.5
Fresadora	1	15	15	15
Chaflan	0.25	15	3.75	3.75
Subtotal				423.75

Personal				
Descripción	Horas	Tarifa (Horas)	Costo Total (S/)	Total (S/)
Operario de fundición	4	5	20	20
Ayudante de función	4	5	20	20
Operario de torno	1	5	5	5
Operario de cilindrado	0.5	2	1	1
Operario de refrenado	0.5	2	1	1
Operario de fresado	1	2	2	2
Subtotal				59

Material			
Descripción	Cantidad (kg)	Costo unitario (S/)	Total (S/)
Acero inoxidable 14462 (X2CrNiMoN22-5-3)	0.04342	8	0.35
Subtotal			0.35

total (S/)	946
------------	-----

Tabla 48: Costo del actuador - Prótesis de rodilla.

Rodilla-Actuador				
Descripción	Horas	Tarifa (Horas)	Costo Total (S/)	Total (S/)
Fundidora	5	70	350	350
Moldeado	3	40	120	120
Enfriamiento	3	15	45	45
Torno	4	15	60	60
Cilindrado	2	15	30	30
Refrenado	0.5	15	7.5	7.5
Fresadora	0.5	15	7.5	7.5
Perforación	0.25	15	3.75	3.75
Chaflan	0.25	15	3.75	3.75
Subtotal				627.5

Personal				
Descripción	Horas	Tarifa (Horas)	Costo Total (S/)	Total (S/)
Operario de fundición	5	5	25	25
Ayudante de función	5	5	25	25
Operario de torno	4	5	20	20
Operario de cilindrado	2	2	4	4
Operario de refrenado	0.5	2	1	1
Operario de fresado	0.5	2	1	1
operario de perforación	0.25	1	0.25	0.25
Subtotal				76.25

Material			
Descripción	Cantidad (kg)	Costo unitario (S/)	Total (S/)
Acero inoxidable 1.4 (X6Cr13)	0.03069	8	0.25
Subtotal			0.25

total (S/)	1408
------------	------

Tabla 49: Costo del vástago.

Vástago				
Descripción	Horas	Tarifa (Horas)	Costo Total (S/)	Total (S/)
Fundidora	4	70	280	280
Moldeado	2	40	80	80
Enfriamiento	1	15	15	15
Torno	1	15	15	15
Cilindrado	0.5	15	7.5	7.5
Refrenado	0.5	15	7.5	7.5
Fresadora	0.5	15	7.5	7.5
Perforación	0.12	15	1.8	1.8
Subtotal				414.3

Personal				
Descripción	Horas	Tarifa (Horas)	Costo Total (S/)	Total (S/)
Operario de fundición	4	5	20	20
Ayudante de función	4	5	20	20
Operario de torno	1	5	5	5
Operario de cilindrado	0.5	2	1	1
Operario de refrenado	0.5	2	1	1
Operario de fresado	0.5	2	1	1
operario de perforación	0.12	1	0.12	0.12
Subtotal				48.12

Material			
Descripción	Cantidad (kg)	Costo unitario (S/)	Total (S/)
Acero inoxidable 14462 (X2CrNiMoN22-5-3)	0.08105	8	0.65
Subtotal			0.65

total (S/)	463
-------------------	------------

Tabla 50: Costo de la unión regulable.

Unión regulable				
Descripción	Horas	Tarifa (Horas)	Costo Total (S/)	Total (S/)
Fundidora	4	70	280	280
Moldeado	2	40	80	80
Enfriamiento	1	15	15	15
Torno	2	15	30	30
Roscado	0.5	15	7.5	7.5
Cilindrado	0.5	15	7.5	7.5
Refrenado	0.5	15	7.5	7.5
Fresadora	0.5	15	7.5	7.5
Perforación	0.25	15	3.75	3.75
Subtotal				438.75

Personal				
Descripción	Horas	Tarifa (Horas)	Costo Total (S/)	Total (S/)
Operario de fundición	4	5	20	20
Ayudante de función	4	5	20	20
Operario de torno	2	5	10	10
Operario de cilindrado	0.5	2	1	1
Operario de refrenado	0.5	2	1	1
Operario de fresado	0.5	2	1	1
operario de perforación	0.25	1	0.25	0.25
Subtotal				53.25

Material			
Descripción	Cantidad (kg)	Costo unitario (S/)	Total (S/)
Acero inoxidable 14462 (X2CrNiMoN22-5-3)	0.20186	8	1.61
Subtotal			1.61

total (S/)	494
------------	-----

Tabla 51: Costo de la prótesis de tobillo.

Prótesis de tobillo				
Descripción	Horas	Tarifa (Horas)	Costo	Total
Moldeado	4	30	120	120
Perforado	0.17	15	2.55	2.55
Taladrado	0.17	15	2.55	2.55
Esmerilado	0.34	15	5.1	5.1
Subtotal				130.2

Personal				
Descripción	Horas	Tarifa (Horas)	Costo Total (S/)	Total (S/)
Ayudante en moldeado	4	15	60	60
Operario de perforado	0.17	15	2.55	2.55
Operario de taladrado	0.17	15	2.55	2.55
Operario de esmerilado	0.34	15	5.1	5.1
Subtotal				70.2

Material			
Descripción	Cantidad (kg)	Costo unitario (S/)	Total (S/)
Polímero reforzado con fibra de carbono	0.05267	385.81	20.32
Subtotal			20.32

total (S/)	221
------------	-----

Tabla 52: Costo de la prótesis de pie.

Prótesis de pie				
Descripción	Horas	Tarifa (Horas)	Costo	Total
Moldeado	4	30	120	120
Perforado	0.17	15	2.55	2.55
Taladrado	0.17	15	2.55	2.55
Esmerilado	0.34	15	5.1	5.1
Subtotal				130.2

Personal				
Descripción	Horas	Tarifa (Horas)	Costo Total (S/)	Total (S/)
Ayudante en moldeado	4	15	60	60
Operario de perforado	0.17	15	2.55	2.55
Operario de taladrado	0.17	15	2.55	2.55
Operario de esmerilado	0.34	15	5.1	5.1
Subtotal				70.2

Material			
Descripción	Cantidad (kg)	Costo unitario (S/)	Total (S/)
Polímero reforzado con fibra de carbono	0.22401	385.81	86.43
Subtotal			86.43

total (S/)	287
------------	-----

Capa protectora				
Descripción	Horas	Tarifa (Horas)	Costo	Total
Moldeado	4	30	120	120
Perforado	0.17	15	2.55	2.55
Taladrado	0.17	15	2.55	2.55
Esmerilado	0.34	15	5.1	5.1
Subtotal				130.2

Personal				
Descripción	Horas	Tarifa (Horas)	Costo Total (S/)	Total (S/)
Ayudante en moldeado	4	15	60	60
Operario de perforado	0.17	15	2.55	2.55
Operario de taladrado	0.17	15	2.55	2.55
Operario de esmerilado	0.34	15	5.1	5.1
Subtotal				70.2

Material			
Descripción	Cantidad (kg)	Costo unitario (S/)	Total (S/)
polietileno de alta densidad reforzado al 20%-30% con fibra de vidrio	0.28973	9.64	2.79
Subtotal			2.79

total (S/)	203
------------	-----

El costo total de la prótesis transfemoral con un peso total de 2.66 kg es de:

Tabla 53: Costo de la prótesis.

Costo total (S/)	6708
------------------	------

VIII. Conclusiones

- Se recopiló datos de las dimensiones antropométricas en mujeres en el rango de edad de 45 a 60 años, permitiendo dar las medidas iniciales a cada componente en el diseño de la prótesis transfemoral.
- Mediante el modelo de Shigley, la clasificación de Medicare (niveles K) y la matriz ponderada se seleccionó los componentes (Socket, articulación de rodilla, vástago, unión regulable, prótesis de tobillo, prótesis de pie, uniones) proporcionando 4 soluciones prototipo de la prótesis y se empleó la matriz morfológica en la selección a la mejor solución resultando la mejor alternativa la número 2 para el diseño de la prótesis transfemoral.
- Se diseñó la prótesis transfemoral considerando inicialmente la mayor carga que imprime la mujer durante la marcha normal es en la etapa de apoyo medio, formando de este modo el ángulo Q, teniendo en cuenta una estatura de 1.55 m, con peso de 96.1 kg y la carga aplicada a la prótesis de manera puntual en la superficie y lateralmente en el socket con valores de 16, 947 N y 898.938 N.
- Se realizó la simulación estático lineal y posteriormente análisis de fatiga a la prótesis transfemoral, adicionalmente se redujo el peso mediante la topología de la optimización aclarando que se realizó a criterio propio, simulando la prótesis con pesos de 3.08, 2.58 y 2.37 kg, esto debido a que se requiere menor peso y prótesis más liviana.
- Se elaboró el costo de fabricación de la prótesis transfemoral con un peso total de 2.66 kg, de tal modo que se obtuvo un costo de 6708 soles.

IX. Recomendaciones

- Mediante la simulación estático lineal y de fatiga se observó que de todos los componentes en la prótesis la que recibe más daño es el socket debido, debido a esto se recomienda incrementar el espesor en cuanto a la superficie del socket y realizar la simulación con este nuevo espesor con la finalidad de verificar si se mejora el ciclo de vida del componente.
- Debido a que los materiales seleccionados ofrecen buena resistencia a las cargas dadas, se recomienda seguir quitando material a los componentes de la prótesis, realizar las simulaciones estático lineal y de fatiga ya que de esta manera se podrá visualizar hasta que porcentaje de masa es adecuado para la prótesis y de este modo obtener una prótesis más liviana que requiera menos material reduciendo el costo de fabricación.

X. Bibliografía

- [1] J. M. G. Casanova, F. O. Machado Ortiz y M. d. I. c. Casanova Moreno, «Pie diabético: una puesta al día,» *UMP*, p. 2, 2019.
- [2] G. A. Gomez Huarachi, CARACTERÍSTICAS EPIDEMIOLÓGICAS, CLÍNICAS Y MANEJO TERAPEÚTICO DE PACIENTES CON PIE DIABÉTICO EN EL SERVICIO DE MEDICINA DEL HOSPITAL HIPÓLITO UNANUE DE TACNA, 2017, TACNA: UNIVERSIDAD NACIONAL JORGE BASADRE GROHMANN-TACNA, 2018.
- [3] K. I. Carranza Carranza y A. M. Grosso Salazar, EVALUACIÓN DEL ESTADO DE SALUD EN PACIENTES AMPUTADOS POR PIE DIABÉTICO ATENDIDOS EN DOS HOSPITALES DEL MINISTERIO DE SALUD DE LAMBAYEQUE, 2017, CHICLAYO: UNIVERSIDAD CATÓLICA SANTO TORIBIO DE MOGROVEJO, 2019.
- [4] K. Galli y S. Pelozo, «VIDA FUNCIONAL: POR UNA VIDA EN FUNCIONAMIENTO,» 13 Enero 2021. [En línea]. Available: <https://vidafuncional.pe/2021/01/13/ortesis-y-protesis/>. [Último acceso: Martes Agosto 2021].
- [5] J. O. Castro Junco, DISEÑO DE PRÓTESIS TRANSFEMORAL, BOGOTÁ: UNIVERSIDAD DE AMÉRICA, 2018.
- [6] R. C. Hibbeler, «PANDEO DE COLUMNAS,» de *MECÁNICA DE MATERIALES*, MÉXICO, PEARSON, 2011, pp. 657-659.
- [7] F. P. Beer y J. J. E. Russel, MECÁNICA DE MATERIALES, MÉXICO: Mc Graw Hill, 2010.
- [8] E. A. Ocaña Valenzuela, DISEÑO Y ANÁLISIS DE ESFUERZOS DE PRÓTESIS TRANSFEMORAL PASIVA BASADA EN MECANISMO DE CUATRO BARRAS, TABASCO: CENTRO DE TECNOLOGÍA AVANZADA, 2018.
- [9] E. O. Bachtiar, T. Dirgantara, S. Mahradi y I. Mahyuddin, «Design and Fabrication of an Affordable Transfemoral Prosthetic Leg,» *Trans Tech Publications*, vol. 846, nº 1662-7482, pp. 436-443, 2016.
- [10] M. G. Bernal Torres, H. I. Medellín Castillo y J. C. Arellano Gonzáles, «Design and Control of a New Biomimetic Transfemoral Knee,» *Hindawi*, vol. 2018, nº 8783642, pp. 1-16, 2018.
- [11] C. B. M. M, E. Mendoza y R. Arellana, «Diseño y construcción de una prótesis para amputación transfemoral pediátrica con un sistema de desplazamiento vertical, validado por análisis por elementos finitos,» *EL HOMBRE Y LA MÁQUINA*, nº 36, pp. 69-76, 2011.
- [12] F. V. Pintado Albarracin y G. F. Vintimilla Leon, DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS DE RODILLA ASISTIDA PARA AMPUTACIÓN TRANSFEMORAL, CUENCA: UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA, 2020.
- [13] L. De la Garza Villaseñor, «Cronología histórica de las amputaciones,» *REVISTA MEXICANA DE ANGIOLOGÍA*, vol. 37, nº 1, p. 10, 2009.
- [14] Z. Zhewen , Y. Hongliu , C. Wujing , W. Xiaoming, M. Qiaoling y C. Chunjie, «Design of a Semi-Active Prosthetic Knee for Transfemoral Amputees: Gait Symmetry Research by Simulation,» *applied sciences*, vol. 11, nº 5328, pp. 1-14, 2021.
- [15] T. Latorre Plaza, Diseño de Prótesis Mecánica de Pierna por Encima de la Rodilla, MADRID: UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID, 2018.

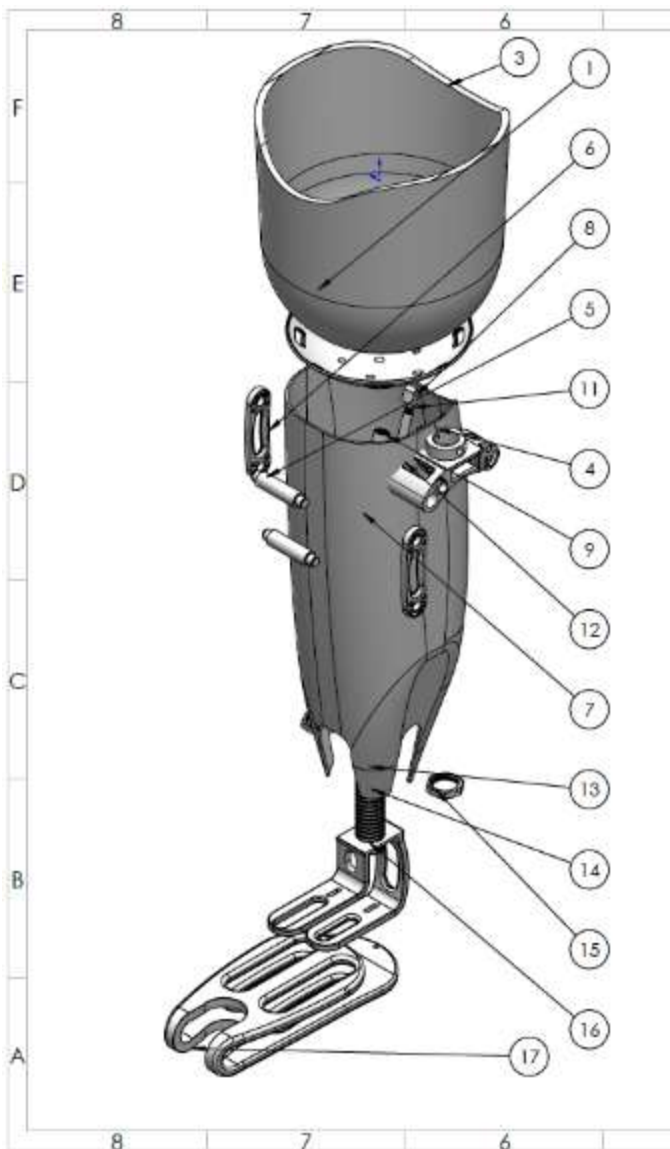
- [16] S. Medina Barrenechea, DISEÑO MECÁNICO DE UNA PRÓTESIS ACTIVA TRANSFEMORAL, LIMA: PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ, 2017.
- [17] J. M. Gere y B. J. Goodno, de *Mecánica de materiales*, MÉXICO, CENGAGE Learning, 2009, pp. 819-842.
- [18] R. Avila Chaurand, L. R. Prado León y E. L. Gonzales Mnuñoz , «Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana,» Universidad de Guadalajara, GUADALAJARA, 2015.
- [19] C. M. Escobar Galindo, «PERFIL ANTROPOMETRICO DE TRABAJADORES DEL PERU UTILIZANDO EL METODO DE ESCALA PROPORCIONAL,» *Ergonomía, Investigación y Desarrollo*, vol. 2, nº 96-111, pp. 105-106, 2020.
- [20] L. Revilla Tafur, «Situación de la Diabetes según datos del Sistema de Vigilancia. Perú 2021,» CDC PERÚ, Lima, 2021.
- [21] S. E. Pessah Eljay , M. d. C. Calle Dávila , L. A. Suarez Ognio , G. M. Ramirez Prada, C. V. Munayco Escate y M. Loayza Alarico, «BOLETÍN EPIDEMIOLOGICO DEL PERÚ,» Ministerio de salud, Lima, 2018.
- [22] G. S. Chávez Zegarra, «Saberes y prácticas de la persona con diabetes tipo 2: Implicancias para el cuidado de enfermería,» *Ágora*, vol. 05, nº 02, pp. 1-5, 2018.
- [23] R. G. Gurdynas y J. Keith Nisbett, Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, México: Mc Graw Hill, 2008.
- [24] C. D. Torrente Blanco, Análisis FEM de la resistencia y estabilidad de prótesis de rodilla, Madrid: Universidad Pontificia Comillas Madrid, 2016.
- [25] A. Blanco Ortega, R. F. Vázquez Bautista, G. Vela Váldez, E. Quintero Marmol y G. López López, «SciELO,» 26 Abril 2013. [En línea]. Available: http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0120-62302013000200016. [Último acceso: 4 Mayo 2022].
- [26] L. R. Huaman Valverde, Modelamiento y simulación en una prótesis transfemoral con amortiguamiento en la rodilla del sistema de control por el método de respuesta en frecuencia y método de espacio de estados, Lima: UNIVERSIDAD RICARDO PALMA, 2019.
- [27] U. E. Nicanor Eisaku , Diseño de una prótesis transtibial regulable en pacientes de 8 a 12 años para la rutina de marcha normal a bajo costo, Chiclayo: UNIVERISDAD CATÓLICA SANTO TORIBIO DE MOGROVEJO, 2021.
- [28] S. L. Lema Jácome, Potencial ambulatorio en pacientes post protesicos con amputaciones a nivel transfemoral y transtibial que acuden a la fundación hermano miguel, Ibarra: UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE, 2019.
- [29] N. L. L. R. Center, «amputee coalition,» 2013 Septiembre 5. [En línea]. Available: <https://www.amputee-coalition.org/resources/your-k-level/>. [Último acceso: 2022 Mayo 16].
- [30] E. M. Balk, A. Gazula, G. Markozannes, H. J. Kimmel, L. J. Resnik y T. A. Trikalinos, «National Library of Medicine,» Septiembre 2018. [En línea]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK531517/table/ch2.tab1/>. [Último acceso: 16 Mayo 2022].

- [31] F. Mendoza Cruz, G. Rodríguez, C. Galván Duque y M. Álvarez, «Estudio comparativo de la diferencia del volumen del muñón vs. el miembro sano, descripción morfológica y poblacional en pacientes con amputación transfemoral,» *Revista de Investigación Clínica*, vol. 66, nº 1, p. 88, 2014.
- [32] J. C. Barrientos Yaya, M. I. Rodríguez Angulo y S. M. Palomino Balaguer, Dolor de hombro y factores asociados en personas con discapacidad física que usan silla de ruedas en un instituto de rehabilitación en lima, Perú, Lima: Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas, 2017.
- [33] A. Quispe García, Valoración energética en la marcha humana utilizando una órtesis activa, bajo el análisis dinámico de sistemas multicuerpo, Lima: Universidad de Piura, 2015.
- [34] Ministerio de Salud, «INSTITUTO NACIONAL DE SALUD,» 5 Febrero 2019. [En línea]. Available: <https://web.ins.gob.pe/es/prensa/noticia/peruanos-podran-conocer-su-estatura-traves-de-un-smartphone-o-tablet>. [Último acceso: 18 Mayo 2022].
- [35] J. A. Vélez Zea, L. M. Bustamante Góex y J. A. Villarraga Ossa, «Relación entre la longitud del miembro residual y la distribución de esfuerzos sobre el muñón para amputados transfemorales,» *Escuela de Ingeniería de Antioquía*, vol. 12, nº 23, p. 109, 2015.
- [36] R. Mariela Contreras, Tabla de valoración nutricional según imc adultas/os, Lima: Ministerio de Salud, 2012.
- [37] N. VALLVÉ MOMBIELA, S. MONTERDE PÉREZ, X. MARSAL MOLERO y R. MIRALLES MARRERO, «Estudio estático y dinámico del ángulo Q mediante videofotogrametría 3D,» *Biomecánica*, vol. 14, nº 1, pp. 49-51, 2006.
- [38] K. T. Ulrich y S. D. Eppinger, Diseño y desarrollo de productos, México: MC Graw Hill Education, 2013.
- [39] INEI, «Las proyecciones de la población revelan que hay 13 milloens de 294 mil mujeres en el Perú,» *Instituto Nacional de Estadística e Informática*, nº 1, pp. 3-4, 2002.
- [40] O. J. Ascencio Sepulveda, D. J. Gómez Baquero, A. M. Espejo Mora y P. F. Martín Gómez, «Diseño y modelamiento de pie para prótesis transfemoral con sistema de mortiguamiento,» *Épsilon*, nº 9, p. 11, 2007.
- [41] M. Wolf, R. Afanasiev, T. Böllinghaus y A. Pfennig, «Investigación de la fatiga por corrosión del acero dúplex X2CrNiMoN22-5-3 expuesto a un entorno geotérmico bajo diferentes condiciones electroquímicas y tipos de carga,» *ELSEVIER*, vol. 114, pp. 5338-5344, 2016.
- [42] K. Prałat, A. Krupinska, M. Ochowiak, S. Włodarczak, M. Matuszak, J. Ciemnicka, A. Koper y K. Wójcicka, «Evaluación de la Posibilidad de Utilizar Acero 1.4462 y 1.4501 como un material de construcción para aparatos que funcionan a un aumento de temperatura y con factores corrosivos,» *MDPI*, vol. 14, pp. 2-7, 2021.
- [43] F. Solis Campos y P. R. Santa Ana Lozada, «PEAD reciclado, reforzado por fibra de vidrio. Aplicación en cubiertas,» *Pädi Boletín Científico de Ciencias Básicas e Ingenierías del ICBI*, vol. 10, nº 2, pp. 126-134, 2013.
- [44] F. Vigil Moring, Diseño de elementos de máquinas, Barcelona: MONTANER Y SIMON, S.A, 1970.

- [45] Y. Xu, Y. Gao, J. Fang, G. Su, S. Grant P y L. Qing, «Sobre el diseño de la estructura laminada de plástico reforzado con fibra de carbono (CFRP),» *International Journal of Mechanical Sciences*, vol. 196, pp. 1-14, 2021.
- [46] L. A. Dobrzanski y M. Kujawa, «Propiedades del acero inoxidable a base sobre acero ferrítico X6Cr13 fabricado por pulvimetalurgia,» *Archves of Materials Science and Engineering*, vol. 64, nº 2, p. 136, 2013.
- [47] C. J. Van Niekerk, Aleación in situ del acero inoxidable martensítico AISI 410L con nitrógeno durante el revestimiento laser, Pretoria: University of pretoria, 2016.
- [48] J. Yves Gilet, La solución ferrítica: propiedades, ventajas y aplicaciones, Bélgica: International Stainless Steel Forum, 2007.
- [49] C. J. M. J.D, S. P.O y P. L, «La familia de acero inoxidable ferrítico: ¿la apropiada respuesta a la volatilidad del níquel?,» *Revue de Métallurgie*, vol. 106, nº 3, p. 707, 2009.

XI. Anexos

Ilustración 113: Plano explosionado de la prótesis transfemoral.



N.º DEL COMPONENTE	NOMBRE DEL COMPONENTE	MATERIAL	CANTIDAD
1	Unión 1	Acero inoxidable 1.4462	1
3	Socket	Polietileno reforzado con fibra de vidrio	1
4	Rodilla - Pieza 1	Acero inoxidable 1.4462	1
5	Rodilla - Eje	Acero inoxidable 1.4462	2
6	Rodilla - Pieza 2	Acero inoxidable 1.4462	2
7	Rodilla - Pieza 3	Acero inoxidable 1.4462	1
8	Unión del actuador	Acero inoxidable 1.4000	1
9	Cilindro del actuador	Acero inoxidable 1.4000	1
10	Tapa del actuador	Acero inoxidable 1.4000	1
11	Eje del actuador	Acero inoxidable 1.4000	1
12	Embolo del pistón	Acero inoxidable 1.4000	1
13	Vástago	Acero inoxidable 1.4000	1
14	Unión fija	Acero inoxidable 1.4462	1
15	Tuerca de apriete	Acero inoxidable 1.4462	2
16	Tablillo	Polímero reforzado con fibra de carbono	1
17	Pie	Polímero reforzado con fibra de carbono	1
18	Capara de protección	Polietileno reforzado con fibra de vidrio	1



REF.	Descripción	1	REF.	REF.	A4	Observaciones
		Cant.			Formato	
	PROYECTO: Diseño de prótesis transfemoral en mujeres de 45 a 60 años por diabetes mellitus II para recuperar la marcha normal					
						Escala: 1:3 Fecha: 19/10/2022 UN: PL. N: 01

Ilustración 114: Plano del socket.

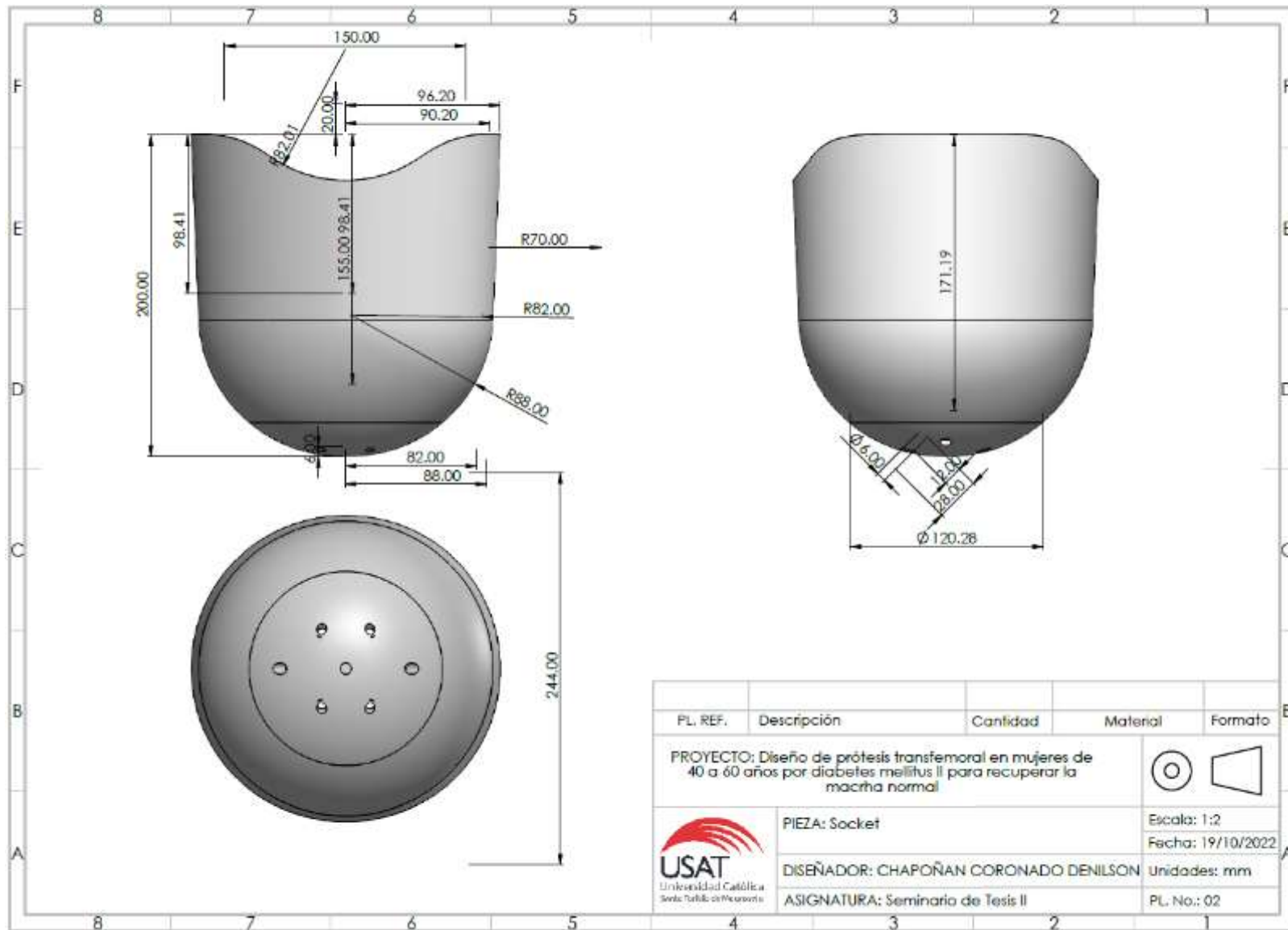


Ilustración 115: Unión 1.

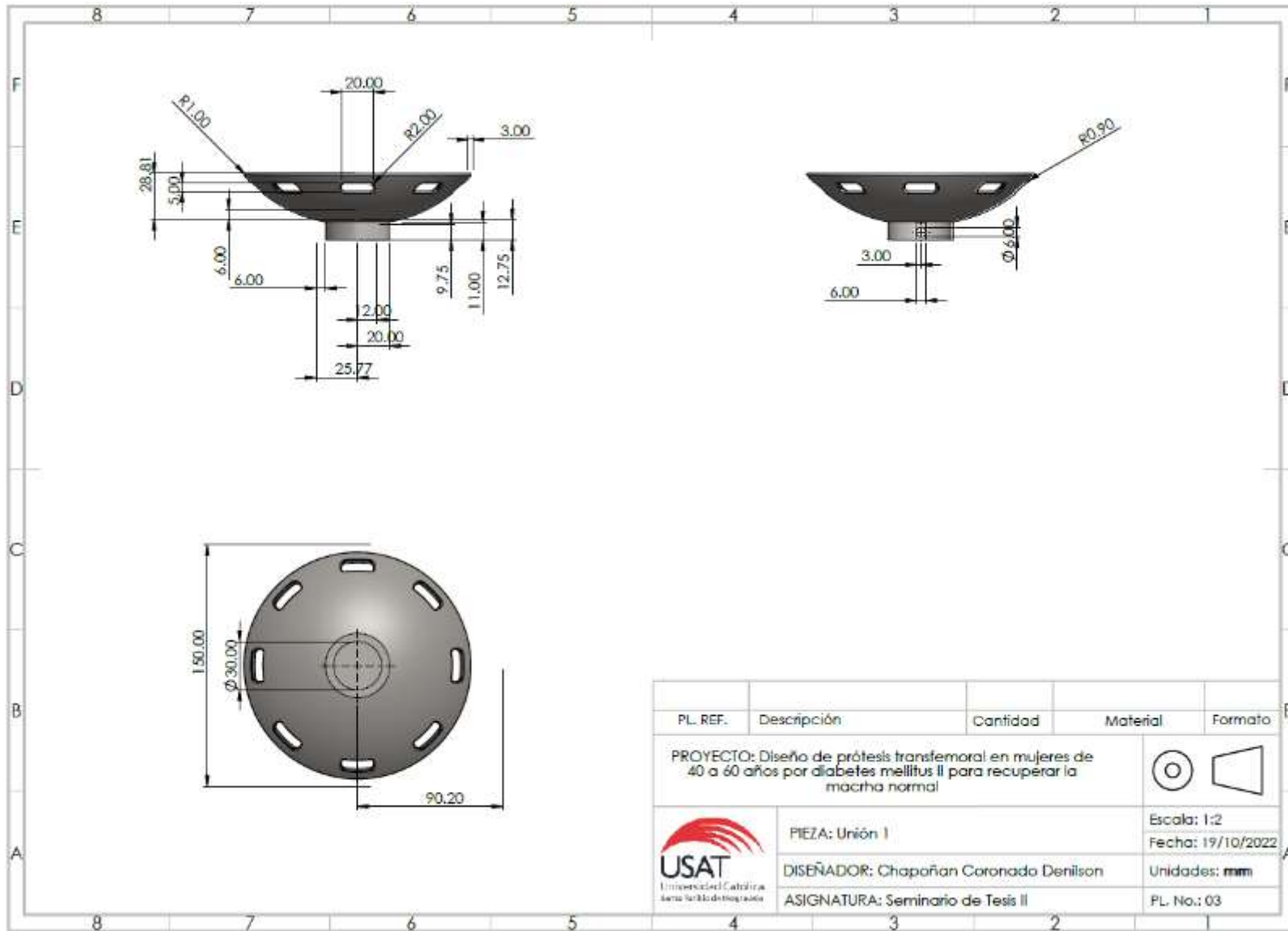


Ilustración 116: Plano de la pieza 1 - Rodilla.

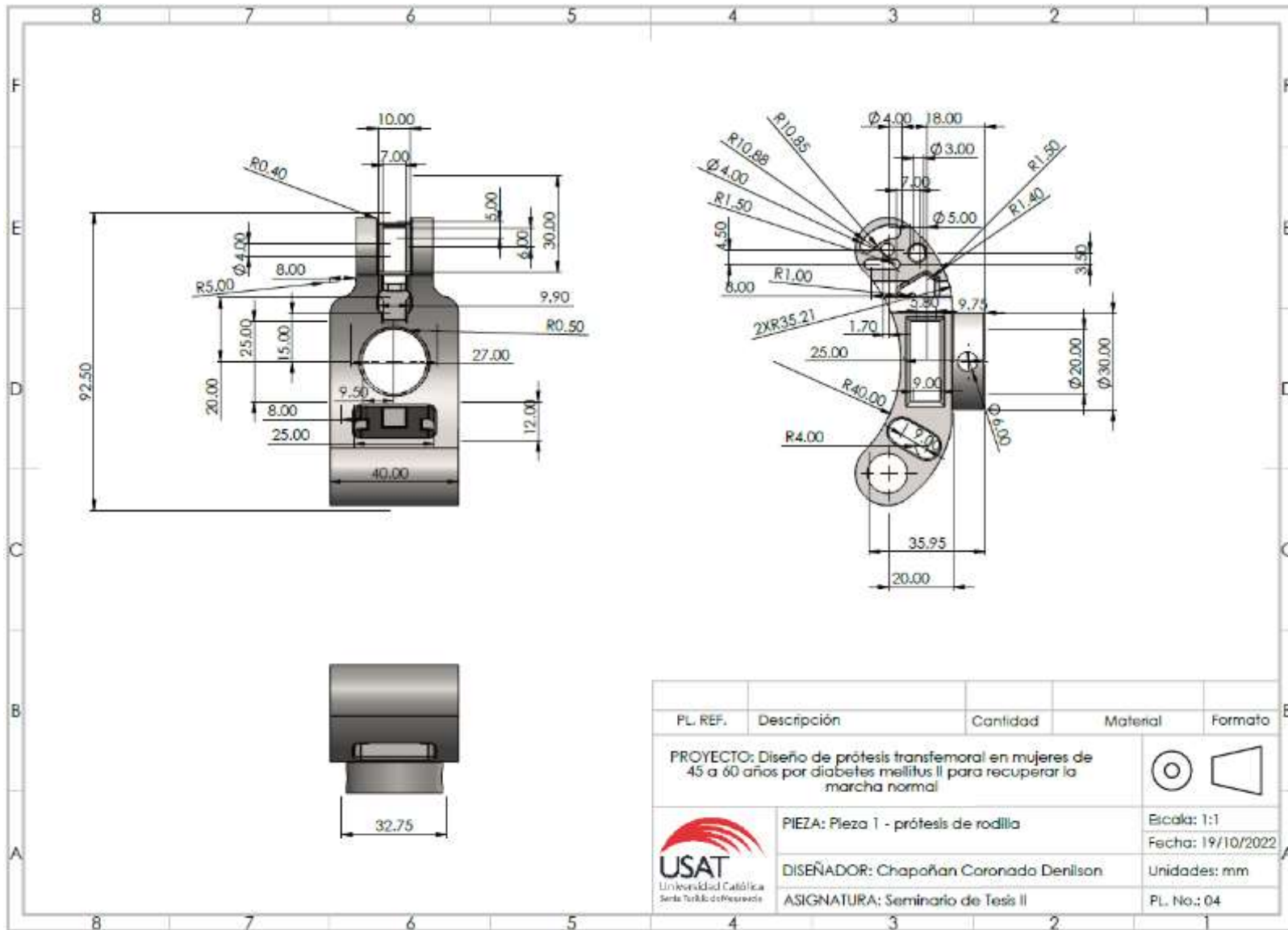


Ilustración 117: Plano de la pieza 2 - Rodilla.

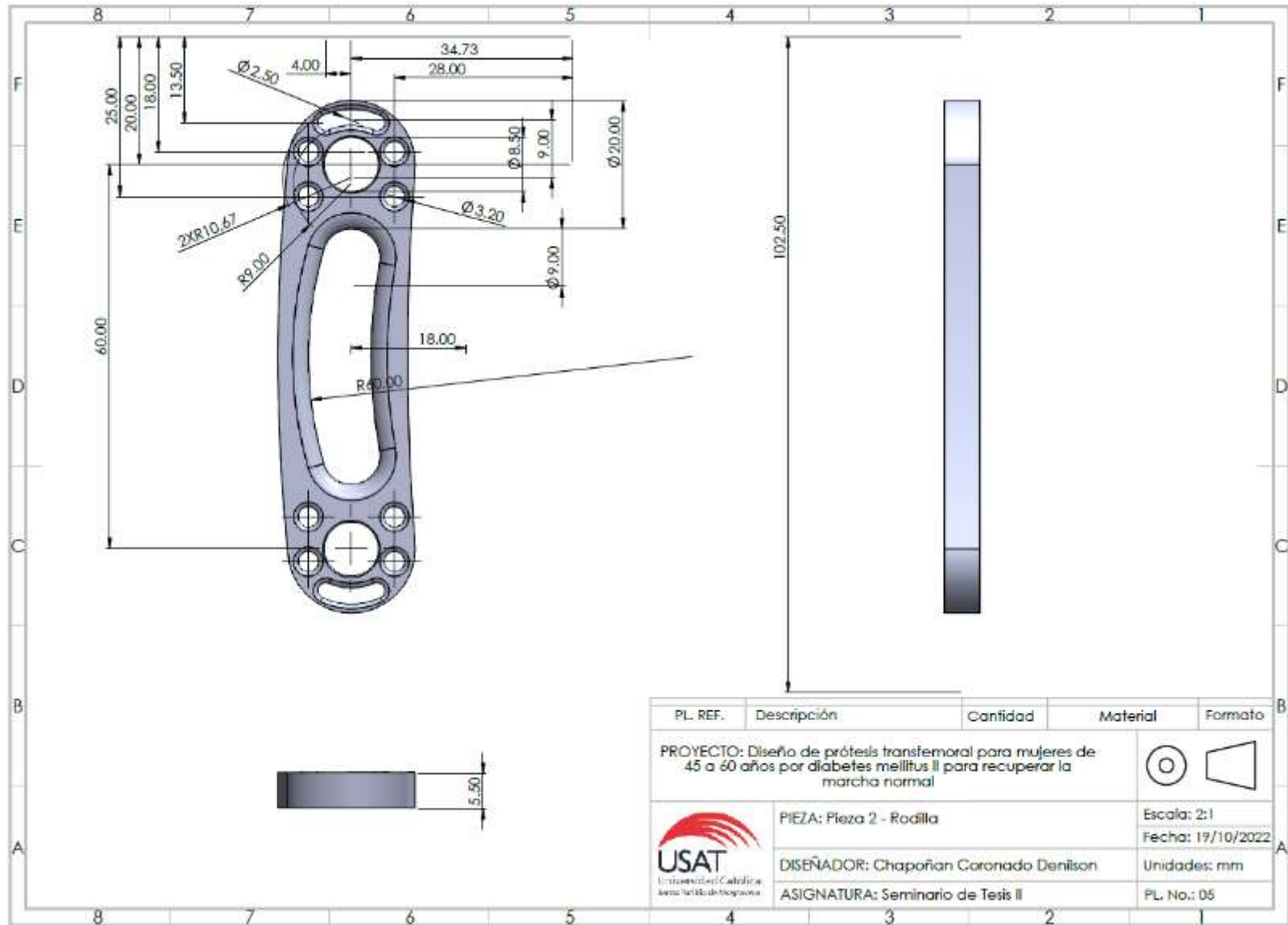


Ilustración 118: Plano de la pieza 3 - Rodilla.

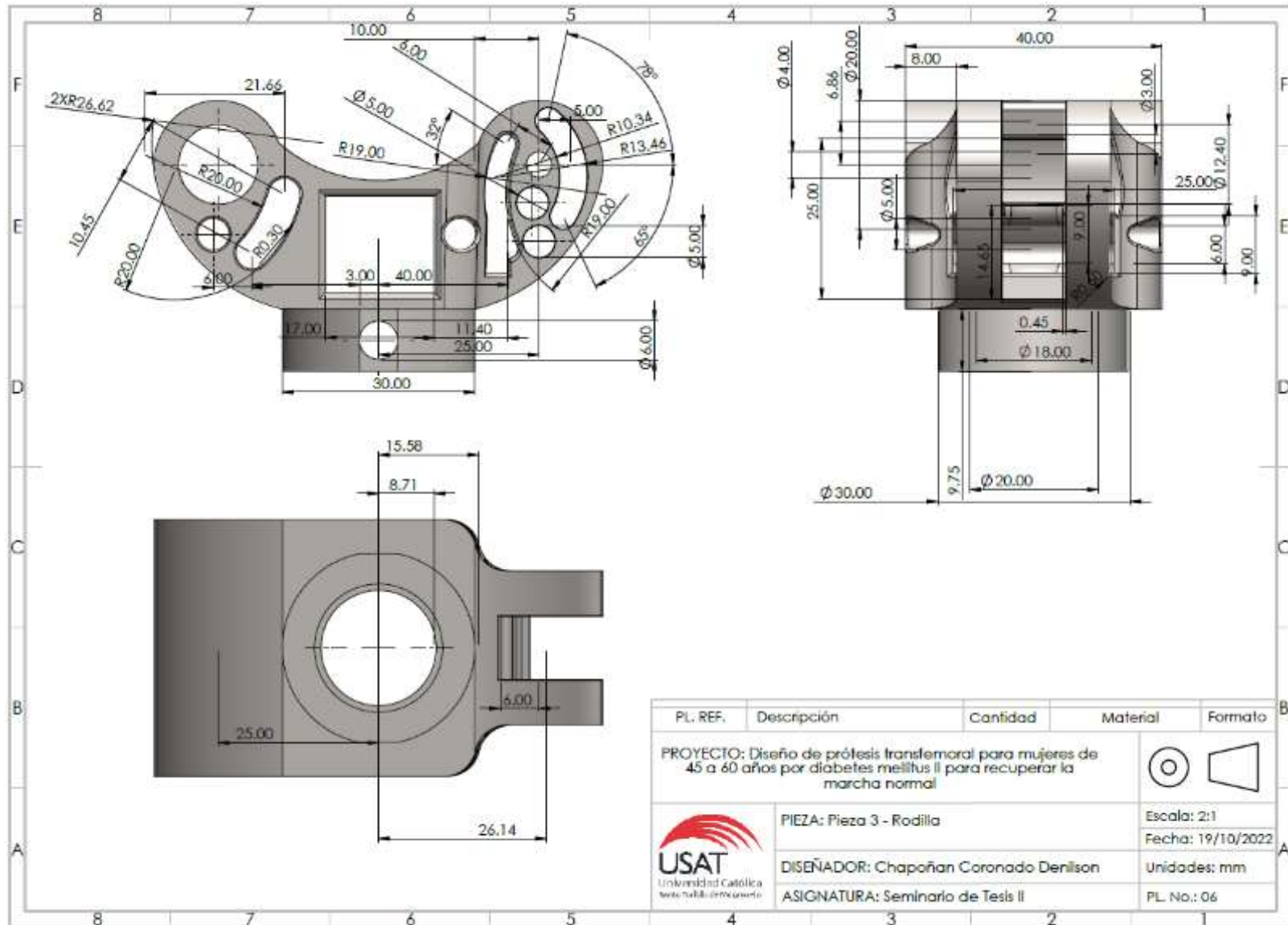


Ilustración 119: Plano del eje - Rodilla.

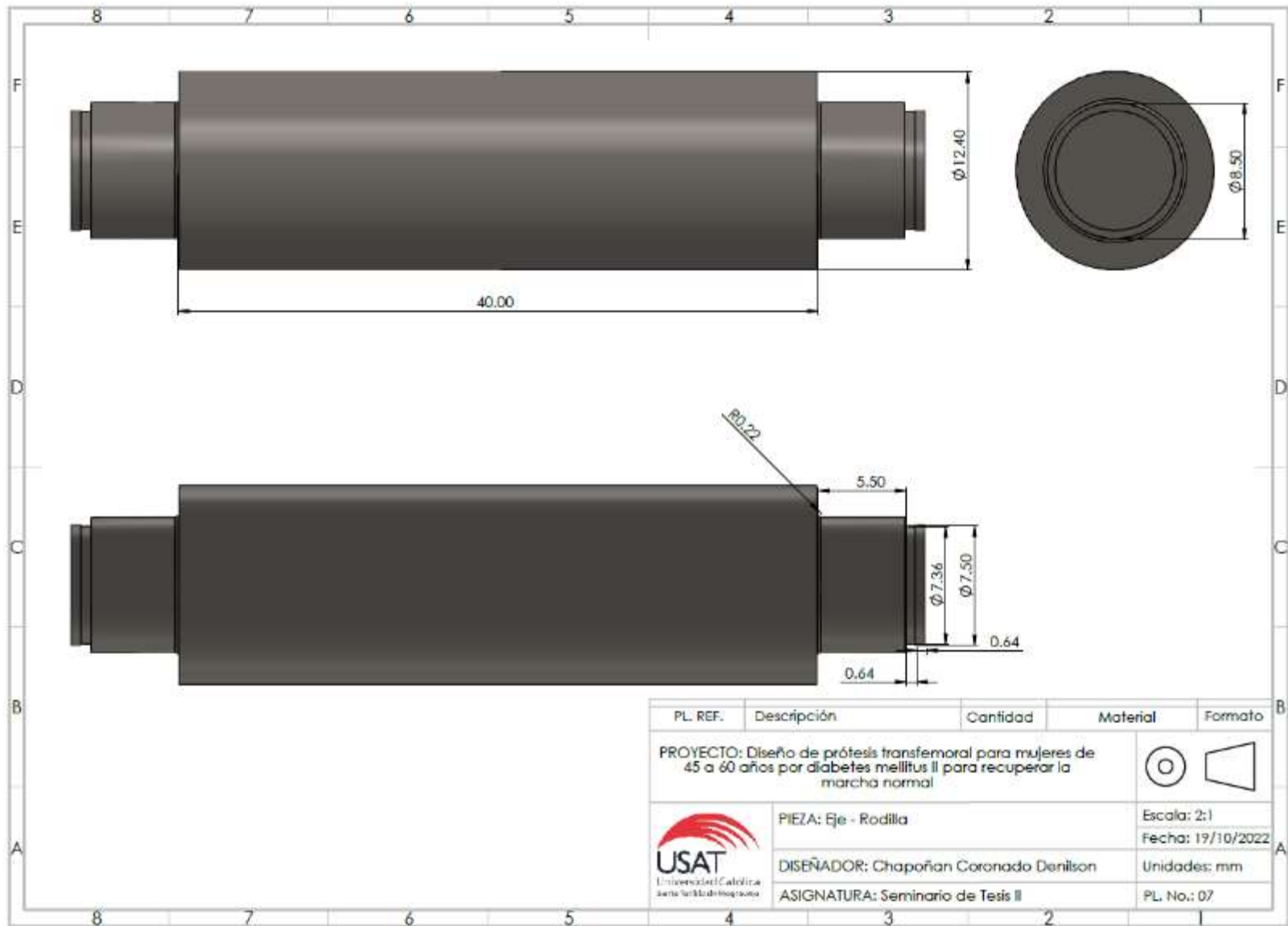


Ilustración 120: Pieza 1 – Unión del actuador.

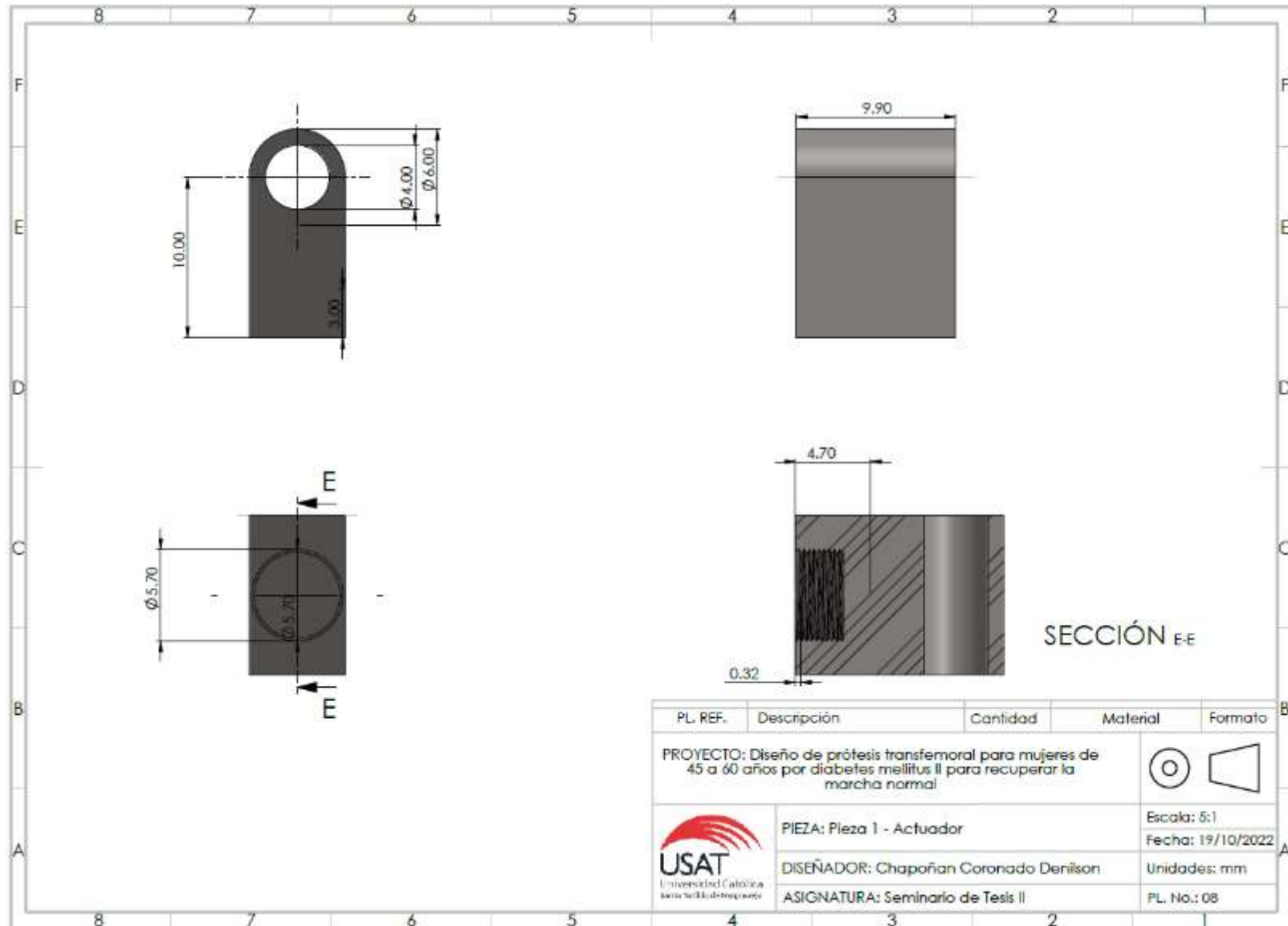


Ilustración 121: Pieza 2 – Vástago del actuador.

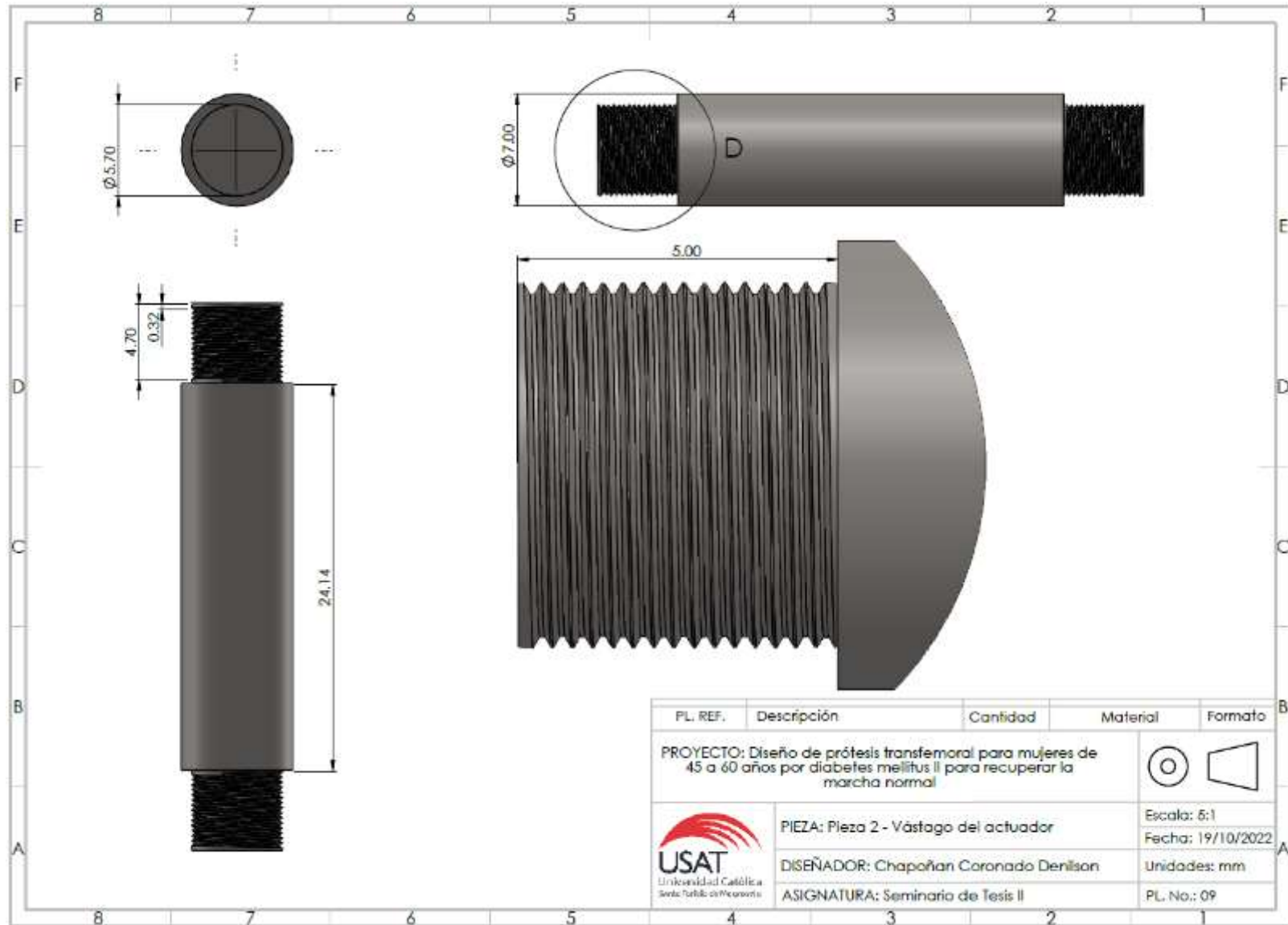


Ilustración 122: Pieza 3 – Tapa del Actuador.

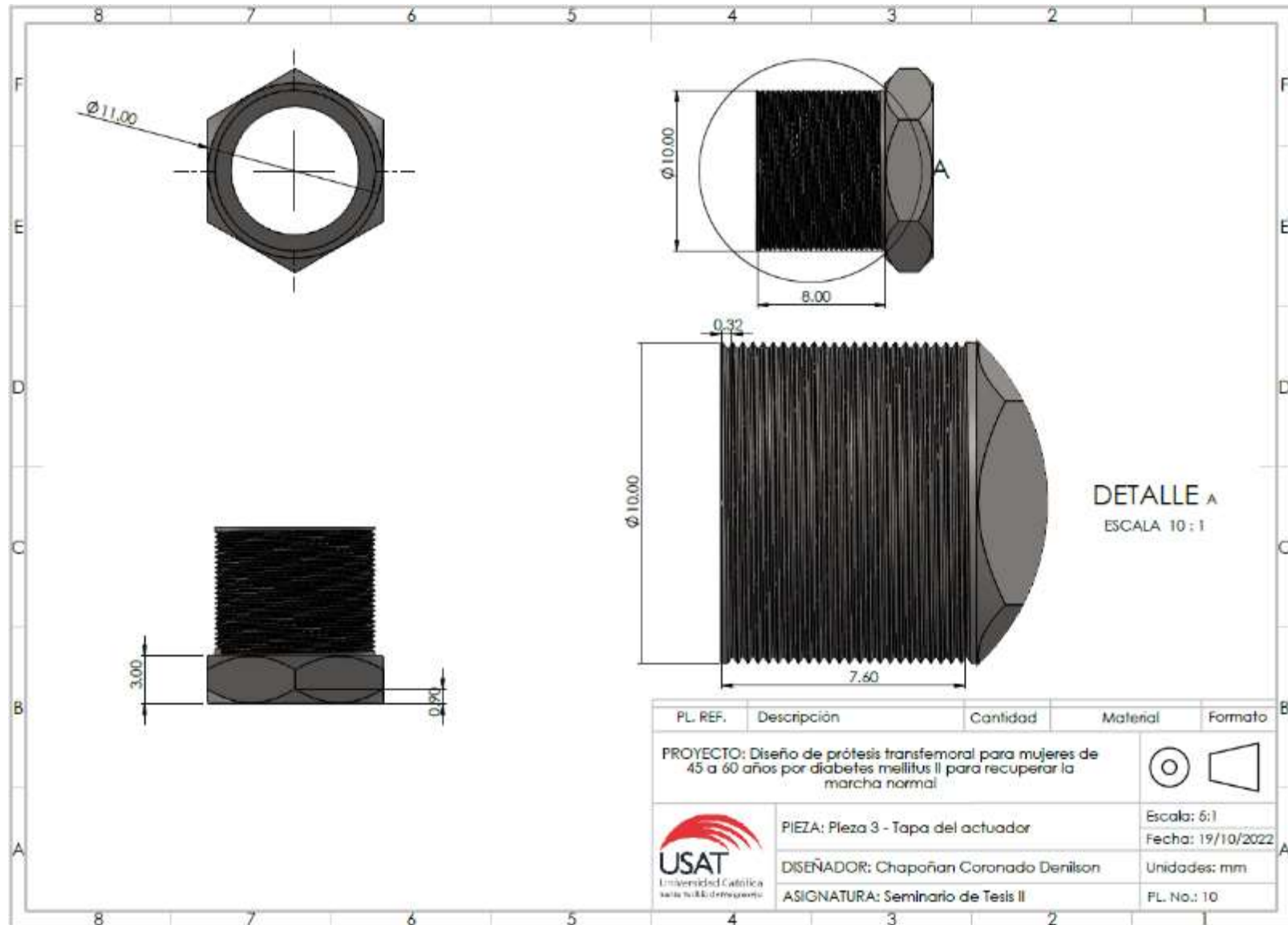


Ilustración 123: Pieza 4 - Émbolo.

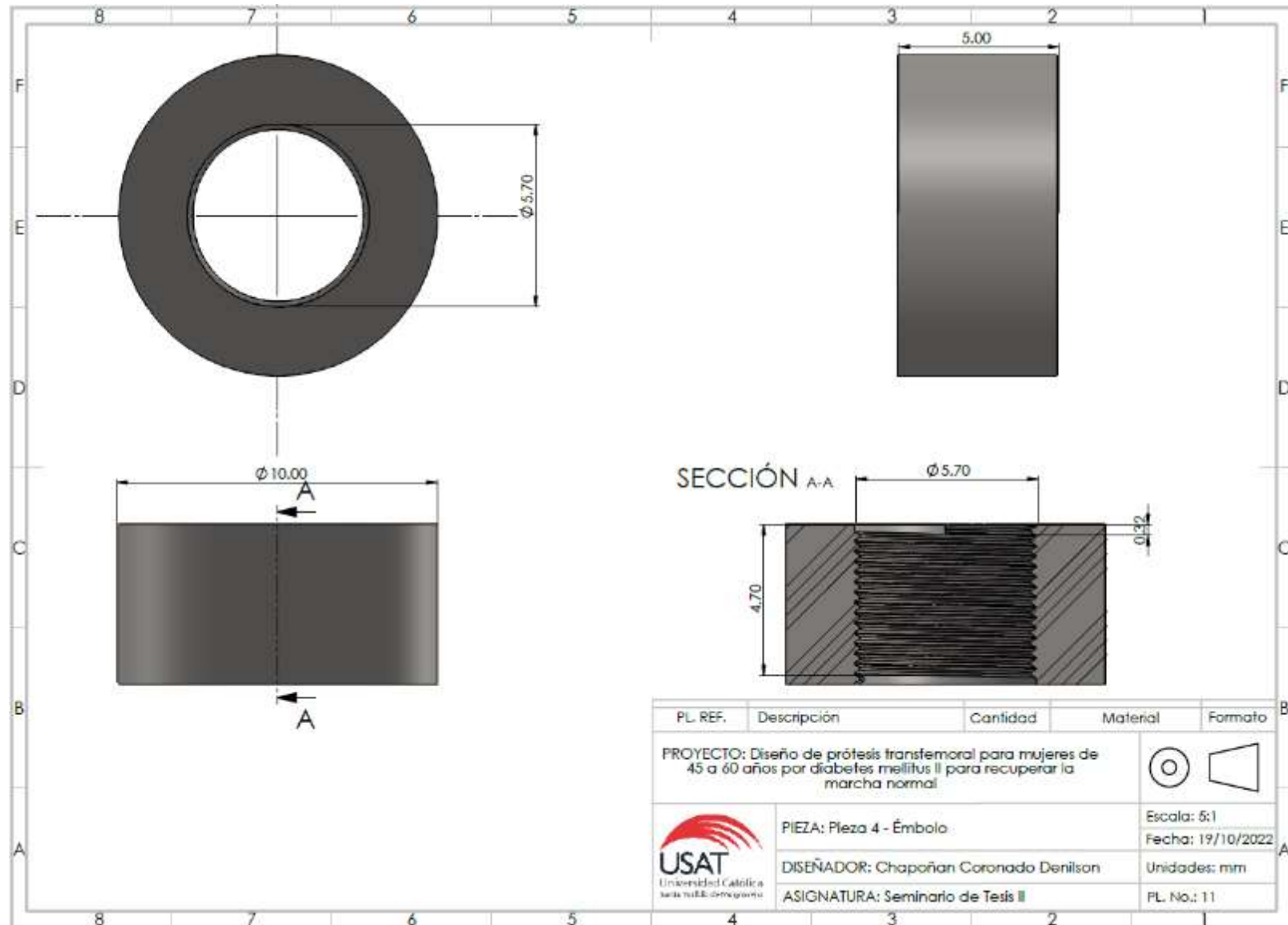


Ilustración 124: Pieza 5 – Cilindro del actuador.

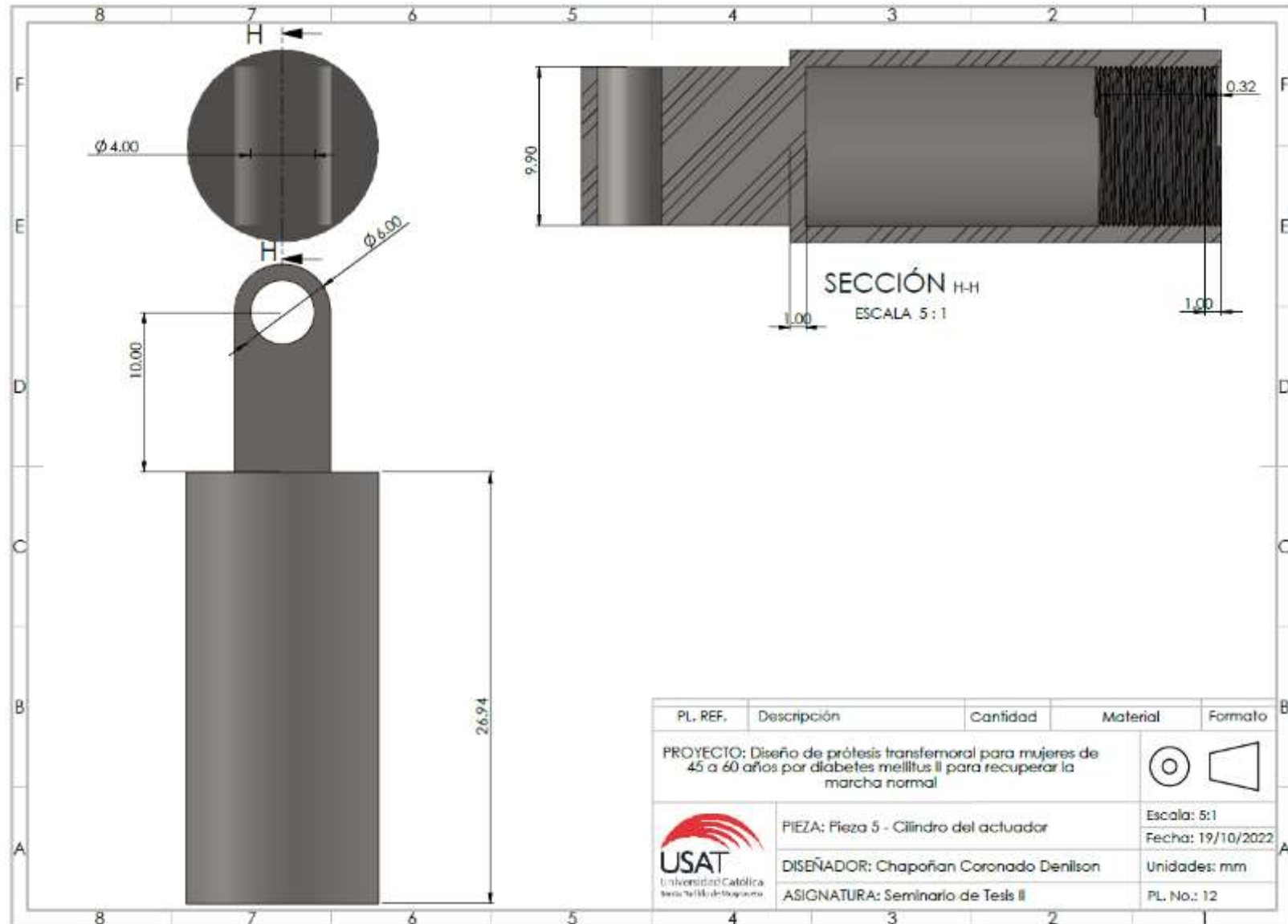


Ilustración 125: Vastago.

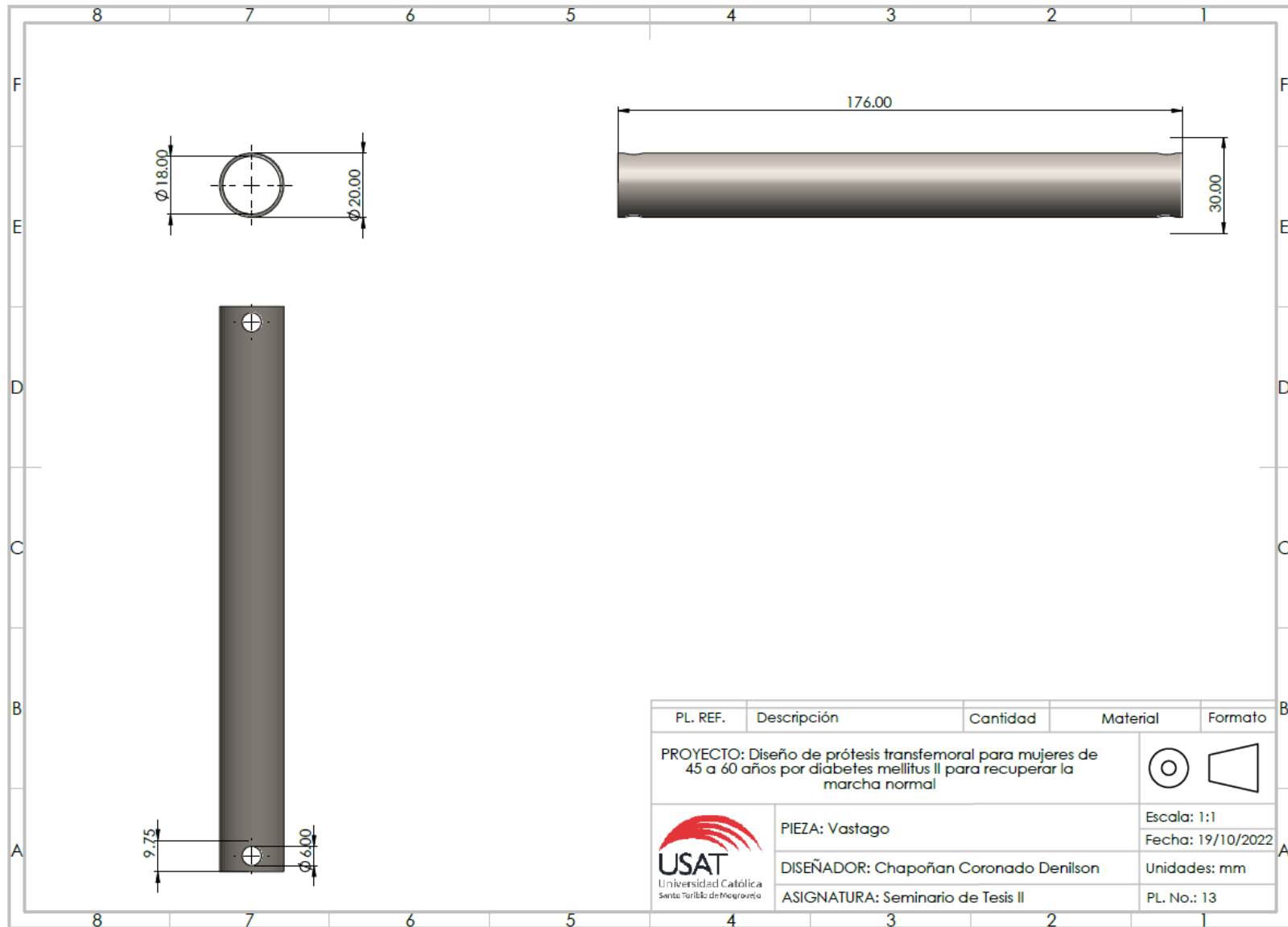
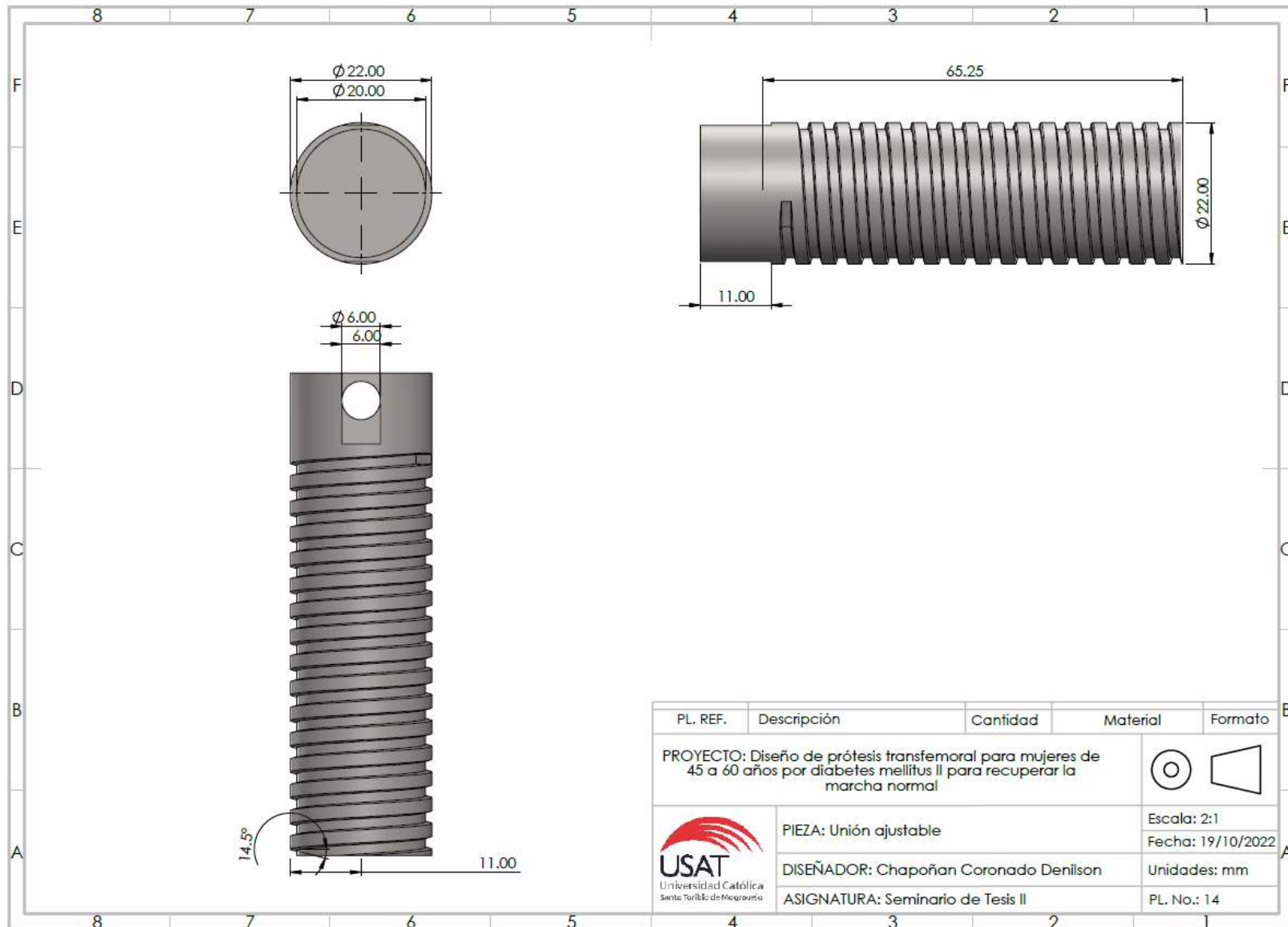


Ilustración 126: Unión ajustable.






PL. REF.	Descripción	Cantidad	Material	Formato
	PROYECTO: Diseño de prótesis transfemoral para mujeres de 45 a 60 años por diabetes mellitus II para recuperar la marcha normal			 
	 PIEZA: Unión ajustable			Escala: 2:1
	DISEÑADOR: Chapoñan Coronado Denilson			Fecha: 19/10/2022
	ASIGNATURA: Seminario de Tesis II			Unidades: mm
				PL. No.: 14

Ilustración 127: Tuerca de apriete.

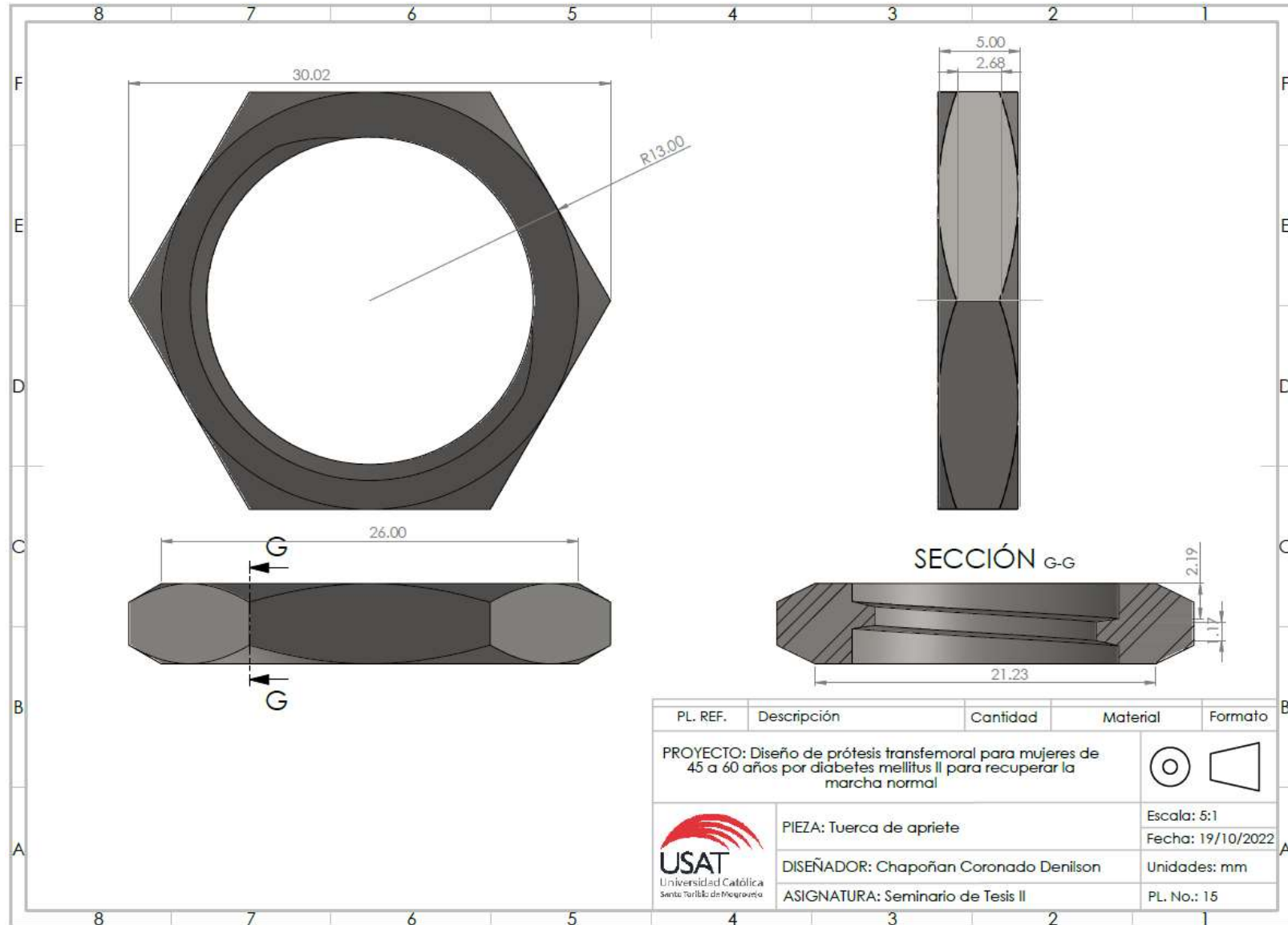


Ilustración 128: Prótesis de tobillo.

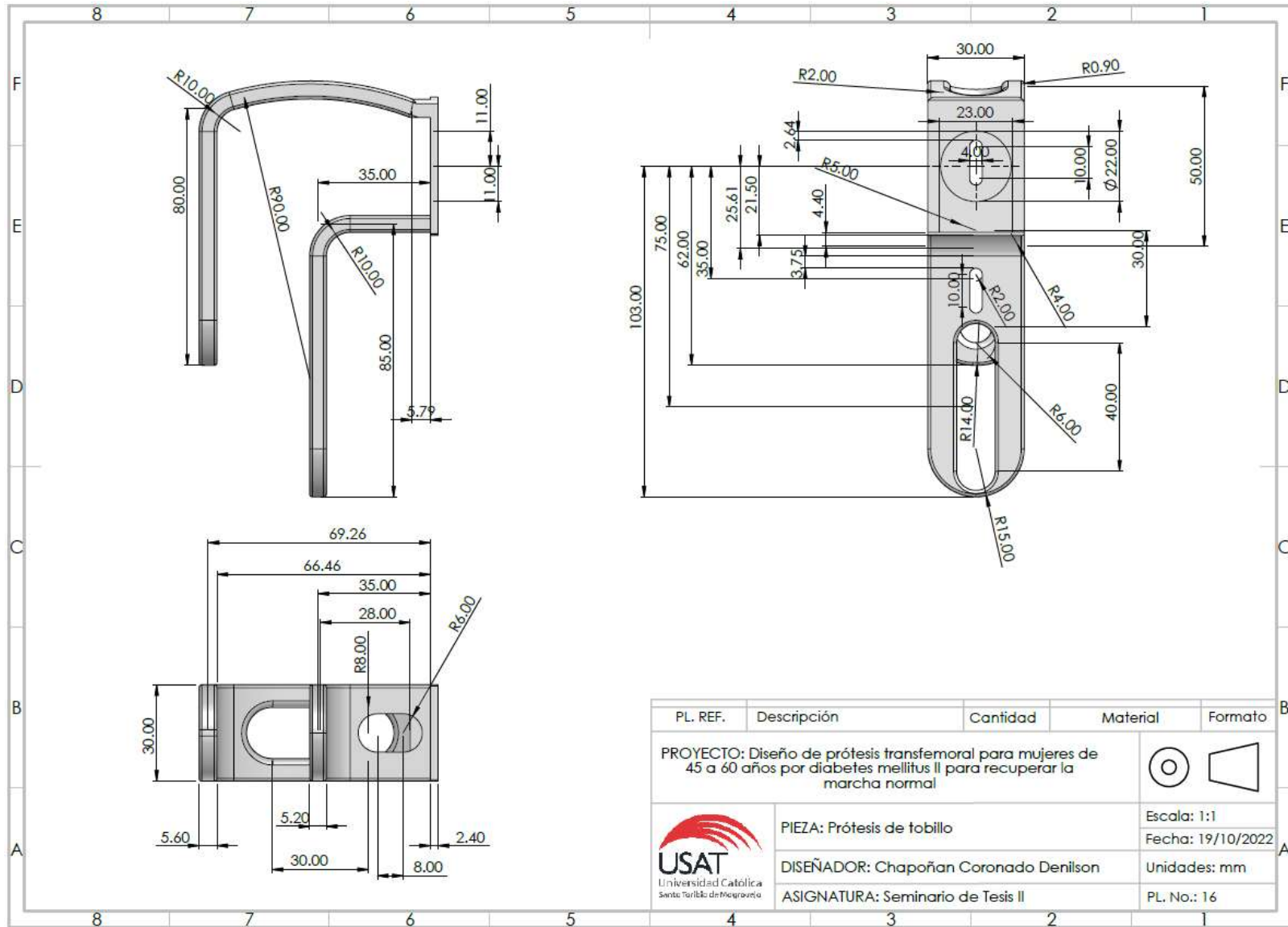


Ilustración 129: Prótesis de pie.

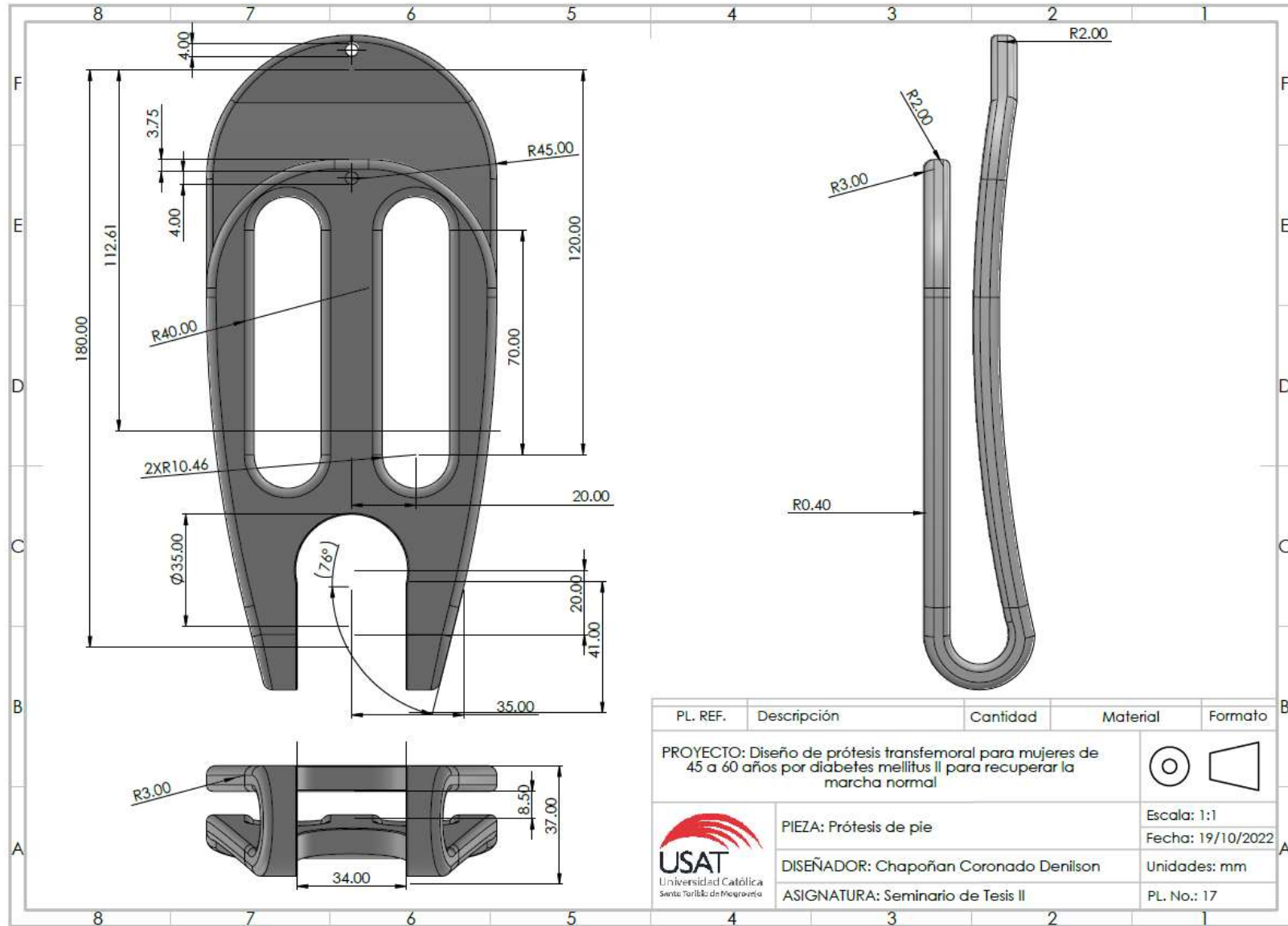


Ilustración 130: Capa de protección para la prótesis.

