



**UNIVERSIDAD
DE ANTIOQUIA**

**DISEÑO DE ARTICULACIÓN DE TOBILLO CON
MULTI-EJE PARA PRÓTESIS DE MIEMBRO
INFERIOR**

Autor

LUIS ENRIQUE SERRANO CHINCHILLA

Universidad de Antioquia

Facultad de Ingeniería, Antioquia,

Medellín, Colombia

2021



DISEÑO DE ARTICULACIÓN DE TOBILLO MULTI-EJE PARA PRÓTESIS DE
MIEMBRO INFERIOR

Luis Enrique Serrano Chinchilla

Tesis como requisito parcial para optar al título de:
Ingeniero Mecánico.

Asesores (a):
Junes Abdul Villarraga Ossa

Línea de Investigación:
Diseño Mecánico
Grupo de Investigación:
Grupo de Diseño Mecánico

Universidad de Antioquia
Facultad de Ingeniería, Antioquia, Ingeniería Mecánica.
Medellín, Colombia
Año.2021

AGRADECIMIENTOS

A Jairo Enrique Serrano Acevedo, Luz Marina Chinchilla Gutiérrez mis padres y a mi hermana Luz Stella Serrano Chinchilla por todo su apoyo.

A todos mis amigos que han contribuido en mi vida académica y personal.

A mi gran amigo Juan David Villabona Guesguan por sus consejos y apoyo.

Al ingeniero Junes Abdul Villarraga Ossa, asesor del proyecto por su colaboración, dedicación y valiosos aportes en el desarrollo del presente trabajo.

A la ingeniera Liliana Marcela Bustamane Goetz por su colaboración, dedicación y aportes en el desarrollo de las pruebas de los materiales de construcción de la articulación de tobillo.

Al ingeniero Carlos Alberto Mejía Blandón, por sus aportes y colaboración en el montaje para los ensayos de la articulación de tobillo.

Al Técnico de laboratorio de Walter de Jesús Villaneda Pulgarin, en cargo del laboratorio por su colaboración para el desarrollo de los ensayos para las probetas y articulación de tobillo.

Al Estudiante de ingeniería mecánica Juan Fernando Cucuyame Morales, por su colaboración en los ensayos de compresión de la articulación de tobillo.

A quienes hicieron posible la realización de este proyecto.

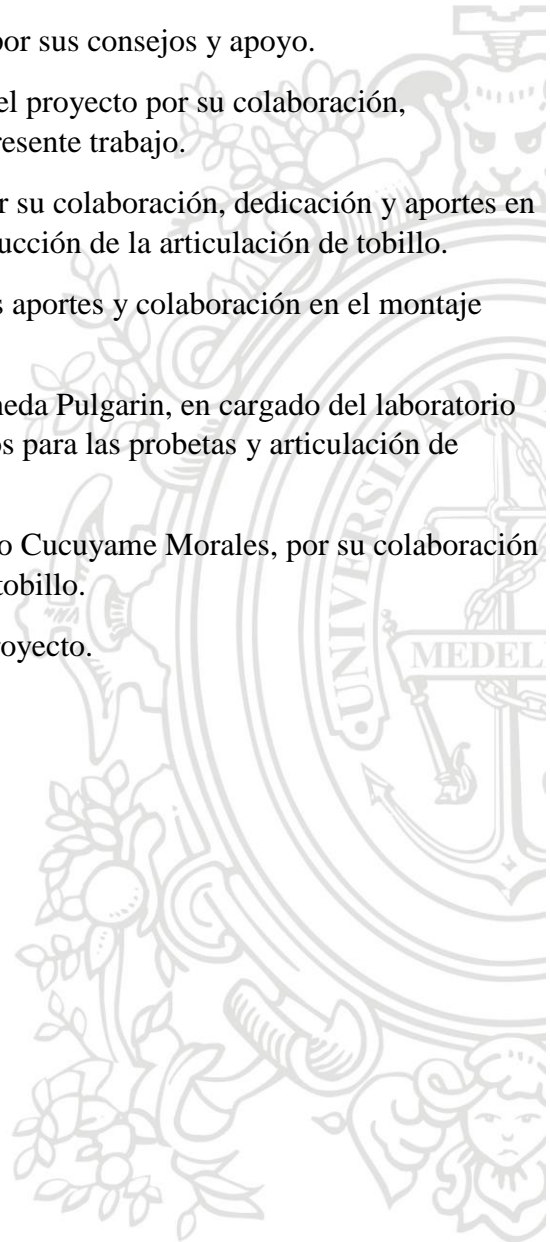


TABLA DE CONTENIDO

Contenido

AGRADECIMIENTOS	2
RESUMEN	8
ABSTRACT.....	8
INTRODUCCIÓN	9
1. PRELIMINAR	11
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	11
1.2 OBJETIVOS DEL PROYECTO	11
1.2.1 OBJETIVO GENERAL.....	11
1.2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	11
1.3 MARCO TEÓRICO.....	11
1.3.1 AMPUTACIÓN	11
1.3.2 MUÑÓN	14
1.3.3 BIOMECÁNICA	14
1.3.4 MEDIDAS DE PIE Y RODILLA PROMEDIO COLOMBIANO.....	16
1.3.5 PRÓTESIS	17
1.3.6 MATERIALES DE FABRICACIÓN EN IMPRESIÓN 3D	21
1.3.7 ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS (FEA).....	22
1.3.8 METODOLOGÍAS DE DISEÑO DE PRODUCTOS.....	22
2. METODOLOGÍA	24
2.1 RECOPIACIÓN DE INFORMACIÓN.....	24
2.2 DISEÑO CONCEPTUAL.....	24
2.2.1 ESPECIFICACIONES DEL PRODUCTO.....	25
2.2.2 DESPLIEGUE DE LA FUNCIÓN DE CALIDAD	25
2.2.3 GENERACIÓN DEL CONCEPTO.....	26
2.2.4 CONSTRUCCIÓN DE BOCETO MEDIANTE HERRAMIENTA CAD	27
2.3 DISEÑO DE DETALLE Y SELECCIÓN DE LOS MATERIALES ADECUADOS MEDIANTE SIMULACIONES	27
3. RESULTADOS.....	28
3.1 DISEÑO DE CONCEPTO.....	28
3.1.1 ESPECIFICACIONES DE DISEÑO DE PRODUCTOS.....	28
3.1.2 DESPLIEGUE DE LA FUNCIÓN DE CALIDAD	28
3.1.3 GENERACION DEL CONCEPTO.....	33

3.1.4	CONSTRUCCION DE BOCETO MEDIANTE HERRAMIENTA CAD	34
3.2	DISEÑO DE DETALLE.....	34
3.2.1	CALCULOS	34
3.2.2	MATERIALES	38
3.2.3	SIMULACIONES Y RESULTADOS DE ESFUERZO, ENERGIA Y DESPLAZAMIENTO.....	47
4.	FABRICACION DEL PROTOTIPO.....	81
4.1	COSTOS DE FABRICACION.....	82
5.	PROSEDIAMIENTO.....	84
5.1	PROCEDIMIENTO.....	84
6.	METODOLOGIA PLANTEIADA.....	88
7.	CONCLUSIONES Y CONSIDERACIONES FINALES.....	90
8.	BIBLIOGRAFIA	91

LISTA DE TABLAS

Tabla 1	Pie y rodilla promedio colombiana [14].	17
Tabla 2.	Tecnologias de fabricación digital aditiva [23].....	21
Tabla 3.	Especificaciones de la articulación de tobillo.	28
Tabla 4	Configuraciones de prueba para condiciones de carga I y II [30].....	36
Tabla 5	Punto de aplicación de la carga para prueba I y II.	37
Tabla 6	Materiales con sus características.	38
Tabla 7	Parámetros impresión probetas PLA.	41
Tabla 8	Parámetros impresión probetas TPU.	42
Tabla 10	Fuerza aplicada para el caso I.....	52
Tabla 11	Fuerza aplicada para el caso II.....	52
Tabla 12	Costo de la articulación de tobillo para los diferentes materiales.	83
Tabla 13	Condiciones de prueba para condiciones de carga de prueba I y II [30].	84
Tabla 14	Fuerza de prueba para ensayo estático y falla estática condición de carga I [30].	87
Tabla 15	Fuerza de prueba para ensayo estático y falla estática condición de carga II [30].	88

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Museo de Mahavirkmina.	10
Figura 2	Amputación de pie [7].	12
Figura 3	Amputación transtibial [7].	12
Figura 4	Desarticulación de rodilla [7].	13
Figura 5	Desarticulación de transfemoral [7].	13
Figura 6	Desarticulación de la cadera [7].	14

Figura 7 Fases de la marcha [11].	15
Figura 8 Valor de la fuerza de reacción en cada uno de los ejes [10].	16
Figura 9 Eje del tobillo y Pie [13].	16
Figura 10 Pie promedio Colombiano [14].	17
Figura 11 Pie de tres-ejes Trustep [16].	17
Figura 12 Pie de tres-ejes Ventura Energie [16].	18
Figura 13 Foot Model I [17].	18
Figura 14 Pie Low cost 3D printable [19].	19
Figura 15 Pie de prótesis almidón de maíz [20].	19
Figura 16 CRE-004 Cryptic Pattern Leg Prosthesis [21].	20
Figura 17 Pierna futurista [22].	20
Figura 18. Diseño de producción Pahl& Beitz [27].	23
Figura 19. Diseño de producción Nigel Cross [26].	24
Figura 20. Matriz QFD [29].	26
Figura 21. El modelo de sistemas de la "caja negra" [26].	26
Figura 22. Modelo de la "caja Transparente" [26].	27
Figura 23 Despliegue de la función de calidad o Casa de la calidad.	29
Figura 24 Voz del cliente.	30
Figura 25 Requerimientos de fabricación.	30
Figura 26 Relación entre requerimientos y especificaciones.	31
Figura 27 Significado de simbología.	31
Figura 28 Lista jerárquica de los requerimientos.	32
Figura 29 Interacciones con respecto a los requerimientos.	¡Error! Marcador no definido.
Figura 30 Matriz de planeación.	32
Figura 31. Caja Negra.	33
Figura 32. Caja Transparente.	33
Figura 33 Pie multi-eje.	34
Figura 34 Planos de referencia, líneas de referencia, puntos de referencia y prueba de fuerza F [30].	35
Figura 35 Carga para el Caso I.	36
Figura 36 Carga para el Caso II.	¡Error! Marcador no definido.
Figura 37. Alineación de la carga en ensayo estático [30].	37
Figura 38 Porcentaje de tiempo Vs Porcentaje de densidad.	40
Figura 39 Probeta de ensayo medidas en pulgadas.	40
Figura 40 Compresión de la probetas de PLA al 25%, 50% y 75% de densidad.	44
Figura 41 Gráfica de Esfuerzo Vs Deformación para el PLA a 25% .	44
Figura 42 Gráfica Esfuerzo Vs Deformación para el PLA a 50%.	45
Figura 43 Gráfica de Esfuerzo Vs Deformación para el PLA a 75%.	45
Figura 44 Compresión de la probetas de TPU al 25% y 50% de densidad.	46
Figura 45 Gráfica de Esfuerzo Vs Deformación del TPU para sus diferentes densidades.	46
Figura 46 Articulación de tobillo.	47
Figura 47 Propiedades mecánicas del ABS.	48
Figura 48 Propiedades mecánicas del Nailon.	48
Figura 49 Propiedades mecánicas del PET-G.	48
Figura 50 Propiedades mecánicas del PLA.	48
Figura 51 Propiedades mecánicas del TPU.	48

Figura 52 Malla articulación de tobillo.....	49
Figura 53 Relación de aspecto.	49
Figura 54 Oblicuidad.	49
Figura 55 Calidad ortogonal.	50
Figura 56 Posición y ángulos de la fuerza aplicar en el caso I.	50
Figura 57 Posición y ángulos de la fuerza aplicar en el caso II.	51
Figura 58 Von-Miset para el Caso I y II en pieza superior.....	53
Figura 59 Von-Miset para el Caso I y II en TPU.....	54
Figura 60 Von-Miset para el Caso I y II en pieza inferior.	54
Figura 61 Esfuerzo Vs Fuerza Aplicada.	54
Figura 62 Deformación unitaria pieza superior par Caso I y II.	55
Figura 63 Deformación unitaria pieza de TPU par Caso I y II.	55
Figura 64 Deformación unitaria pieza inferior par Caso I y II.	55
Figura 65 Fuerza aplicada Vs Deformación unitaria.	56
Figura 66 Deformación total pieza superior par Caso I y II.	56
Figura 67 Deformación total pieza de TPU par Caso I y II.	56
Figura 68 Deformación total pieza inferior par Caso I y II.....	57
Figura 69 Fuerza aplicada Vs Deformación Total.	57
Figura 70 Energía acumulada par Caso I y II.	57
Figura 71 Energía Vs Fuerza Aplicada.	58
Figura 72 Factor de seguridad pieza superior par Caso I y II.	58
Figura 73 Factor de seguridad pieza de TPU par Caso I y II.....	59
Figura 74 Factor de seguridad pieza inferior par Caso I y II.	59
Figura 75 Factor de seguridad Vs Fuerza aplicada.	59
Figura 76 Von-Miset para el Caso I y II en pieza superior.....	60
Figura 77 Von-Miset para el Caso I y II en la pieza de TPU.....	60
Figura 78 Von-Miset para el Caso I y II en pieza inferior.....	60
Figura 79 Esfuerzo Vs Fuerza aplicada.	61
Figura 80 Deformación unitaria pieza superior par Caso I y II.	61
Figura 81 Deformación unitaria pieza en TPU par Caso I y II.	62
Figura 82 Deformación unitaria pieza inferior par Caso I y II.	62
Figura 83 Fuerza Aplicada Vs Deformación.	62
Figura 84 Deformación total pieza superior par Caso I y II.	63
Figura 85 Deformación total pieza de TPU par Caso I y II.	63
Figura 86 Deformación total pieza inferior par Caso I y II.....	63
Figura 87 Fuerza aplicada Vs Deformación.....	64
Figura 88 Energía acumulada par Caso I y II.	64
Figura 89 Energía Vs Fuerza Aplicada.	65
Figura 90 Factor de seguridad pieza superior par Caso I y II.	65
Figura 91 Factor de seguridad pieza en TPU par Caso I y II.	66
Figura 92 Factor de seguridad pieza inferior par Caso I y II.	66
Figura 93 Factor de seguridad Vs Fuerza aplicada.	67
Figura 94 Von-Miset para el Caso I y II en pieza superior.....	67
Figura 95 Von-Miset para el Caso I y II en pieza de TPU.....	68
Figura 96 Von-Miset para el Caso I y II en pieza inferior.....	68

Figura 97 Esfuerzo Vs Fuerza aplicada.	68
Figura 98 Deformación unitaria pieza superior par Caso I y II.	69
Figura 99 Deformación unitaria pieza de TPU par Caso I y II.	69
Figura 100 Deformación unitaria pieza inferior par Caso I y II.	69
Figura 101 Fuerza Aplicada Vs Deformación.	70
Figura 102 Deformación total pieza superior par Caso I y II.	70
Figura 103 Deformación total pieza de TPU par Caso I y II.	71
Figura 104 Deformación total pieza inferior par Caso I y II.	71
Figura 105 Fuerza aplicada Vs Deformación.	71
Figura 106 Energía acumulada par Caso I y II.	72
Figura 107 Energía Vs Fuerza Aplicada.	72
Figura 108 Factor de seguridad pieza superior par Caso I y II.	73
Figura 109 Factor de seguridad pieza en TPU par Caso I y II.	73
Figura 110 Factor de seguridad pieza inferior par Caso I y II.	73
Figura 111 Factor de seguridad Vs Fuerza aplicada.	74
Figura 112 Von-Miset para el Caso I y II en pieza superior.	74
Figura 113 Von-Miset para el Caso I y II en pieza de TPU.	75
Figura 114 Von-Miset para el Caso I y II en pieza inferior.	75
Figura 115 Esfuerzo Vs Fuerza aplicada.	75
Figura 116 Deformación unitaria pieza superior par Caso I y II.	76
Figura 117 Deformación unitaria pieza de TPU par Caso I y II.	76
Figura 118 Deformación unitaria pieza inferior par Caso I y II.	76
Figura 119 Fuerza Aplicada Vs Deformación.	77
Figura 120 Deformación total pieza superior par Caso I y II.	77
Figura 121 Deformación total pieza de TPU par Caso I y II.	78
Figura 122 Deformación total pieza inferior par Caso I y II.	78
Figura 123 Fuerza aplicada Vs Deformación.	78
Figura 124 Energía acumulada par Caso I y II.	79
Figura 125 Energía Vs Fuerza Aplicada.	79
Figura 126 Factor de seguridad pieza superior par Caso I y II.	80
Figura 127 Factor de seguridad pieza en TPU par Caso I y II.	80
Figura 128 Factor de seguridad pieza inferior par Caso I y II.	80
Figura 129 Factor de seguridad Vs Fuerza aplicada.	81
Figura 130 Prototipo en Nylon-TPU.	81
Figura 131 Prototipo PLA-TPU.	82
Figura 132 Diagrama del proceso de ensayo de las prótesis.	85
Figura 133 Diagrama del proceso de ensayo de las prótesis.	86
Figura 134 Factores que afectan la impresión en FDM [32].	89
Figura 135 Metodología planteada.	89

RESUMEN

En el presente trabajo de grado se diseñó una articulación mecánica de tobillo multi-eje, elaborada por medio de manufactura aditiva. Se evaluó por medio de simulaciones el comportamiento de la articulación con los materiales que se encuentran en el mercado actualmente como lo es el PLA, ABS, PET-G, TPU y Nailon variando la fuerza de aplicación. Adicionalmente se realizaron ensayos de compresión para el PLA y TPU con el fin evaluar la incidencia de la variación de la densidad y patrón de relleno en las propiedades mecánicas de las piezas sometidas a esfuerzos de compresión. Por último, se realizó el análisis de la NTC 4424. Se encontró que los esfuerzos más grandes a los que se encuentra sometida la articulación se encuentran en el triángulo invertido, el cual cumple una parte importante en la alineación de la prótesis. Con respecto a los materiales ensayados, se encontró que al variar la densidad del TPU se puede variar la compresibilidad del mismo y que al disminuir la densidad del PLA se reducen las propiedades mecánicas. Finalmente, se obtuvo un procedimiento para ensayar prótesis de miembro inferior, teniendo en cuenta la NTC 4424, con los cuales se elaboró una metodología para el diseño de piezas plásticas por manufactura aditiva.

Palabras clave: Amputación, tobillo, diseño, prótesis, discapacidad.

ABSTRACT

During this graduation project, a mechanical multi-axis ankle joint was designed. It was elaborated through additive manufacturing. The performance of the joint with was evaluated by simulations, using various types of materials as PLA, ABS, PET-G, TPU and Nailon, shifting the magnitude of the application force. Additionally, compression tests were carried out to the PLA and TPU in order to evaluate the incidence of the variation of the density and the filling pattern in the mechanical properties of the pieces subjected to compression efforts. Finally, the analysis of the NTC 4424 was carried out. It was found that the highest stresses to which the joint is subjected are located in the inverted triangle, which plays an important role in the alignment of the prosthesis. Regarding the types of materials tested, it was found that by varying the density of the TPU, the compressibility can be varied as well and that by decreasing the density of the PLA the mechanical properties are reduced as well. Finally, a procedure was obtained to test prosthesis for lower limb taking into account the NTC 4424, which was used to elaborate a methodology for the design of plastic parts by additive manufacturing.

Key words: Amputation, ankle, design, prosthesis, disability

INTRODUCCIÓN

Dentro de la problemática actual del posconflicto, la difícil situación económica, el desempleo y las pocas ayudas gubernamentales que reciben los colombianos, existe una problemática difícil de ignorar, la cual es el número de personas con alguna discapacidad. Colombia no tiene cifras exactas de las personas con discapacidad, no obstante, el censo del DANE de 2005 arrojó que alrededor del 6,3% de la población censada tiene alguna discapacidad, según el Registro de localización y Caracterización de Personas con Discapacidad (RLCPD), al 34% de las personas que tienen alguna discapacidad, esta le afecta el movimiento del cuerpo, manos, brazos y piernas [1].

Cuando se presenta alguna amputación de miembro inferior, ya sea por enfermedad o por algún traumatismo, es muy importante el tratamiento de rehabilitación, el cual debe ser acompañado por un equipo multidisciplinario para poder realizar un acompañamiento integral, como lo es el uso adecuado de la prótesis y en los aspectos personales (familia, comunidad, trabajo, entre otros) [2]. En Colombia las minas antipersonales aportan alrededor del 1,6% de personas con alguna discapacidad. A la fecha se han presentado 11.621 víctimas por minas antipersonal y munición sin explotar [1],[3].

En el mercado existen varios tipos de prótesis para miembro inferior, estos dependen del tipo de amputación las cuales pueden ser: transfemorales, transtibiales, desarticulado de rodilla y desarticulado de cadera [4]. La fabricación de prótesis en Colombia ha tenido un avance limitado, el costo de las prótesis varía dependiendo de qué tan tecnológicas sean, aumentando la dificultad de acceso de la población [1],[4],[5].

Debido a esta problemática los amputados han tenido que buscar diferentes formas para suplir sus necesidades de movilidad, así como la fabricación de sus propias prótesis con materiales asequibles para ellos. A continuación, se pueden observar algunas de las prótesis donadas por los pacientes en la corporación Mahavir Kamina. La corporación se encuentra ubicada en la estrella Antioquia.



Figura 1 Museo de Mahavirkmina.

En este trabajo se pretende abordar el diseño de una articulación de tobillo para prótesis de miembro inferior con multi-eje, para mejorar el diseño de la prótesis que se está realizando en la fundación e-NABLE Medellín, la cual es de eje simple. Se buscará realizar un prototipo de la articulación de tobillo por medio de impresión 3D a medida que esta la permita, de lo contrario se realizarán las piezas por medio de un proceso de mecanizado. Se realizarán las pruebas y ensayos necesarios para escoger el material idóneo, empleando este método de fabricación para manufacturar la articulación de tobillo.

1. PRELIMINAR

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Las prótesis que se han desarrollado por medio de la manufactura aditiva no poseen una articulación de tobillo que permita los movimientos de inversión y eversión, así como de dorsiflexión y fleoinplantar. Adicionalmente, las prótesis que se encuentran en el mercado con estas características son de alto costo.

1.2 OBJETIVOS DEL PROYECTO

1.2.1 OBJETIVO GENERAL

Diseñar y construir el prototipo de la articulación de tobillo con multi-eje a partir de los modelos preliminares siguiendo una metodología de diseño, con el fin de que este se asemeje más al movimiento natural del tobillo. Evaluar los costos de fabricación con las prótesis que actualmente se encuentra en el mercado.

1.2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Realizar un estudio de factibilidad para desarrollar el prototipo por medio de impresión 3D.
- Seleccionar los materiales y procesos de fabricación apropiados para la construcción de cada una de las partes que componen la articulación de tobillo.
- Realizar simulación de elementos finitos.
- Construir el prototipo final.
- Desarrollar una metodología para el ensayo y comprobación del buen funcionamiento y alineación de la articulación de tobillo.

1.3 MARCO TEÓRICO

Al hablar de prótesis de miembro inferior se debe comprender los tipos de amputación y las diferentes causas a las que se debe entender el funcionamiento del miembro amputado, sus diferentes movimientos, grados de libertad. Con el fin de darle solución acercándose más al miembro amputado.

1.3.1 AMPUTACIÓN

La amputación es el procedimiento por el cual se separa o se corta un miembro o parte del cuerpo pasando por uno o más huesos, el término amputación se emplea también para la desarticulación la cual es la separación a través de una articulación [6].

1.3.1.1 Nivel de amputación en miembro inferior

Para el miembro inferior existen diferentes niveles de amputación en donde se encuentra la pérdida de miembro como se muestra a continuación [6].

1.3.1.1.1 Amputación de pie

Las amputaciones al nivel del pie varían ya que en este se encuentran una cantidad representativa de huesos por lo tanto van desde la amputación de un dedo hasta la amputación del tarso [7].



Figura 2 Amputación de pie [7].

1.3.1.1.2 Amputación transtibial

En la amputación transtibial se corta la tibia y el peroné. En este caso se necesita un pie, adaptadores, elementos de unión y el encaje más conocido como socket el cual en ocasiones entra en contacto directo con el muñón. En ocasiones los pacientes usan fundas cosméticas para hacer más discreta visualmente la prótesis [7].



Figura 3 Amputación transtibial [7].

1.3.1.1.3 Desarticulación de rodilla

Esta es producida cuando se corta la articulación de la rodilla esto permite conservar el musculo intacto. En este caso se necesita una articulación de rodilla, un pie, adaptadores, elementos de unión y el encaje más conocido como socket el cual en ocasiones entra en contacto directo con el muñón. En ocasiones los pacientes usan fundas cosméticas para hacer más discreta visualmente la prótesis [7].



Figura 4 Desarticulación de rodilla [7].

1.3.1.1.4 Desarticulación de transfemoral

En la amputación transfemoral se corta el fémur y se presenta una afectación muscular. En este caso se necesita una articulación de rodilla, un pie, adaptadores, elementos de unión y el encaje más conocido como socket [7].



Figura 5 Desarticulación de transfemoral [7].

1.3.1.1.5 Desarticulación de la cadera

Esta es producida cuando se corta en el área de la articulación de la cadera. En este caso se necesita una articulación de cadera, una articulación de rodilla, un pie, adaptadores, elementos de unión y el encaje más conocido como socket el cual en ocasiones entra en contacto directo con el muñón. En ocasiones los pacientes usan fundas cosméticas para hacer más discreta visualmente la prótesis [7].



Figura 6 Desarticulación de la cadera [7].

1.3.1.1.6 Hemipelvectomía

En la amputación de Hemipelvectomia se corta la pierna y parte de la pelvis. En este caso se necesita una articulación de cadera, una articulación de rodilla, un pie, adaptadores, elementos de unión y el encaje más conocido como socket el cual en ocasiones entra en contacto directo con el muñón. En ocasiones los pacientes usan fundas cosméticas para hacer más discreta visualmente la prótesis [7].

1.3.2 MUÑÓN

Zona resultante después de la amputación, la cual debe tener un brazo de palanca para el manejo de una prótesis, esta zona debe ser indolora y con la capacidad de soportar el rozamiento y la presión. Cuando el muñón no está en capacidad para soportar una prótesis se le llama muñón patológico [8].

1.3.3 BIOMECÁNICA

El ciclo de la marcha empieza cuando el pie entra en contacto con el suelo y termina con el siguiente contacto del mismo pie con el suelo. Los dos mayores componentes de la marcha son: la fase de apoyo la cual le corresponde el 60% del ciclo y la fase de balanceo que le corresponde el 40% restante. Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y se encuentra en fase de balanceo cuando no está en contacto con el suelo. El apoyo sencillo se refiere cuando solo un pie está en contacto con el suelo [9],[10].

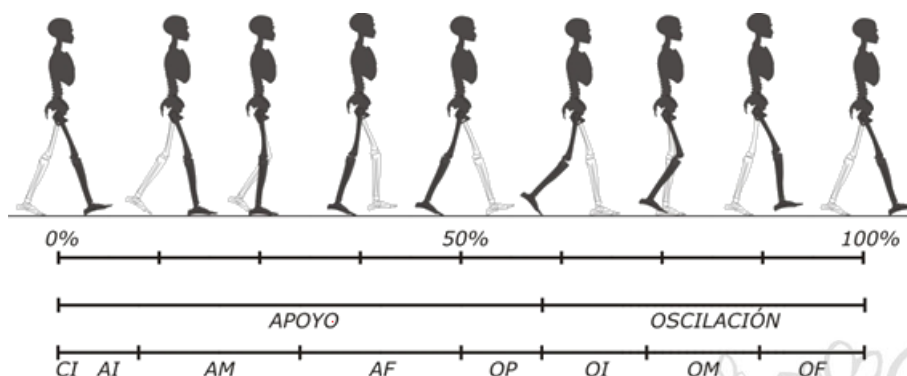


Figura 7 Fases de la marcha [11].

1.3.3.1 Fase de apoyo o de soporte

la fase de apoyo se divide en cinco sub fases, la primera sub fase es la de contacto inicial esta sub fase se encuentra entre el 0-2% del ciclo y es el momento cuando el pie entra en contacto con el suelo este contacto generalmente es en el talón, la segunda sub fase es la respuesta a la carga la cual es alrededor del 10% del ciclo y el contacto es en toda la planta del pie, la tercera sub fase es la de soporte medio esta sub fase se encuentra entre el 10% al 30% del ciclo de la marcha y el peso se distribuye a lo largo del pie y se realiza la rotación de la tibia sobre el pie estático, la cuarta sub fase es la de soporte terminal ocurre entre el 30% al 50% del ciclo de la marcha y es cuando el talón se levante con el fin de distribuye el peso en los dedos y por último la sub fase previa a la oscilación la cual ocurre entre el 50% y el 60 del ciclo de la marcha esto ocurre cuando el peso que soporta un pie se traslada al otro [12].

1.3.3.2 Fase o periodo de balanceo

La fase de balanceo se divide en tres sub fases, la primera sub fase es la de balanceo inicial dicha sub fase se encuentra entre el 50% y 73% del ciclo de la marcha, dicha fase comienza cuando los dedos pierden el contacto con el piso, la segunda sub fase es la de balanceo medio esta se encuentra entre el 73% y el 87% del ciclo de la marcha donde la rodilla alcanza la flexión máxima de manera que el pie permanezca sin tocar el suelo y por último se encuentra la sub fase de balanceo terminal donde se realiza un contacto inicial con el suelo [12].

1.3.3.3 Fuerza de reacción del suelo

Las fuerzas que se encuentran presentes durante el ciclo de la marcha son las de la gravedad, inercia, contracción muscular y las de reacción del suelo, en la Figura 8 se puede observar el % de peso corporal durante el ciclo en cada uno de los ejes [10].

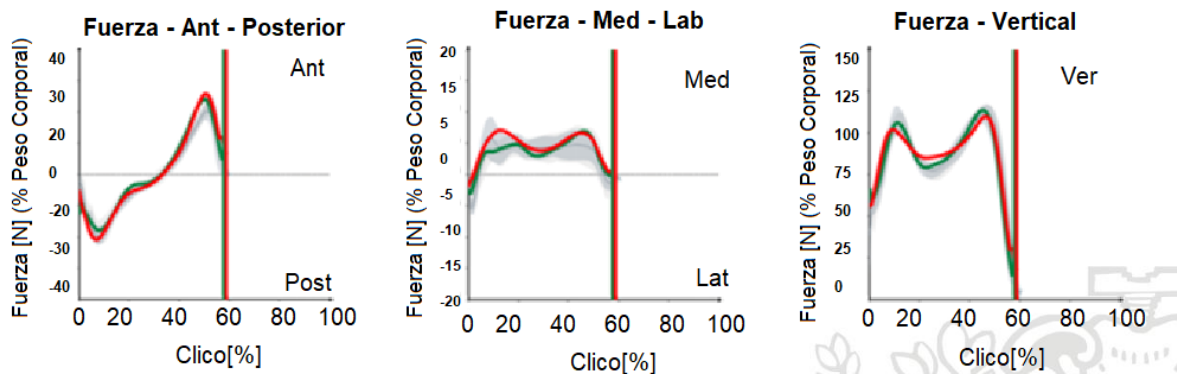


Figura 8 Valor de la fuerza de reacción en cada uno de los ejes [10].

1.3.3.4 MOVIMIENTO DEL PIE

EL movimiento del tobillo se da principalmente en plano sagital y se describe como flexión plantar el cual tiene un rango de movimiento de 40° a 55° y flexión dorsal el cual tiene un rango de movimiento de 10° a 20° . En el plano trasversal se da la aducción y la abducción las cuales disponen de una amplitud de movimiento de 35° a 45° . En el plano frontal se da la pronación y supinación las cuales tiene una amplitud de movimiento de 52° [4],[13].



Figura 9 Eje del tobillo y Pie [13].

1.3.4 MEDIDAS DE PIE Y RODILLA PROMEDIO COLOMBIANO

En la Figura 10 y Tabla 1 Se muestra las medidas de un pie y la altura de la rodilla promedio colombiano para las edades de 20 a 39 años.

**Sexo masculino
20 a 39 años**

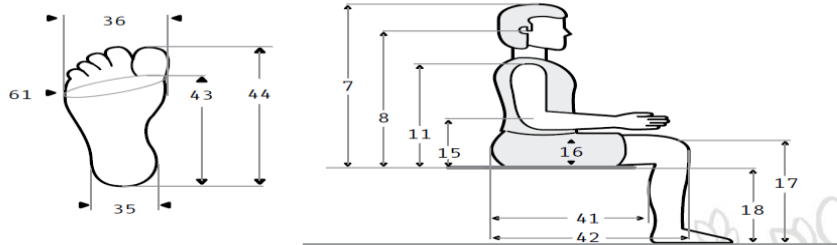


Figura 10 Pie promedio Colombiano [14].

Tabla 1 Pie y rodilla promedio colombiana [14].

Dimensiones		20 - 29 años (n= 487)					30 - 39 años (n= 447)				
				Percentiles					Percentiles		
			D.E	5	50	95		D.E	5	50	95
17	Altura de la rodilla	53	2.6	49	53	57	52	2.5	48	53	56
35	Anchura de talón	6.6	0.5	5.9	6.7	7.5	6.8	0.5	6	6.8	7.6
36	Anchura de pie	9.8	0.5	9	9.9	11	9.9	0.5	9.1	9.9	11
43	Largura planta del pie	20	1	19	20	22	20	0.9	19	20	22
44	Largura de pie	25	1.2	24	25	28	25	1.2	23	25	27

1.3.5 PRÓTESIS

Una prótesis es un aparato externo para reemplazar total o parcialmente un segmento de un miembro o deficiente. Incluye cualquier dispositivo de este en el interior del cuerpo humano para fines funcionales, estéticos [15].

1.3.5.1 TIPOS DE PRÓTESIS DE PIE

Pie de tres-ejes Trustep

Fue el primer pie protésico en ofrecer un movimiento correcto en todos los planos, permitiendo un movimiento vertical, rotacional y estabilidad. El pie permite una marcha natural en cualquier terreno [16].



Figura 11 Pie de tres-ejes Trustep [16].

Pie de tres-ejes Venture Energie

Está diseñado para personas un nivel de actividad alto, el movimiento ocurre en los 3 planos: sagital, coronal y transversal. El cual se asemeja a la anatomía del pie real y se acomoda en los diferentes terrenos [16].



Figura 12 Pie de tres-ejes Ventura Energie [16].

Pie transtibial foot model I

Esta prótesis está diseñada para pacientes con baja actividad física con un peso max de 100 kg. Esta prótesis fue diseñada por medio de la manufactura aditiva (FDM) con un peso de 524 g el cual restringe el movimiento de tobillo debido a que solo cuenta con dos grados de libertad [17],[18].



Figura 13 Foot Model I [17].

Pie de Low cost 3D printable

Esta prótesis está diseñada para un uso de nivel bajo. Esta el almacenamiento y retorno de la energía la cual mejora considerablemente la marcha de los pacientes, tiene un peso de 322g y el material usado fue PLA [19],[18].



Figura 14 Pie Low cost 3D printable [19].

Pie de prótesis almidón de maíz

El proyecto de Juan Pablo Muñoz, busca ofrecer prótesis a bajo costo por medio de la impresión 3D. El material utilizado en esta prótesis es el PLA el cual es biodegradable y esta echo en base de almidón de maíz [20].



Figura 15 Pie de prótesis almidón de maíz [20].

Pie CRE-004

La prótesis CRE-004 se compone de 13 piezas, diseñada por Angung Dwi Juaniato en Indonesia usando la manufactura aditiva en todas sus piezas exceptuando el tubo de ensamble y el resorte [21].



Figura 16 CRE-004 Cryptic Pattern Leg Prosthesis [21].

Prótesis Transfemoral con materiales 3D

La prótesis se compone de una rodilla superior, rodilla inferior, eje central, eje posterior y punta de pie las cuales están fabricadas de PLA por medio de impresión 3D, al ser un biopolímero el tiempo de vida puede variar entre 8-10 meses [22].

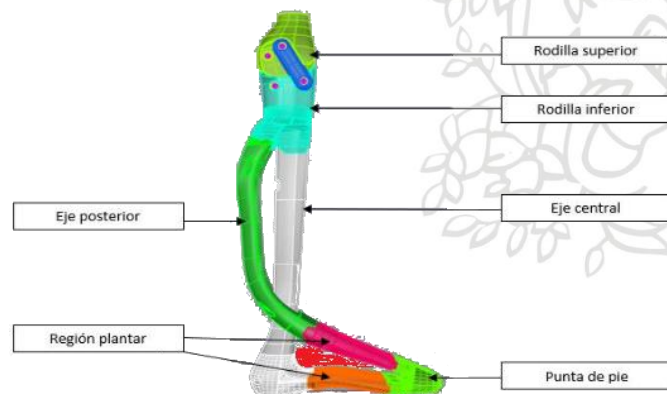


Figura 17 Pierna futurista [22].

1.3.6 MATERIALES DE FABRICACIÓN EN IMPRESIÓN 3D

En la Tabla 2 se observa las principales tecnologías de fabricación digital aditiva (TFDA) en la impresión 3D, en este método se utilizan diversos materiales con características y cualidades totalmente diferentes, con aspectos positivos y negativos dándole un diferenciador a cada tecnología [18],[23].

Tabla 2. Tecnologías de fabricación digital aditiva [23].

TECNOLOGÍA	MATERIALES	VENTAJAS Y DESVENTAJAS	RECOMENDACIONES
Estereografía	Resina fotosensible	Alta precisión con un buen acabado, las desventajas es su alto costo y los materiales que utiliza.	Se aconseja no realizar prototipos funcionales en ocasiones.
Polyjet	Resina fotosensible	Alta precisión con un buen acabado, las desventajas es su alto costo y los materiales que utiliza.	Se aconseja no realizar prototipos funcionales en ocasiones.
Deposición de hilo fundido (FDM)	Polímeros: ABS, PLA, PCL, TPU, policarbonato entre otros	Materiales a bajo costo permite hacer prototipos funcionales, la desventaja principal es el cavado superficial.	Es recomendado para bajas producciones.
Inyección de aglutinante	Compuestos cerámico-polimérico(impresora modelo Zprinter).	Impresiones más rápidas en comparación con las otras tecnologías, tiene buena calidad en la impresión , una de sus desventajas es que los materiales empleados tienen bajas propiedades mecánicas	Se recomienda para moldes de apariencia.
Sinterizado Selectivo con Laser (LS)	Polímeros (nylon, poliestireno) cerámico y vidrio	No requiere soportes y tiene buenas propiedades mecánicas, la desventaja es que es un proceso lento y con acabado superficial poroso	Se recomienda para prototipos funcionales y bajas producciones.
Sinterizado Laser Directo en Metal(DMLS)	Metales: acero, aluminio, titanio y aleaciones.	No requiere soportes y tiene buenas propiedades mecánicas, la desventaja es que es un proceso lento y con acabado superficial poroso	Se recomienda para prototipos funcionales y bajas producciones.

1.3.7 ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS (FEA)

El análisis de elementos finitos (FEA) es un método empleado por computadora para predecir las reacciones ante las fuerzas, vibraciones, el calor, el flujo de fluidos y otros efectos físicos del mundo real en un producto, donde el producto o sistema a evaluar se representa de manera similar por medio de un modelo geométrico. [24][25]

En cada elemento del producto o sistema se aplican las ecuaciones de equilibrio, teniendo en cuenta las diferentes consideraciones físicas, con el fin de construir un sistema de ecuaciones algebraicas simultáneas. Dichas ecuaciones se resuelven mediante técnicas de álgebra lineal o esquemas numéricos no lineales. Siendo un método aproximado a la realidad, la precisión del mismo se puede mejorar mediante un refinamiento de malla utilizando más elementos y nodos [24].

1.3.8 METODOLOGÍAS DE DISEÑO DE PRODUCTOS

En las Figura 18 observar el proceso de rediseño de productos por pahl & beits y el la Figura 19 se observa el proceso de diseño recomendado por Cross [26],[27].



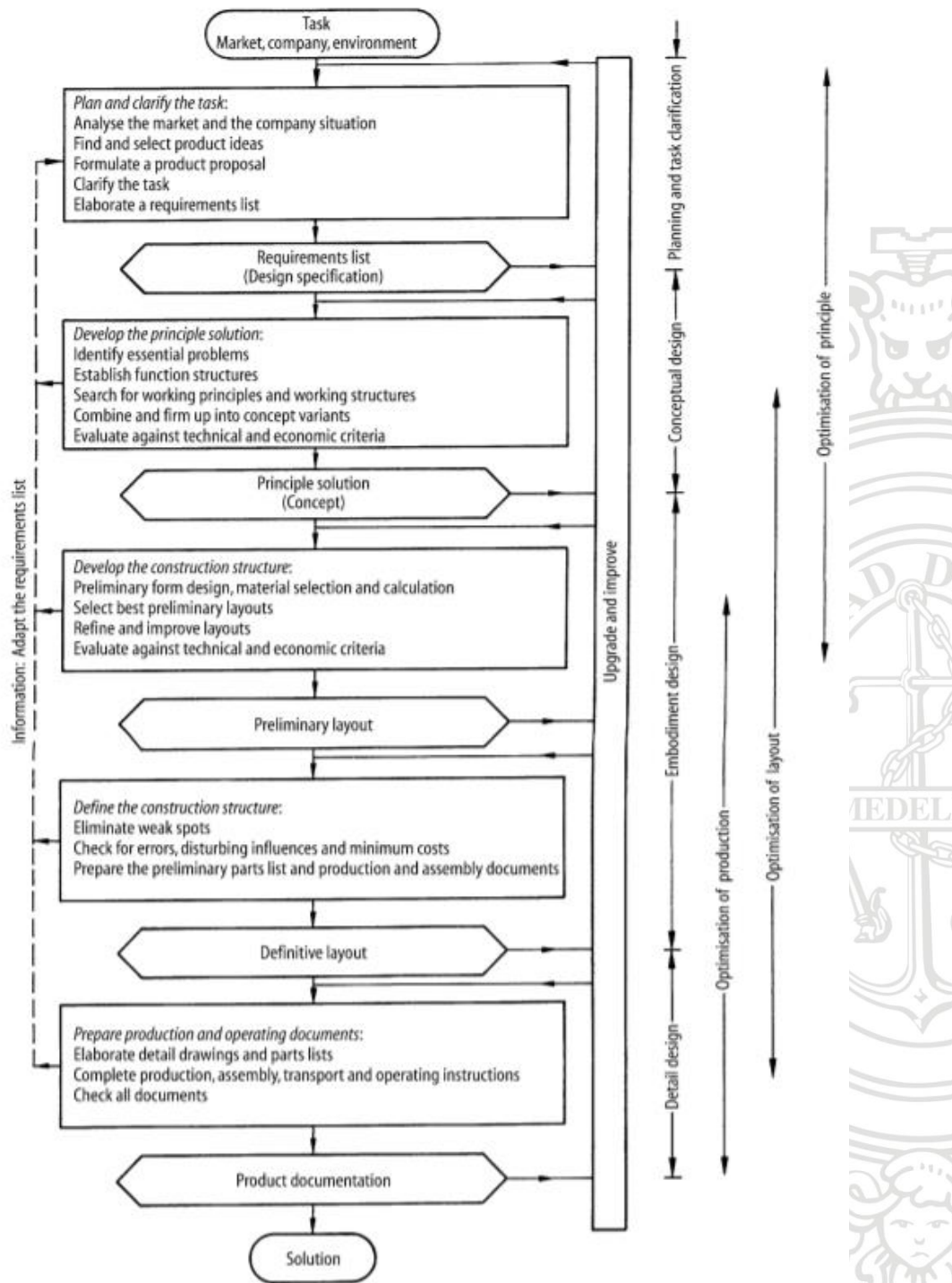


Figura 18. Diseño de producción Pahl & Beitz [27].

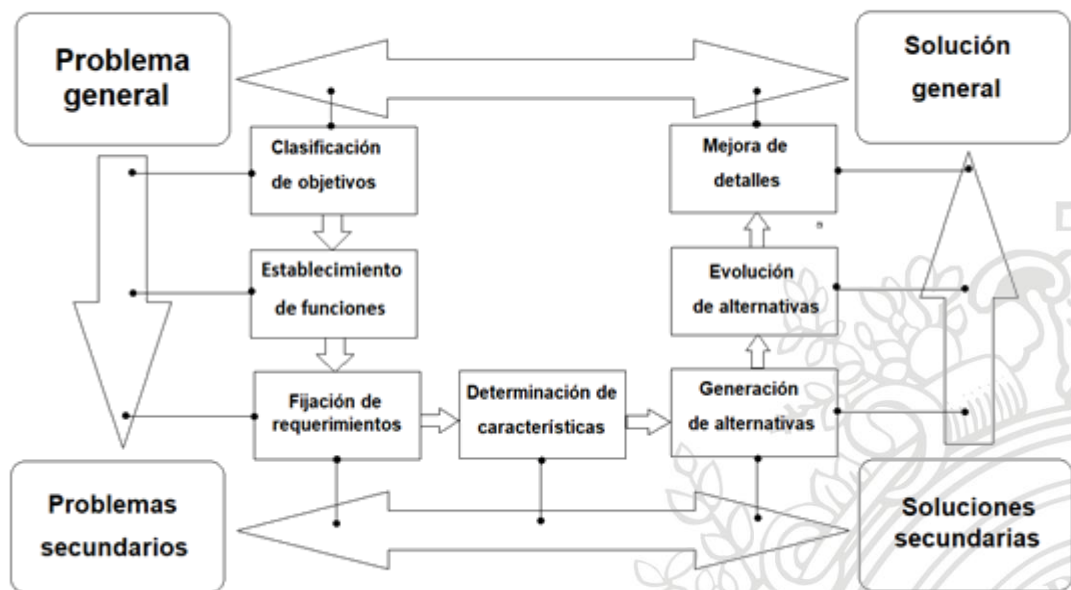


Figura 19. Diseño de producción Nigel Cross [26].

2. METODOLOGÍA

2.1 RECOPIACIÓN DE INFORMACIÓN

En la primera fase del proyecto se realizó una recopilación de información relevante con la cual se realizó el diseño de un pie protésico multi-eje, el cual se enfocó en los siguientes aspectos: modelos existentes en 3D, modelos existentes en el mercado (multi-ejes), simulación, materiales, entre otros. Los datos recogidos se analizaron y con ellos se plantearon los requerimientos para realizar el diseño conceptual de una prótesis de tobillo multi-eje económico, funcional y adaptable.

2.2 DISEÑO CONCEPTUAL

El diseño conceptual nos permite identificar las necesidades, definir el problema, analizar, optimizar y evaluar los diferentes aspectos del proyecto. Donde en primera instancia se identifica el problema con la ayuda de la información obtenida en la etapa previa. Posteriormente, se definen las especificaciones básicas del producto y luego se buscan alternativas las cuales den solución a las especificaciones planteadas anteriormente, dichas alternativas se plasman en bocetos y diseños a partir de los mismos. Finalmente, se analizan las diferentes propuestas donde se escogen las que mejor cumplan con las especificaciones dadas y optimizando los diseños elegidos. Se evalúa cada diseño determinando la mejor solución [28].

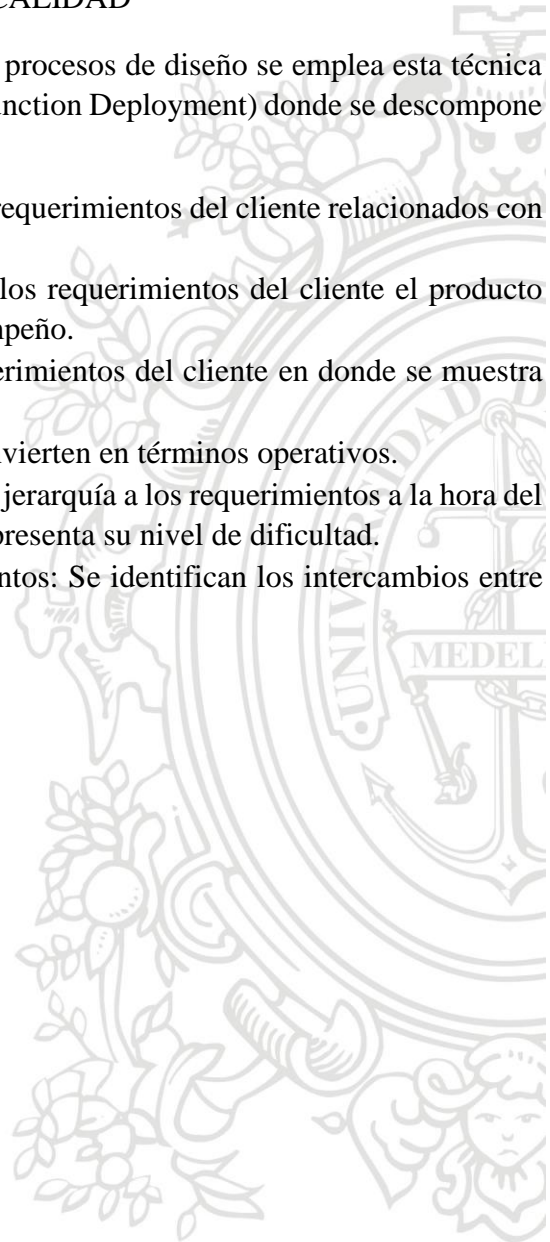
2.2.1 ESPECIFICACIONES DEL PRODUCTO

Con base en las necesidades del cliente, a las cuales se les da una interpretación para encontrar unas especificaciones que definen las características del producto, dichas especificaciones deben ser mensurables para así responder a los requerimientos o solicitudes del cliente [28].

2.2.2 DESPLIEGUE DE LA FUNCIÓN DE CALIDAD

Con el fin de lograr una mejora continua en los procesos de diseño se emplea esta técnica llamada QDF por sus siglas en inglés (Quality function Deployment) donde se descompone por seis etapas las cuales son:

- Input del cliente: Concite en determinar los requerimientos del cliente relacionados con el producto.
- Requerimientos del fabricante: Para lograr los requerimientos del cliente el producto debe tener ciertas especificaciones de desempeño.
- Matriz de planeación: Se traducen los requerimientos del cliente en donde se muestra si se satisface o sobrepasa los mismos.
- Relaciones: Los requisitos del cliente se convierten en términos operativos.
- Lista de los requerimientos críticos: Se le da jerarquía a los requerimientos a la hora del diseño donde se les da un puntaje el cual representa su nivel de dificultad.
- Interacciones con respecto a los requerimientos: Se identifican los intercambios entre los requerimientos.



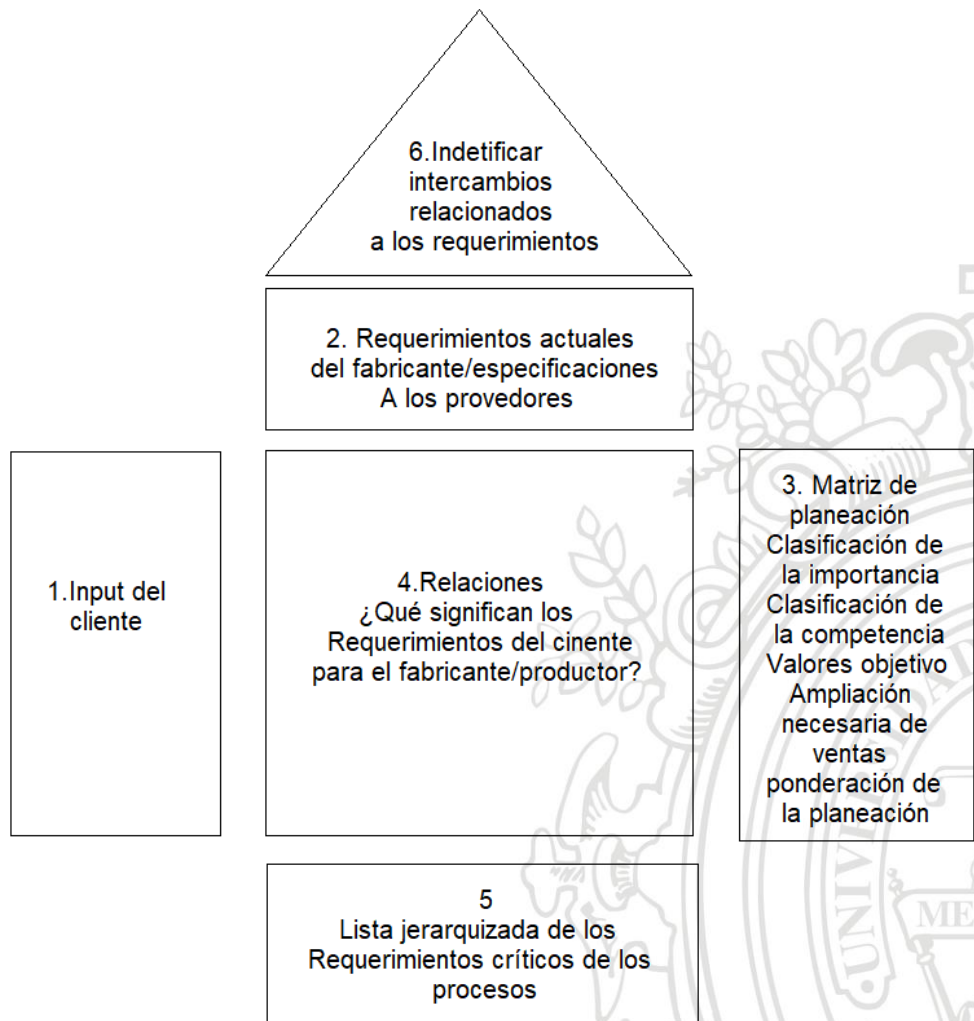


Figura 20. Matriz QFD [29].

2.2.3 GENERACIÓN DEL CONCEPTO

Esta fase del diseño se enfoca en lo que debe lograr el nuevo diseño mas no en cómo se logra para ello se representa de la manera más simple posible para ello se utiliza una “caja negra” la cual convierte “entradas” en “salidas”. La “caja negra” contiene todas las funciones estas deben ser globales y lo más amplias posibles [26].

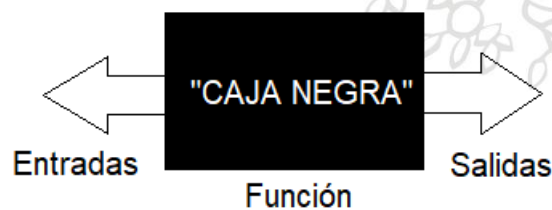


Figura 21. El modelo de sistemas de la “caja negra” [26].

Posteriormente, se elaborará un diagrama de bloques donde se encuentren todas las funciones secundarias las cuales se enlazan mediante las entradas y salidas expuestas en la “caja negra” como se observa en la Figura 22 de esta forma se satisface la función general del dispositivo. Se vuelve a dibujar la “caja negra” original como una “caja blanca o transparente” donde se observa las funciones secundarias y sus enlaces [26].

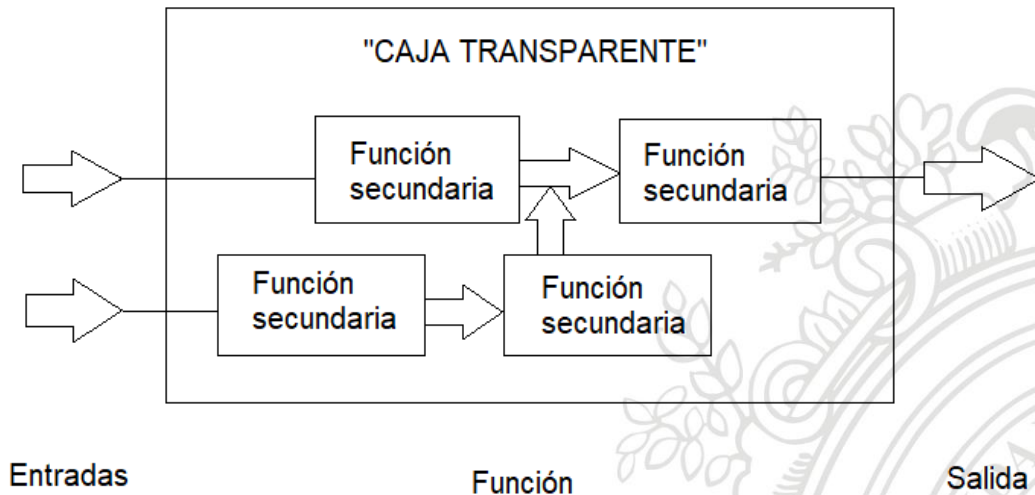


Figura 22. Modelo de la "caja Transparente" [26].

2.2.4 CONSTRUCCIÓN DE BOCETO MEDIANTE HERRAMIENTA CAD

Por medio de la del software inventor se realizó el modelo de la prótesis de tobillo la cual se compone por tres piezas, inventor proporciona diferentes herramientas para que los usuarios puedan realizar modelado 3D principalmente para diseños mecánicos, y, adicionalmente, permite la documentación y simulación de los mismos [25].

2.3 DISEÑO DE DETALLE Y SELECCIÓN DE LOS MATERIALES ADECUADOS MEDIANTE SIMULACIONES

En esta etapa se realizaron los cálculos para encontrar el punto de aplicación de la fuerza, posteriormente se realizaron las simulaciones de la articulación de tobillo por medio del software ANSYS. Durante las simulaciones se variaron los materiales usando los datos suministrados por los diferentes fabricantes de dichos materiales (Nailon, PLA, ABS y PET) en el caso de los materiales rígidos. Para el material flexible, se empleó TPU por ser el más comercial entre los filamentos flexibles, para este caso se realizaron ensayos de compresión para diferentes densidades donde se ve como varían los esfuerzos y el desplazamiento dependiendo de la densidad del material.

3. RESULTADOS

3.1 DISEÑO DE CONCEPTO

3.1.1 ESPECIFICACIONES DE DISEÑO DE PRODUCTOS

En la Tabla 3 se observan las necesidades que se tuvieron en cuenta en el proceso de diseño con su interpretación y el impacto tienen en el diseño.

Tabla 3. Especificaciones de la articulación de tobillo.

	NUM	NECESIDAD	INTERPRETACION	IMPORTANCIA	METRICA	UNIDAD	VALOR
PDS	1	PESO ADECUADO PARA FACILITAR LA MARCHA	EI PESO PERIMITE UNA MARCHA DE MANERA NORMAL	5	gramos	g	<25
			EL MATERIAL DE LA PROTESIS CUMPLE CON LAS CARACTERISTICAS MECANICAS	5	FUERZA	N	>=1250
	2	BAJO COSTO	EL COSTO DEL PRODUCTO UNITARIO DEL TOBILLO NO SUPERA LOS 100MIL PESOS	4	COSTO	Pesos colombianos	<100000
	3	FACIL ACOPLA A OTRAS PROTESIS	LA PROTESIS SE ACOPLA A SISTEMAS DE FIJACION ESTANDAR	3	-	-	-
			LA PROTESIS SE ADAPTA A ACOPLAS ESTADARES DE VASTAGOS	3	-	-	-
	4	MOVIMIENTO DEL PIE EN LOS DIFERENTES EJES DE ROTACION	MOVIMIENTO DE DORSIFLEXION	3	grados	grados	10° a 30°
			MOVIMIENTO DE FLEXOPLANTAR	3	grados	grados	30° a 50°
			MOVIMIENTO DE INVERSION	3	grados	grados	<=30
			MOVIMIENTO DE EVERSION	3	grados	grados	<=10
	5	ALMACENA ENERGIA	LA PROTESIS ALMACENA ENERGIA PARA AYUDAR EN LA MARCHA	2	CONSTANTE ELASTICA	NUMERO	>0

3.1.2 DESPLIEGUE DE LA FUNCIÓN DE CALIDAD

En este numeral se presenta la casa de la calidad o más conocida como QDF, tal como se ilustra en la Figura 23 para la articulación de tobillo, la cual se descompone en seis etapas las cuales se muestran en los numerales 3.1.2.1, 3.1.2.2, 3.1.2.3, 3.1.2.4, 3.1.2.5, 3.1.2.6.

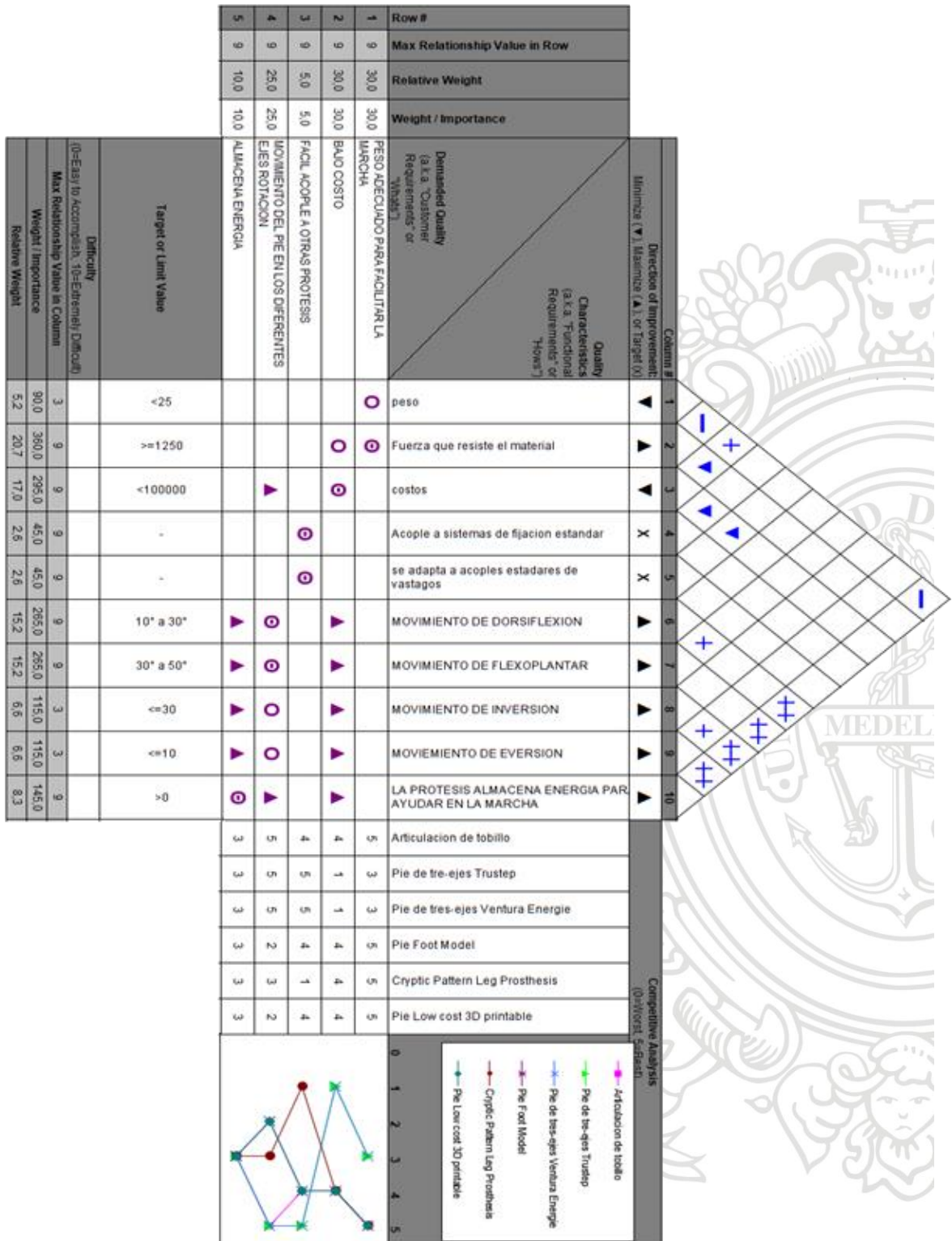


Figura 23 Despliegue de la función de calidad o Casa de la calidad [30].

3.1.2.1 VOZ DEL CLIENTE

Se determinaron los requerimientos del cliente, los cuales son determinantes a la hora del proceso del diseño y de la mejora continua. En la Figura 24 se muestra los requerimientos del cliente.

Row #	Max Relationship Value in Row	Relative Weight	Weight / Importance	Demanded Quality (a.k.a. "Customer Requirements" or "Whats")	Quality Characteristics (a.k.a. "Functional Requirements" or "Hows")
1	9	30,0	30,0	PESO ADECUADO PARA FACILITAR LA MARCHA	
2	9	30,0	30,0	BAJO COSTO	
3	9	5,0	5,0	FACIL ACOPLA A OTRAS PROTESIS	
4	9	25,0	25,0	MOVIMIENTO DEL PIE EN LOS DIFERENTES EJES ROTACION	
5	9	10,0	10,0	ALMACENA ENERGIA	

Figura 24 Voz del cliente [30].

3.1.2.2 REQUERIMIENTOS DEL FABRICANTE

Con el fin de cumplir los requerimientos del cliente se deben cumplir las especificaciones planteadas en la Figura 25.

Column #	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Direction of Improvement: Minimize (▼), Maximize (▲), or Target (X)	▼	▲	▼	X	X	▲	▲	▲	▲	▲
Quality Characteristics (a.k.a. "Functional Requirements" or "Hows")		Fuerza que resiste el material	costos	Acople a sistemas de fijacion estandar	se adapta a acoples estadares de vastagos	MOVIMIENTO DE DORSIFLEXION	MOVIMIENTO DE FLEXOPLANTAR	MOVIMIENTO DE INVERSION	MOVIMIENTO DE EVERSION	LA PROTESIS ALMACENA ENERGIA PARA AYUDAR EN LA MARCHA
Demanded Quality (a.k.a. "Customer Requirements" or "Whats")	peso									

Figura 25 Requerimientos de fabricación [30].

3.1.2.3 RELACIONES

En este numeral se relaciona los requerimientos del cliente con las especificaciones planteadas como se observa en la Figura 26 y su nivel de importancia la cual se puede ver en la Figura 27.

Row #	Max Relationship Value in Row	Relative Weight	Weight / Importance	D demanded Quality (a.k.a. "Customer Requirements" or "Whats")	Column #									
					Direction of Improvement: Minimize (▼), Maximize (▲), or Target (X)									
				Quality Characteristics (a.k.a. "Functional Requirements" or "Hows")	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
					▼	▲	▼	X	X	▲	▲	▲	▲	▲
					peso	Fuerza que resiste el material	costos	Acople a sistemas de fijacion estandar	se adapta a acoples estadares de vastagos	MOVIMIENTO DE DORSIFLEXION	MOVIMIENTO DE FLEXOPLANTAR	MOVIMIENTO DE INVERSION	MOVIMIENTO DE EVERSION	LA PROTESIS ALMACENA ENERGIA PARA AYUDAR EN LA MARCHA
1	9	30,0	30,0	PESO ADECUADO PARA FACILITAR LA MARCHA	○	○								
2	9	30,0	30,0	BAJO COSTO		○	○			▲	▲	▲	▲	▲
3	9	5,0	5,0	FACIL ACOPLE A OTRAS PROTESIS				○	○					
4	9	25,0	25,0	MOVIMIENTO DEL PIE EN LOS DIFERENTES EJES ROTACION			▲			○	○	○	○	▲
5	9	10,0	10,0	ALMACENA ENERGIA						▲	▲	▲	▲	○

Figura 26 Relación entre requerimientos y especificaciones [30].

Legend		
○	Strong Relationship	9
○	Moderate Relationship	3
▲	Weak Relationship	1
+	Strong Positive Correlation	
+	Positive Correlation	
-	Negative Correlation	
▼	Strong Negative Correlation	
▼	Objective Is To Minimize	
▲	Objective Is To Maximize	
X	Objective Is To Hit Target	

Figura 27 Significado de simbología [30].

3.1.2.4 LISTA JERÁRQUICA DE LOS REQUERIMIENTOS CRÍTICOS

En la Figura 28 se puede ver la jerarquía de las especificaciones con esto se puede ver la dificultad para lograr las especificaciones dadas y su nivel de importancia a la hora del diseño.

	▼	▲	▼	X	X	▲	▲	▲	▲	▲
	peso	Fuerza que resiste el material	costos	Acople a sistemas de fijacion estandar	se adapta a acoples estadares de vastagos	MOVIMIENTO DE DORSIFLEXION	MOVIMIENTO DE FLEXOPLANTAR	MOVIMIENTO DE INVERSION	MOVIMIENTO DE EVERSION	LA PROTESIS ALMACENA ENERGIA PARA AYUDAR EN LA MARCHA
Target or Limit Value	<=5	>=1250	<100000	.	.	10° a 30°	30° a 50°	<=30	<=10	>=0
Difficulty (0=Easy to Accomplish, 10=Extremely Difficult)										
Max Relationship Value in Column	3	9	9	9	9	9	9	3	3	9
Weight / Importance	90,0	360,0	295,0	45,0	45,0	265,0	265,0	115,0	115,0	145,0
Relative Weight	5,2	20,7	17,0	2,6	2,6	15,2	15,2	6,6	6,6	8,3

Figura 28 Lista jerárquica de los requerimientos [30].

3.1.2.5 INTERACCIONES CON RESPECTO A LOS REQUERIMIENTOS

Se identificaron las interacciones entre los requerimientos de cómo estos se afectan entre sí, con el fin de lograr un balance entre los mismo a la hora del diseño.

3.1.2.6 MATRIZ DE PLANEACIÓN

Nos permitió compararnos con la competencia objetivamente con el fin de ver que tan competitivo es nuestro producto para el mercado.

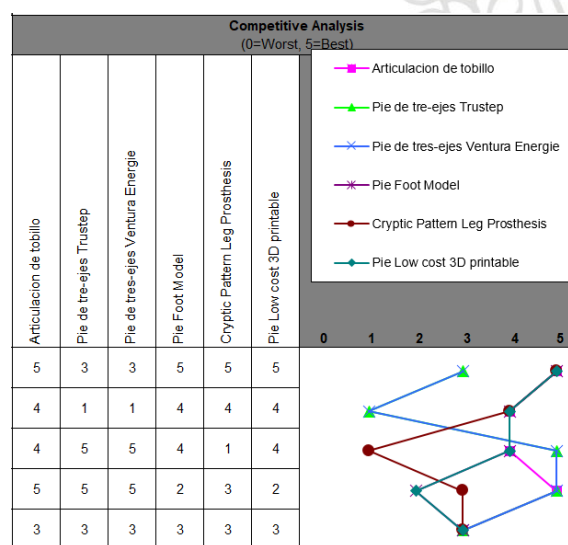


Figura 29 Matriz de planeación [30].

3.1.3 GENERACIÓN DEL CONCEPTO

Esta etapa del diseño nos permitió encontrar los flujos de entrada, los flujos salida y sus interacciones.

- CAJA NEGRA

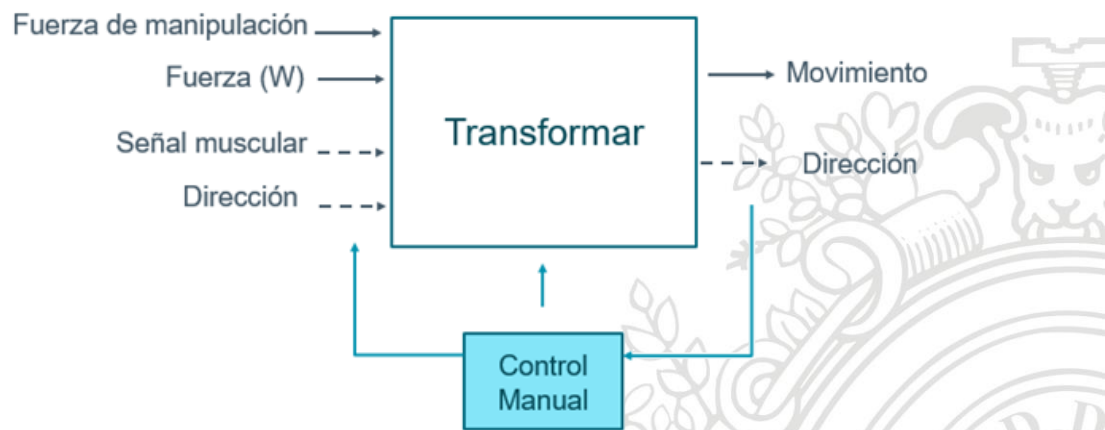


Figura 30. Caja Negra.

- CAJA TRASPARENTE

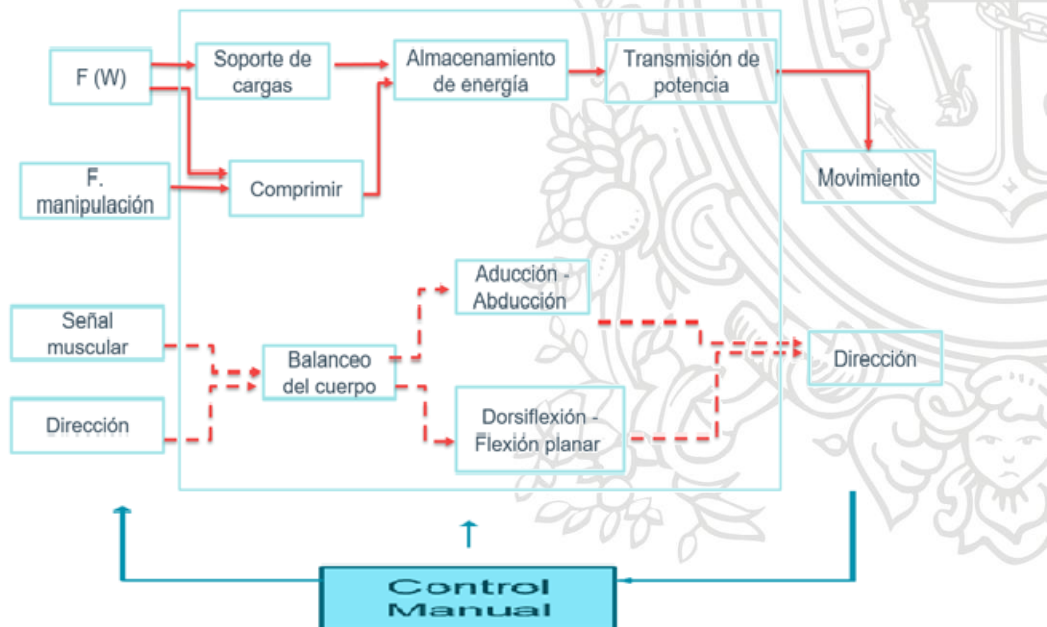


Figura 31. Caja Transparente.

3.1.4 CONSTRUCCIÓN DE BOCETO MEDIANTE HERRAMIENTA CAD

En la Figura 32 se observa el prototipo realizado con un acople de pie para su posterior evaluación por medio de simulación y la selección del material más apropiado.

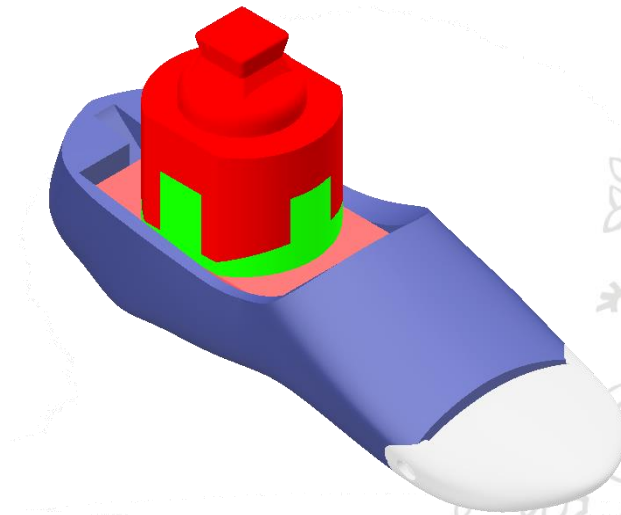


Figura 32 Pie multi-eje.

3.2 DISEÑO DE DETALLE

3.2.1 CÁLCULOS

En el proceso de alineación de la carga se tuvo en cuenta lo estipulado por la norma técnica Colombia 4424-3, donde se estipula la aplicación de la carga en el miembro inferior. Con la Ecuación 1 y Ecuación 2 se encuentra el punto de aplicación de la carga en el plano de referencia U_x para el tobillo, en la Figura 33 se observan los diferentes planos con la línea de la carga para pierna izquierda y derecha [31].

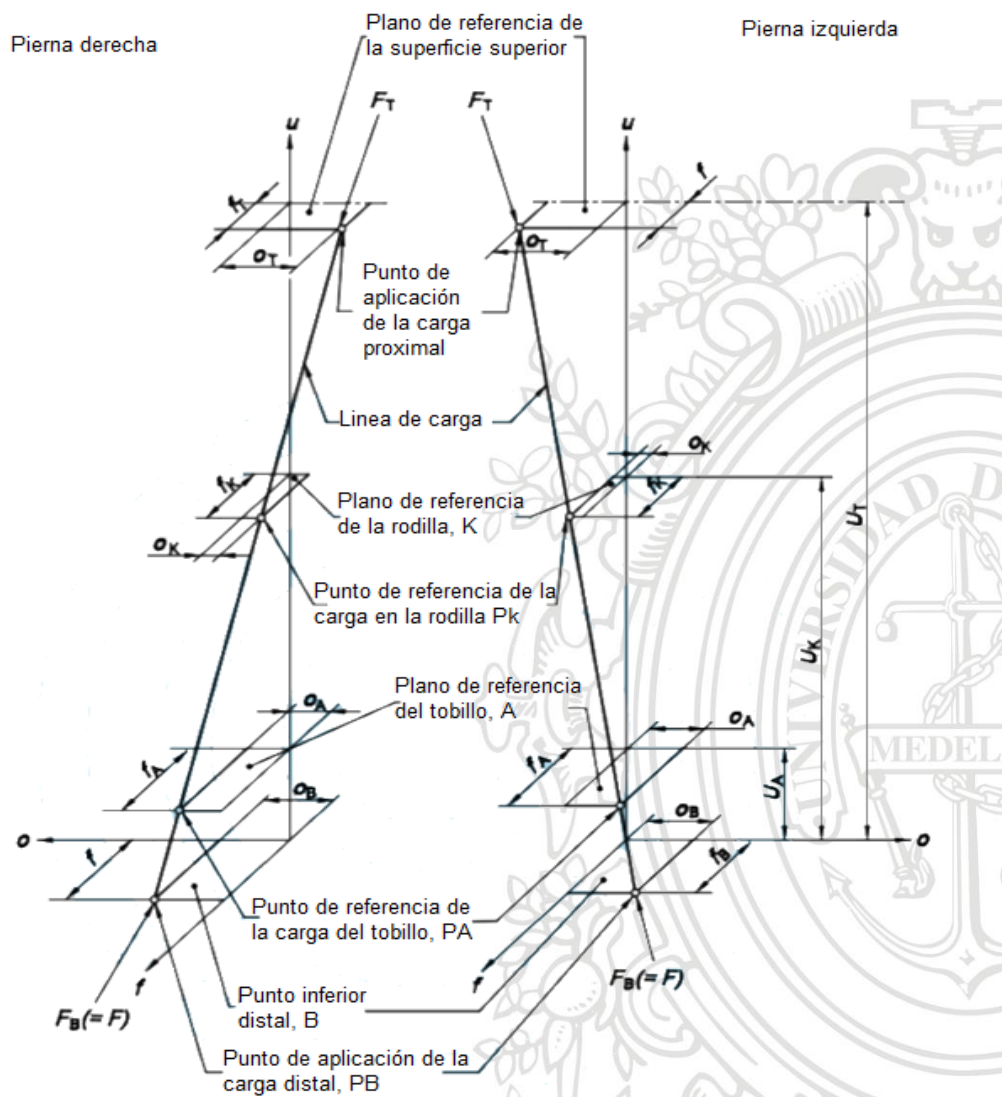


Figura 33 Planos de referencia, líneas de referencia, puntos de referencia y prueba de fuerza F [31].

Ecuación 1. Cálculo de la coordenada f para cualquier altura [31].

$$f_x = f_k + \left[\frac{(f_k - f_a) - (U_x - U_k)}{U_k - U_A} \right]$$

Ecuación 2 Cálculo de la coordenada O para cualquier altura [31].

$$O_x = O_k + \left[\frac{(O_k - O_a) - (U_x - U_k)}{U_k - U_A} \right]$$

En Tabla 4 se muestra la configuración de prueba para las condiciones de carga I y condición de carga II en las pruebas de ensayo estático y prueba cíclica.

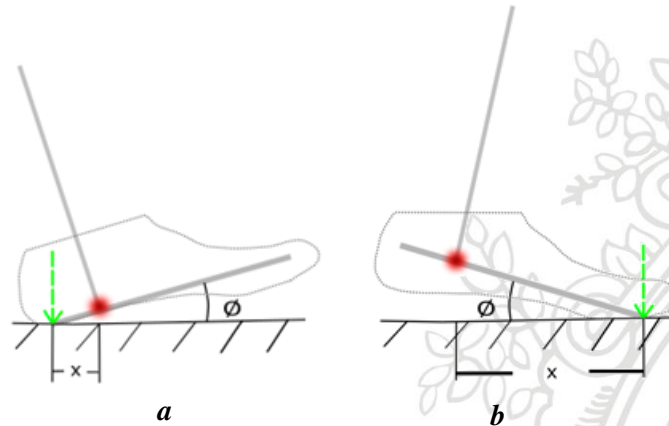


Figura 34 **a** Carga para el Caso I. **b** Carga para el Caso II.

Tabla 4 Configuraciones de prueba para condiciones de carga I y II [31].

Plano de referencia	Dirección	Desplazamiento	
		A100	
		Condición de carga	
		I	II
Arriba	F_t	82 mm	55 mm
	O_t	-79 mm	-40 mm
Rodilla	F_k	52 mm	72 mm
	O_k	-50 mm	-35 mm
Tobillo	F_a	-32 mm	120 mm
	O_a	30 mm	-22 mm
Abajo	F_b	-48 mm	129 mm
	O_b	45 mm	-19 mm

Para encontrar el punto de aplicación de la carga se tuvieron en cuenta la Ecuación 1 y la Ecuación 2. Para resolver dichas ecuaciones se utilizaron los datos suministrados por la Tabla 1 y la Tabla 4. La distancia del plano U_x se escogió de 400mm por facilidad a la hora de realizar el montaje en la máquina universal, la altura del plano de referencia del tobillo (U_a) es de 60mm este dato se toma de la NTC 4424-2, en la Tabla 5 se puede observar el punto de aplicación de la carga encontrado para el plano U_x .

Tabla 5 Punto de aplicación de la carga para prueba I y II.

F_{x-I}	F_{x-II}
24.1100196 mm	87.9371316 mm
O_{x-I}	O_{x-II}
-23.4381139 mm	-30.6836935 mm

Para encontrar el punto de aplicación para la prueba I y II en la planta del pie se tuvo en cuenta el largo de la misma y la anchura de talón las culés se pueden encontrar en la Tabla 1 y adicional mente se tuvo en cuenta el Angulo al cual se encuentra rotado en la fase de balanceo, este Angulo se puede observar en la Figura 35.

$\gamma: 7^\circ$

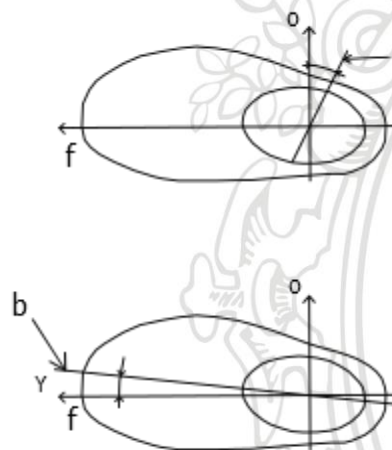


Figura 35. Alineación de la carga en ensayo estático [31].

A continuación, se encuentran los puntos O y f para la prueba I y para la prueba II.

Prueba I

Ecuación 3 Punto O en la condición de carga I [31].

$$O = \frac{\text{Anchura de talon}}{2} = 38\text{mm}$$

Ecuación 4 Punto f en la condición de carga II [31].

$$f = \text{largura planta de pie} * 0,25 = 55\text{mm}$$

Prueba II

Ecuación 5 Punto O en la condición de carga II [31].

$$f = \text{largura planta de pie} = 218\text{mm}$$

Ecuación 6 Punto de aplicación f en la condición de carga II [31].

$$O = f * \tan(7^\circ) = 26,77\text{mm}$$

3.2.2 MATERIALES

En la Tabla 6 se muestran los diferentes materiales con las características suministradas por diferentes probadores y el costo de los mismos, con el fin de caracterizar mejor el material empleado se realizaron ensayos de compresión para los filamentos de TPU y PLA de la marca 3DBOSTS debido a su economía.

Tabla 6 Materiales con sus características.

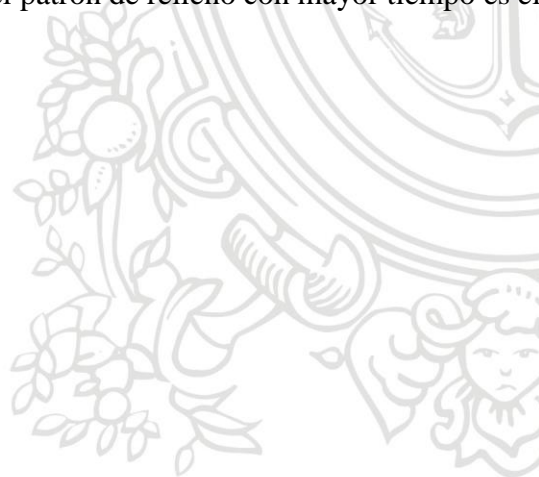
Material	Marca	Densidad [g/cm ³]	Temperatura de impresión[°C]	Temperatura cama	Velocidad de impresión	Modulo [Mpa]	Resistencia a la tracción	Resistencia a la flexión	Cantidad	Precio (\$)
Nailon	3DBOSTS	1.13	240-260	70-80	30mm/s	-	-	-	1000gr	125000
PLA	3DBOSTS	1.24	190-230	0	60 mm/s	-	21 Kpsi	8 Kpsi	1000gr	84500
ABS	3DBOSTS	1.04	220 -260	80-110	60 mm/s	-	6.8 Kpsi	11.2 Kpsi	1000gr	75000
TPU	3DBOSTS	1.25	190 -230	0	≈ 20 mm/s	-	-	-	800gr	125000
PETG	3DBOSTS	1.20 - 1.30	230°C -260	80 a 110	30 mm/s	-	-	-	1000gr	102000
Fibra carbono base PETG	3DBOSTS	1.18	190 -230	80 a 110	70 a 90 mm/s	-	-	-	800gr	120000
Nailon	Formfutura	-	-	-	-	7570	110	108	1000gr	150000
PLA	Formfutura	1.24	± 180 - 220	-	-	3310	110 Mpa	55.2 Mpa	1000gr	150000
ABS pro	Formfutura	1.05	245 - 275	108	-	2100	39.9 Mpa	72.7 Mpa	1000gr	155000
TPU	Formfutura	1.16	220 - 250	-	-	150	50.0 Mpa	-	1000gr	155000
PETG	Formfutura	1.27	220 - 260	-	-	1940	50Mpa	70.6 Mpa	1000gr	140000
Fibra carbono base PETG	Formfutura	1.19	230 - 265	-	-	3800	52.5 Mpa	-	1000gr	175000

3.2.2.1 Ensayos de Materiales

Se realizaron 63 ensayos de compresión para los siguientes materiales: PLA al cual se le varió la densidad y el patrón de relleno y TPU al que se le variaron la densidad de relleno. En la Figura 36 se observa como varía el tiempo según como se varía la densidad con respecto a los diferentes patrones de relleno para el PLA. En donde se encontró que el patrón de relleno con mayor tiempo de impresión es el Giroide y que el patrón de relleno de subdivisión cúbica es el que menor tiempo de impresión requiere a una densidad superior al 50%. A densidades menores a esta se encontró que el comportamiento es lineal y la máxima diferencia entre los diferentes tipos de relleno es del 5% en comparación cuando se realiza la impresión a una densidad del 75% cuya diferencia máxima es del 23%.

Por lo anterior los patrones de relleno seleccionados para las probetas fueron trihexagonal, subdivisión cúbica y giroide con el fin que patrón de relleno me ofrece mejores propiedades mecánicas con el menor tiempo de impresión en el caso de las probetas.

De los ensayos realizados se pudo observar que el patrón de relleno que me da mejores propiedades mecánicas es el trihexagonal en las diferentes densidades y adicionalmente se observó que los mayores esfuerzos se encuentran en el PLA 75% con un patrón de relleno trihexagonal por lo que esta configuración sería la más apropiada para piezas que requieran propiedades mecánicas a compresión como lo es la articulación de tobillo. Si se requiere reducir el tiempo de impresión no se recomienda cambiar a subdivisión cubica ya que bajando de porcentaje de relleno y empleando un patrón de relleno trihexagonal se reduce el tiempo de impresión y costos de material con propiedades mecánicas similares en el caso de las probetas, ya que los tiempos de impresión de los patrones de relleno cambian dependiendo de la geometría de la pieza, esto se debe a los desplazamientos que tiene que hacer la maquina en piezas asimétricas no son los mismo en todas las capaz por lo que no se puede afirmar que para todas las geometrías el patrón de relleno con mayor tiempo es el Giroide y que el menor es subdivisión cubica.



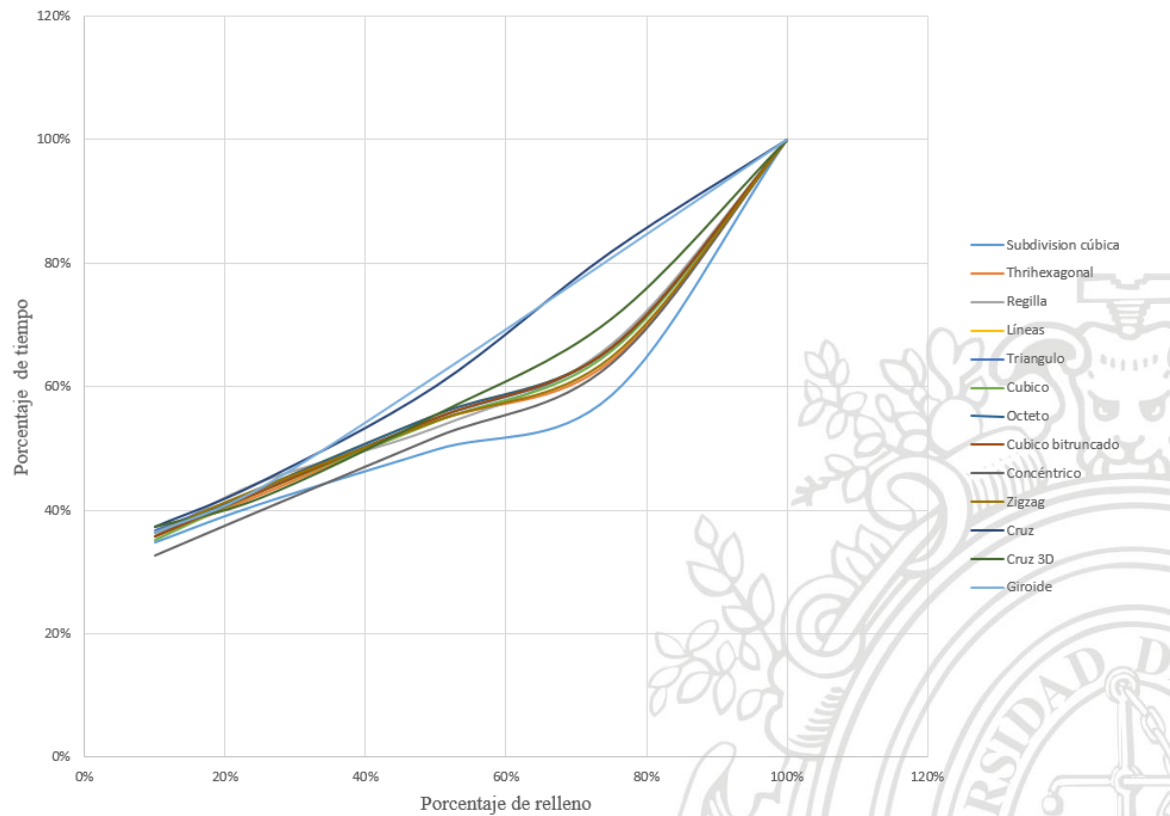


Figura 36 Porcentaje de tiempo Vs Porcentaje de densidad.

3.2.2.1.1 Probeta

Las probetas se imprimieron según la norma ASTM D695 en esta Figura 37 se puede ver la geometría. Para realizar la caracterización de los materiales se variaron las densidades de relleno las cuales fueron: 75%, 50% y 25%; en el caso del PLA se emplearon las siguientes variaciones del patrón de relleno: trihexagonal, subdivisión cúbica y giroide.

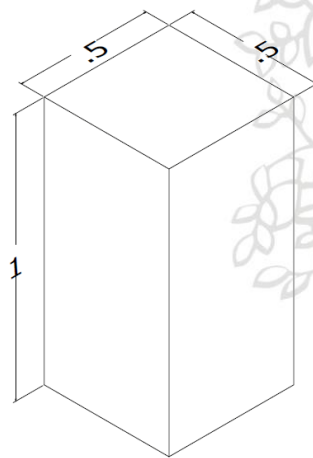


Figura 37 Probeta de ensayo medidas en pulgadas.

3.2.2.1.1.1 POCESO DE IMPRESIÓN 3D PROBETA

Para la elaboración de las diferentes probetas se utilizó la impresora Anet A8 con una boquilla de 0,4mm. A continuación, se presentan los ajustes de impresión que se emplearon en el programa Cura 4.3.0 en la Tabla 7 y Tabla 8 se pueden ver los diferentes ajustes empleados para del PLA y TPU respectivamente.

Tabla 7 Parámetros impresión probetas PLA.

PLA	
Calidad	
Altura de capa	0.2mm
Altura de capa inicial	0.3mm
Perímetro	
Grosor de pared	0.8mm
Recuento de líneas de pared	2
Grosor superior/inferior	0.8mm
Grosor superior	0.8mm
Capas superiores	4
Grosor inferior	0.8mm
Capas inferiores	4
Relleno	
Densidad de relleno	25%-50%-75%
Patrón de relleno	Thrihexagonal-Subdivision cubica-Giroide
Material	
Temperatura de impresión	210°C
Temperatura de la placa	60°C
Flujo	100%
Habilitar la retracción	Si
Distancia de retracción	9mm
Velocidad de retracción	70mm/s
Velocidad	
Velocidad de impresión	40mm/s
Velocidad de relleno	40mm/s
Velocidad de pared exterior	40mm/s
Velocidad de pared interior	40mm/s
Velocidad superior/inferior	40mm/s
Velocidad de desplazamiento	100mm/s
Activar control de aceleración	Si
Aceleración de la impresión	1500mm/s ²
Aceleración de relleno	1500mm/s ²
Aceleración de desplazamiento	3000mm/s ²
Aceleración de falda/borde	1500mm/s ²
Desplazamiento	

Modo peinada	Todo
Salto en Z en la retracción	Si
Altura de salto en Z	2mm
Refrigeración	
Activar refrigeración de impresión	Si
Tiempo mínimo de capa	5s
Velocidad mínima	10mm/s
Soporte	
Generar soporte	no
Adherencia de placa de impresión	
Tipo adherencia de placa	Falda
Recuento de líneas de falda	2

Tabla 8 Parámetros impresión probetas TPU.

TPU	
Calidad	
Altura de capa	0.2mm
Altura de capa inicial	0.3mm
Perímetro	
Grosor de pared	0.8mm
Recuento de líneas de pared	2
Grosor superior/inferior	0.8mm
Grosor superior	0.8mm
Capas superiores	4
Grosor inferior	0.8mm
Capas inferiores	4
Relleno	
Densidad de relleno	25%-50%-75%-100%
Patrón de relleno	Trihexagonal
Material	
Temperatura de impresión	220°C
Temperatura de la placa	60°C
Flujo	100%
Habilitar la retracción	si
Distancia de retracción	9mm
Velocidad de retracción	70mm/s
Velocidad	
Velocidad de impresión	10mm/s
Velocidad de relleno	10mm/s
Velocidad de pared exterior	10mm/s
Velocidad de pared interior	10mm/s
Velocidad superior/inferior	10mm/s

Velocidad de desplazamiento	80mm/s
Activar control de aceleración	si
Aceleración de la impresión	1500mm/s ²
Aceleración de relleno	1500mm/s ²
Aceleración de desplazamiento	3000mm/s ²
Aceleración de falda/borde	1500mm/s ²
Desplazamiento	
Modo peinada	Todo
Salto en Z en la retracción	si
Altura de salto en Z	2mm
Refrigeración	
Activar refrigeración de impresión	no
Tiempo mínimo de capa	5s
Velocidad mínima	10mm/s
Soporte	
Generar soporte	no
Adherencia de placa de impresión	
Tipo adherencia de placa	Falda
Recuento de líneas de falda	2

3.2.2.1.2 PLA

A continuación, se puede observar los tipos de falla de las probetas de PLA con un parámetro de relleno thrihexagonal en donde para las probetas del 25% falla por pandeo ya que se presenta un cambio estructural desestabilizando la probeta, para las probetas de 50% y 75% fallan por aplastamiento ya que las probetas presentan una deformación pareja generando una barriga en la probeta. En la Figura 39, Figura 40 y Figura 41 se puede observar las gráficas de Esfuerzo Vs Deformación en donde se encontró que a menor densidad y empleando el mismo patrón de relleno las propiedades mecánicas del material se reducen. Respecto a los patrones de relleno, se encontró que el patrón que aporta mejores propiedades mecánicas es el thrihexagonal y la que reduce en mayor parte las mismas es subdivisión cúbica.

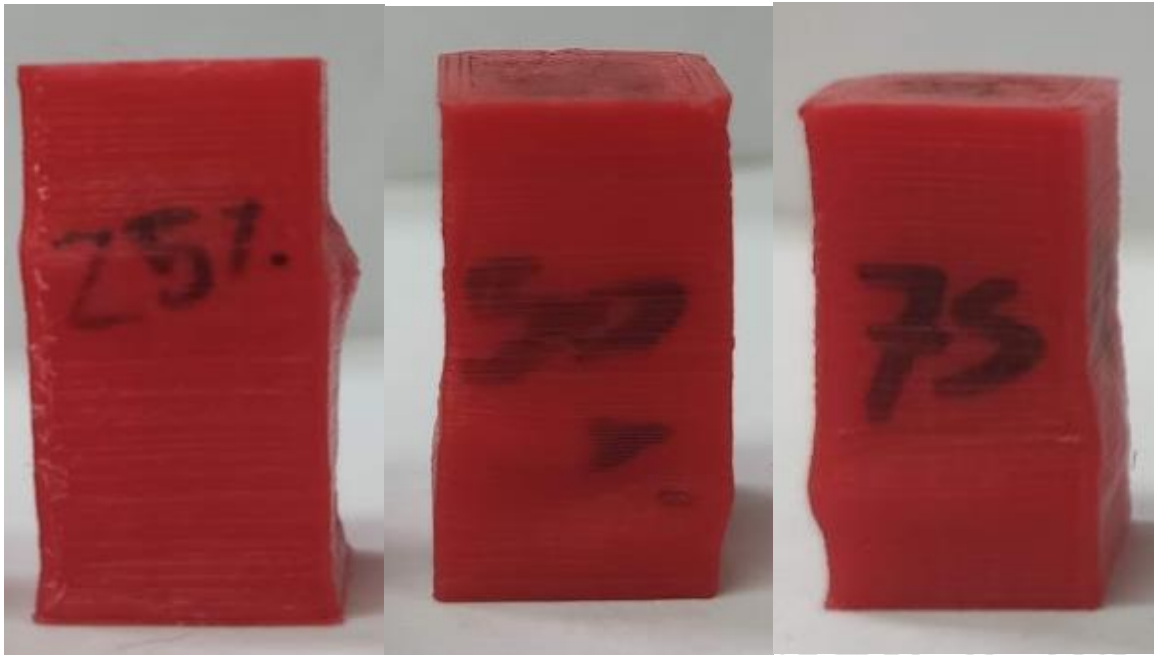


Figura 38 Compresión de la probetas de PLA al 25%, 50% y 75% de densidad.

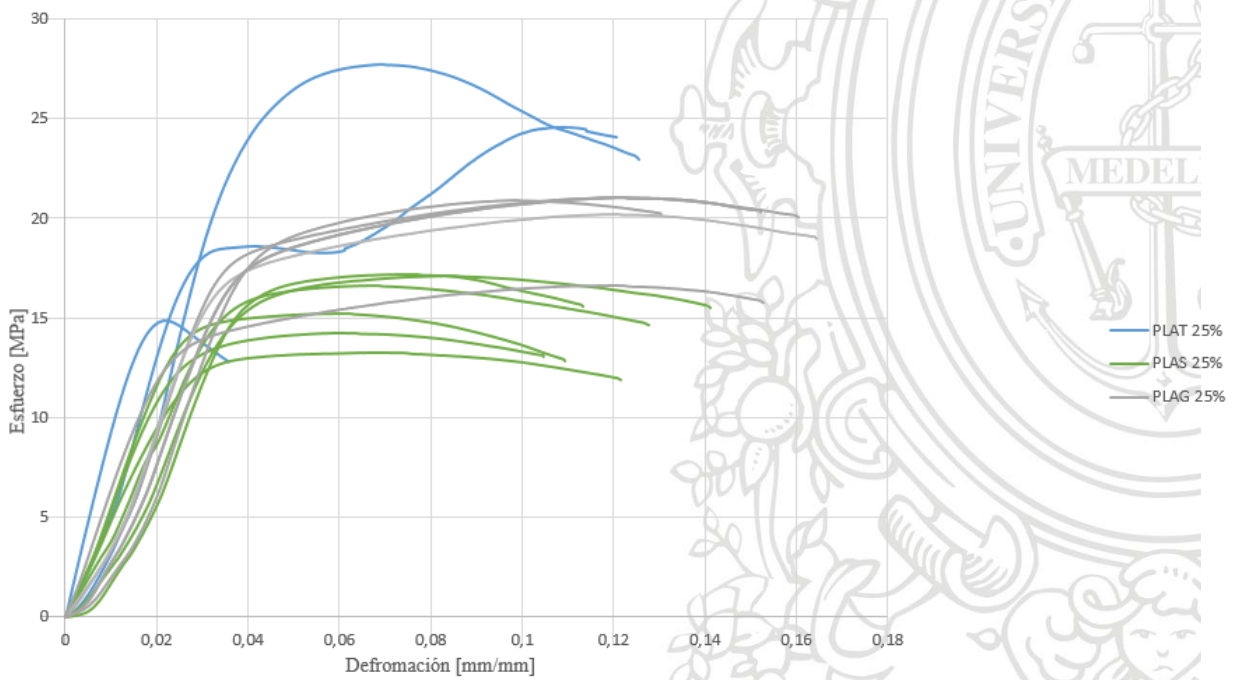


Figura 39 Gráfica de Esfuerzo Vs Deformación para el PLA a 25% .

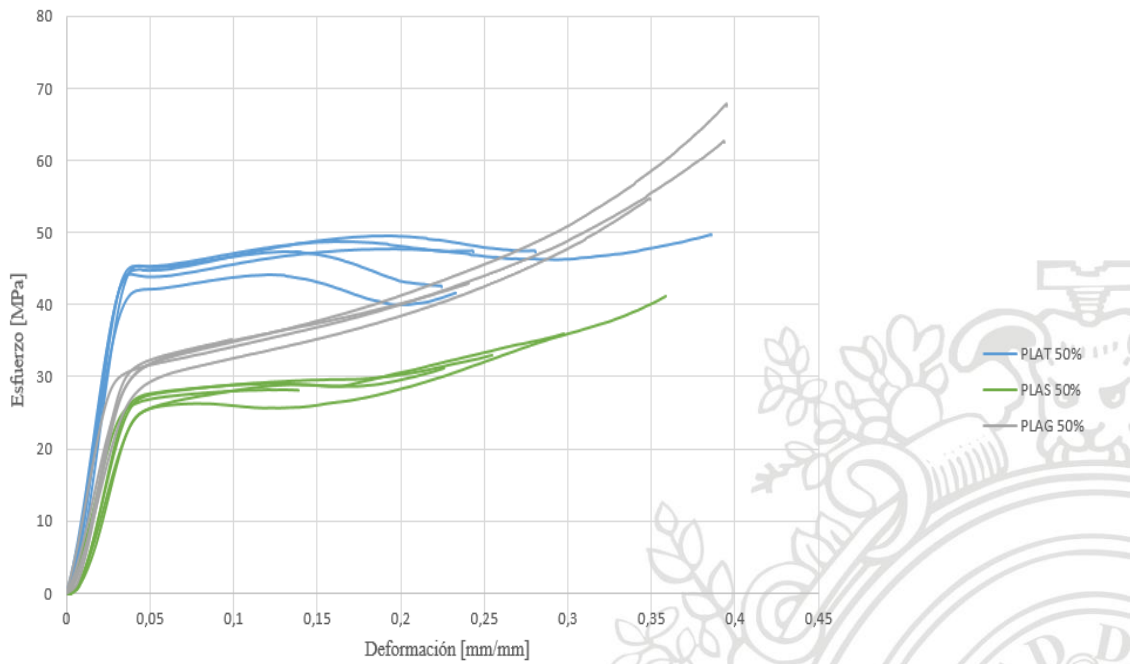


Figura 40 Gráfica Esfuerzo Vs Deformación para el PLA a 50%.

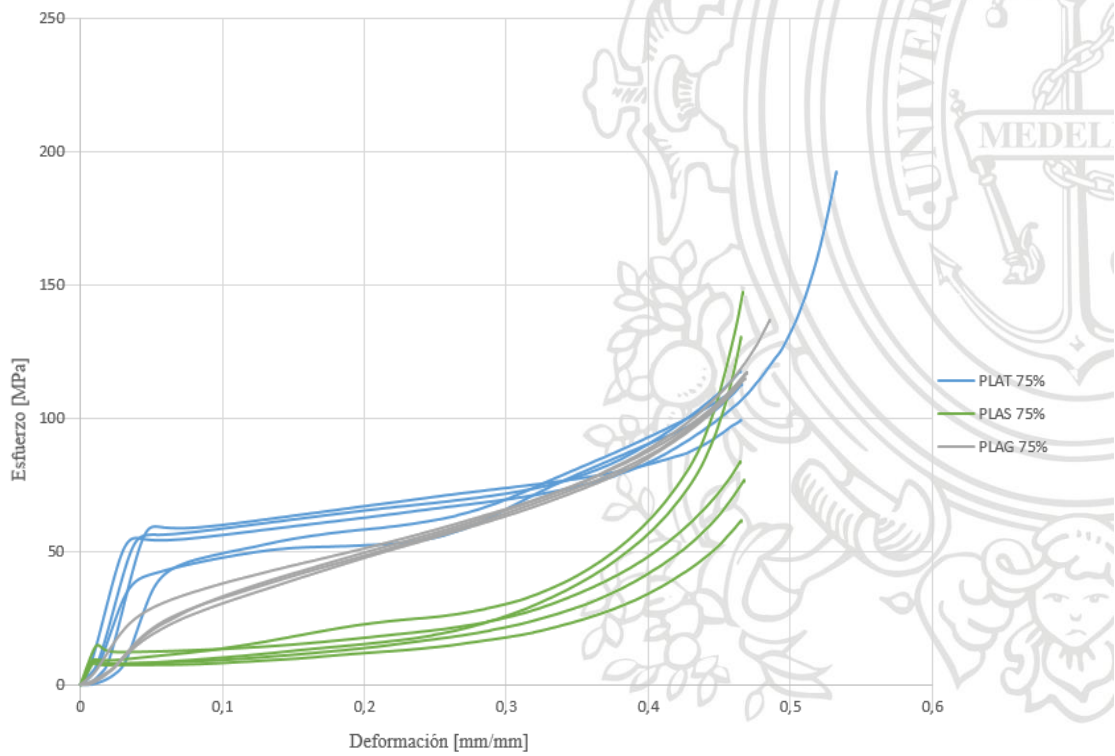


Figura 41 Gráfica de Esfuerzo Vs Deformación para el PLA a 75%.

3.2.2.1.3 TPU

Para el TPU se realizaron nueve ensayos de compresión variando las densidades como se puede ver en la Figura 43 encontrando que a mayor densidad mayor son los esfuerzos que soporta, pero con un mayor tiempo de recuperación al ser comprimido. En la Figura 42 encontramos que la probeta al 25% falla por pandeo y la probeta del 50% falla por pandeo y aplastamiento. Por otra parte, la probeta del 75% falla por aplastamiento.

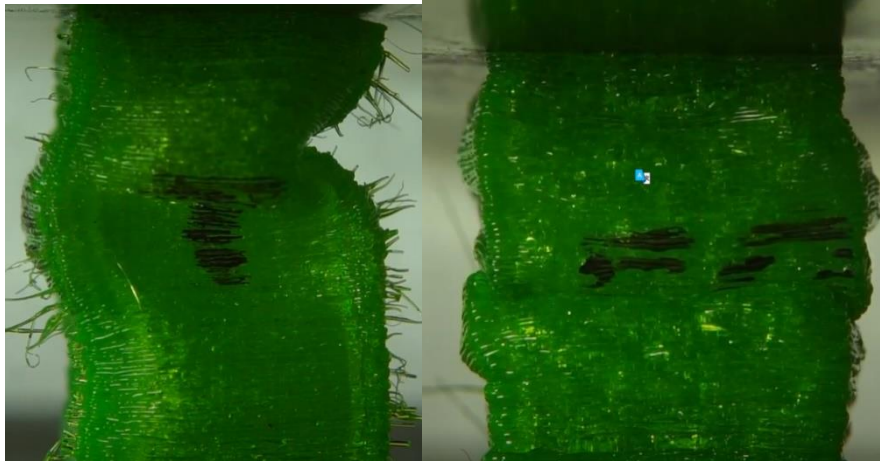


Figura 42 Compresión de la probetas de TPU al 25% y 50% de densidad.

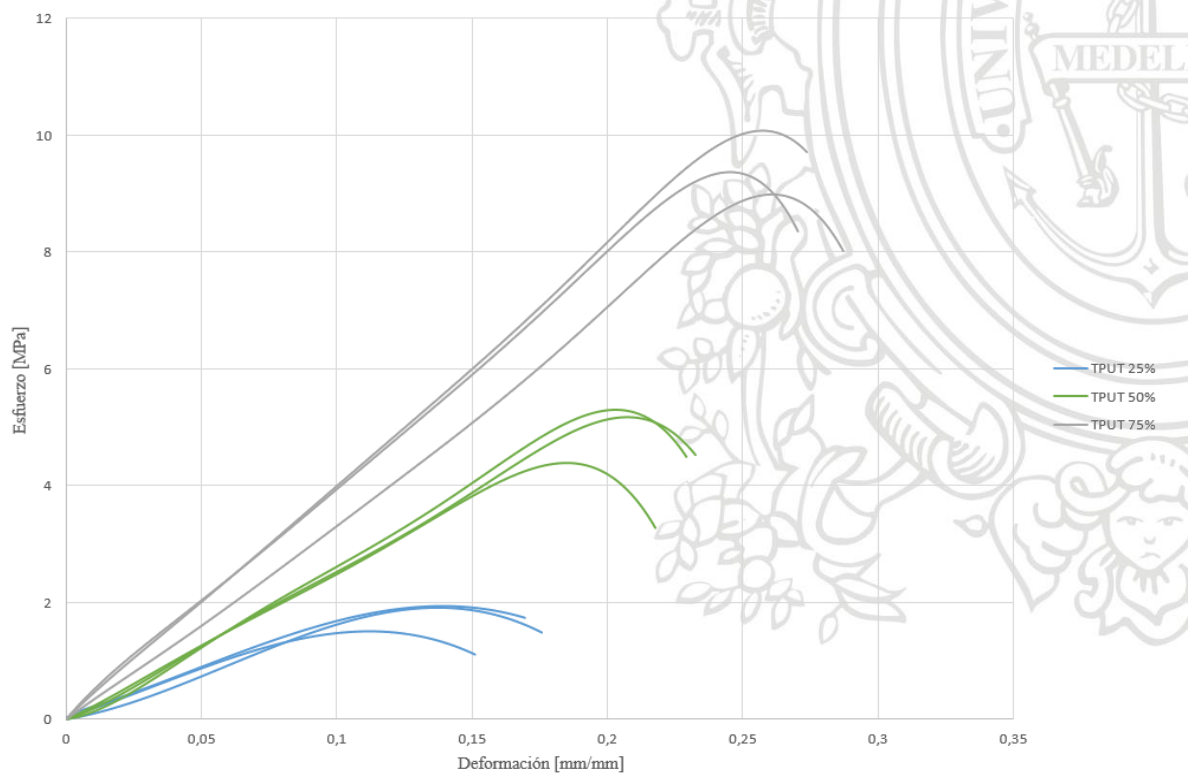


Figura 43 Gráfica de Esfuerzo Vs Deformación del TPU para sus diferentes densidades.

3.2.3 SIMULACIONES Y RESULTADOS DE ESFUERZO, ENERGÍA Y DESPLAZAMIENTO

De las simulaciones realizadas se encontró los mayores esfuerzos se encuentran en la pirámide invertida para todos los materiales simulados y para los dos casos por lo que se puede buscar implementar una pirámide invertida comercial y así mejorar el factor de seguridad. De los resultados que se pueden observar a continuación podemos ver que el PLA tiene el mayor factor de seguridad en comparación con el Nailon, el PET-G y el ABS en la piza donde se encuentra la pirámide invertida, adicionalmente se encontró que la articulación de tobillo diseñada se adapta para personas con un peso inferior a 40kg ya que el factor de seguridad para este peso es de 2.

3.2.3.1 Geometría

A continuación, se puede observar la geometría de la articulación de tobillo empleada para la simulación por medio del programa ANSYS Workbench en donde se varió el material en la simulación el material empleado en la prótesis como lo es el PLA, el Nailon, el PET-G, el ABS y TPU. La fuerza que se le aplica a la prótesis se varía con el objetivo de ver el comportamiento de la misma con diferentes fuerzas que ejercen las personas de diferente peso como para la fase de apoyo como para la de despegue.

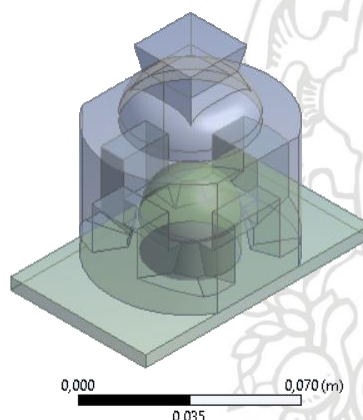


Figura 44 Articulación de tobillo.

3.2.3.2 Materiales empleados

Los materiales empleados en las simulaciones se tomaron de los proveedores de la Tabla 6, para el PET-G, Nailon y ABS se empleó la marca Formfutura y para el PLA se emplearon las características de la marca 3DBOSTS. A continuación, se muestran las propiedades de los diferentes materiales:

Property	Value	Unit
Material Field Variables	Table	
Density	1,05	g cm ⁻³
Isotropic Elasticity		
Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio	
Young's Modulus	2100	MPa
Poisson's Ratio	0,39	
Bulk Modulus	3,1818E+09	Pa
Shear Modulus	7,554E+08	Pa
Tensile Yield Strength	39,9	MPa

Figura 45 Propiedades mecánicas del ABS.

Property	Value	Unit
Material Field Variables	Table	
Density	1170	kg m ⁻³
Isotropic Elasticity		
Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio	
Young's Modulus	7570	MPa
Poisson's Ratio	0,39	
Bulk Modulus	1,147E+10	Pa
Shear Modulus	2,723E+09	Pa
Tensile Yield Strength	110	MPa

Figura 46 Propiedades mecánicas del Nailon.

Property	Value	Unit
Material Field Variables	Table	
Density	1,27	g cm ⁻³
Isotropic Elasticity		
Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio	
Young's Modulus	1940	MPa
Poisson's Ratio	0,39	
Bulk Modulus	2,939E+09	Pa
Shear Modulus	6,978E+08	Pa
Tensile Yield Strength	50	MPa

Figura 47 Propiedades mecánicas del PET-G.

Property	Value	Unit
Material Field Variables	Table	
Density	1,05	g cm ⁻³
Isotropic Elasticity		
Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio	
Young's Modulus	2100	MPa
Poisson's Ratio	0,39	
Bulk Modulus	3,1818E+09	Pa
Shear Modulus	7,554E+08	Pa
Tensile Yield Strength	144,79	MPa

Figura 48 Propiedades mecánicas del PLA.

Property	Value	Unit
Material Field Variables	Table	
Density	1,25	g cm ⁻³
Isotropic Elasticity		
Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio	
Young's Modulus	150	MPa
Poisson's Ratio	0,38	
Bulk Modulus	2,0833E+08	Pa
Shear Modulus	5,4348E+07	Pa
Tensile Yield Strength	50	MPa

Figura 49 Propiedades mecánicas del TPU.

3.2.3.3 Malla

La malla se compone por tetraedros como se puede ver en la Figura 50, en la cual se emplearon 131614 elementos para esta. La relación de aspecto máxima es de 14,64, como se puede ver en la Figura 51, la oblicuidad máxima es de 0,99 con la gran parte de los elementos inferior a 0,85 como se puede observar en la Figura 52. La calidad ortogonal

mínima es de 6×10^{-4} pero la mayoría de elementos se encuentran por encima del 0,25 como se puede ver en la Figura 53.

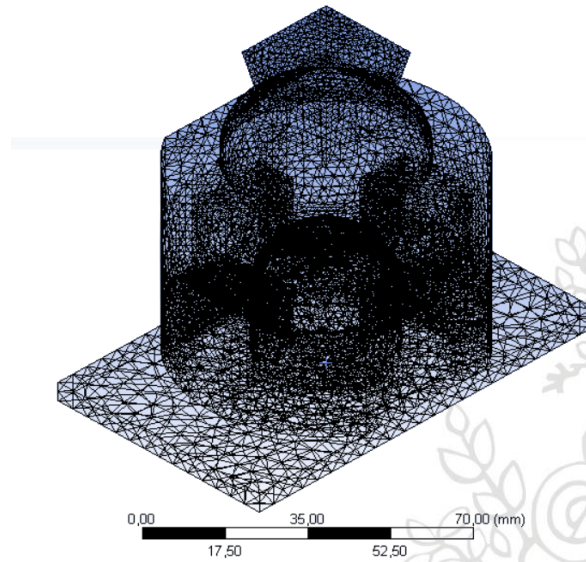


Figura 50 Malla articulación de tobillo.

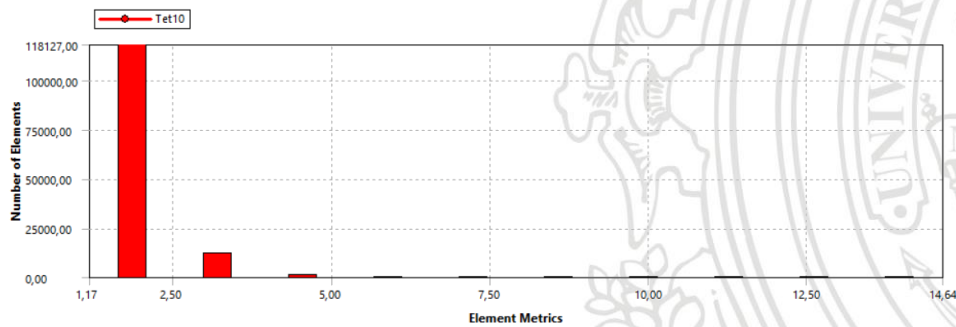


Figura 51 Relación de aspecto.

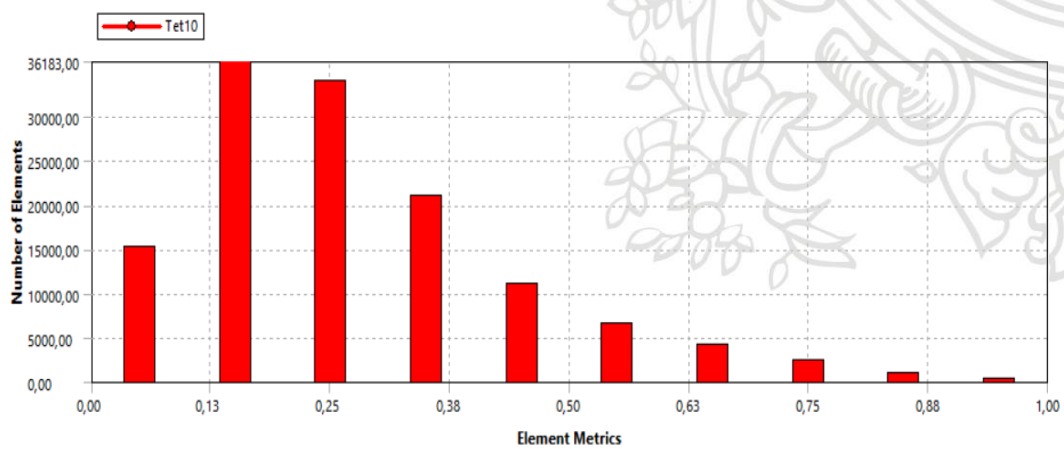


Figura 52 Oblicuidad.

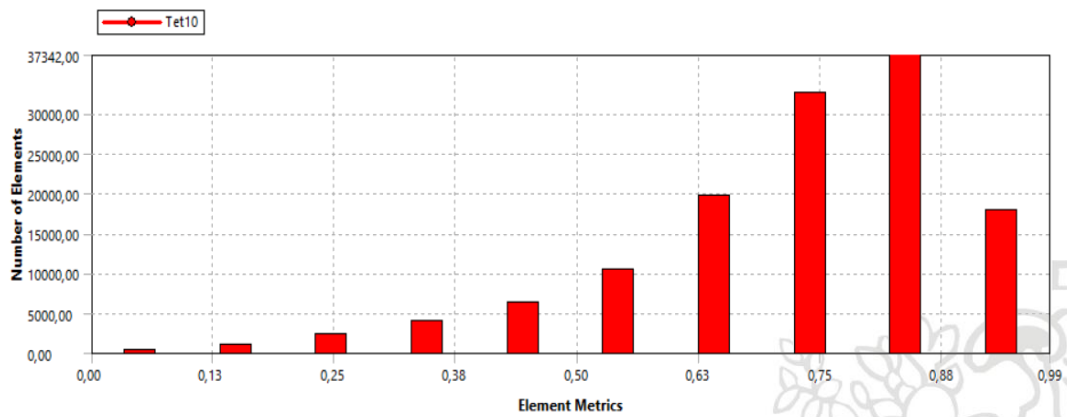


Figura 53 Calidad ortogonal.

3.2.3.4 Aplicación y ubicación de la carga

Las posiciones de la carga se determinaron por medio de la norma NTC 44424-8 como se puede observar en el numeral 3.2.1. Para determinar las componentes de la fuerza en X, Y y Z se requirió encontrar los ángulos α y θ los cuales se encontraron por medio del programa inventor, como se puede observar en la Figura 54 y Figura 55 para el caso I y II respectivamente.

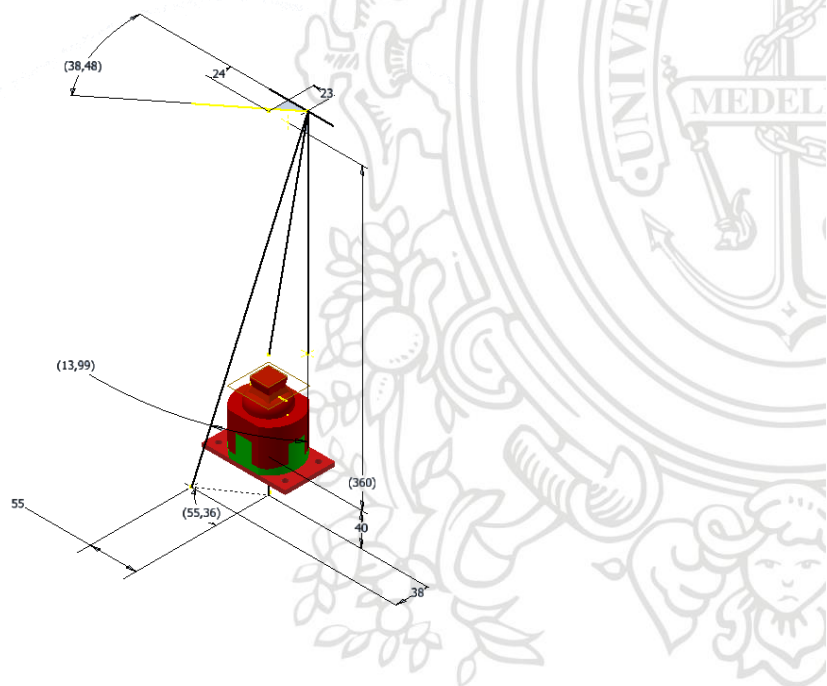


Figura 54 Posición y ángulos de la fuerza aplicar en el caso I.

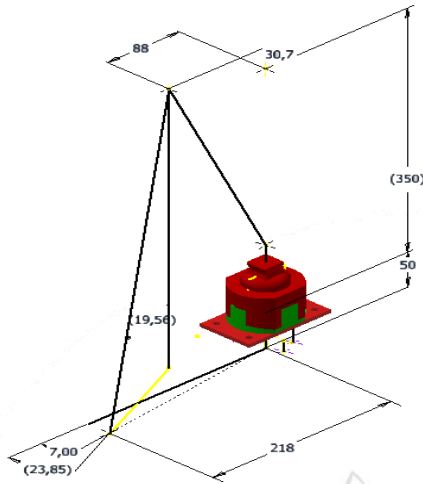


Figura 55 Posición y ángulos de la fuerza aplicar en el caso II.

3.2.3.5 Fuerza aplicada para los diferentes casos.

Para determinar la fuerza aplicada en el caso I y II se emplearon las ecuaciones que se muestran a continuación para cada caso, los ángulos empleados se encontraron por medio del programa inventor como se muestra en la Figura 54 y Figura 55. Los resultados para los pesos de 10kg, 20kg, 30kg, 40kg, 50kg, 60kg, 70kg, 80kg y 100kg se muestran en la Tabla 9 y en la Tabla 10 con el sentido de las fuerzas ya establecido.

- Caso I

Ecuación 7 Fuerza en la componente X.

$$F_x = F_{Persona} * \sin \frac{13,99 * \pi}{180} * \sin \frac{38,48 * \pi}{180}$$

Ecuación 8 Fuerza en la componente Y.

$$F_y = F_{Persona} * \cos \frac{13,99 * \pi}{180}$$

Ecuación 9 Fuerza en la componente Z.

$$F_z = F_{Persona} * \sin \frac{13,99 * \pi}{180} * \cos \frac{38,48 * \pi}{180}$$

Tabla 9 Fuerza aplicada para el caso I

Peso [kg]	Fx [N]	Fy [N]	Fz [N]
10	-15,043	-97,034	-18,925
20	-30,086	-194,07	-37,85
30	-45,129	-291,1	-56,775
40	-60,172	-388,14	-75,7
50	-75,215	-485,17	-94,625
60	-90,258	-582,2	-113,55
70	-105,3	-679,24	-132,47
80	-120,34	-776,27	-151,4
90	-135,39	-873,31	-170,32
100	-150,43	-970,34	-189,25

- Caso II

Ecuación 10 Fuerza en la componente X.

$$F_x = F_{Persona} * \sin \frac{19,56 * \pi}{180} * \sin \frac{23,85 * \pi}{180}$$

Ecuación 11 Fuerza en la componente Y.

$$F_y = F_{Persona} * \cos \frac{19,56 * \pi}{180}$$

Ecuación 12 Fuerza en la componente Z.

$$F_z = F_{Persona} * \sin \frac{19,56 * \pi}{180} * \cos \frac{23,85 * \pi}{180}$$

Tabla 10 Fuerza aplicada para el caso II

Peso [kg]	Fx [N]	Fy [N]	Fz [N]
10	30,62	-13,537	94,229
20	61,24	-27,074	188,46
30	91,86	-40,611	282,69
40	122,48	-54,148	376,92
50	153,1	-67,685	471,14
60	183,72	-81,222	565,37
70	214,34	-94,759	659,6
80	244,96	-108,3	753,83
90	275,58	-121,83	848,06
100	306,2	-135,37	942,29

3.2.3.6 Resultados de las simulaciones

Se realizaron las simulaciones para los casos I y II para los materiales PLA, ABS, PET-G y Nailon en donde se evaluaron los esfuerzos máximos, la deformación unitaria, la deformación total, la energía acumulada del TPU y factor de seguridad de los diferentes elementos de la articulación de tobillo. Se encontró que los esfuerzos más críticos se generan en la pieza superior en el caso II. Para las diferentes fuerzas aplicadas, la mayor deformación se encontró en el PET-G 3mm y la menor en el Nailon 1,7 mm. Para la energía acumulada y la deformación del TPU se encontró que para variar las propiedades del mismo se puede variar la densidad del material al ser impreso. Por último, se encontró que el material más apropiado con respecto al factor de seguridad es el PLA para una persona de 40kg con un factor de seguridad de 2 para la pieza superior que es la más crítica en el caso II.

3.2.3.6.1 PLA

A continuación, se presentan los resultados de las simulaciones en donde se encuentran que la pieza superior es la más crítica debido a la concentración de esfuerzos en el triángulo invertido el cual se requiere para la alineación.

- ESFUERZO MÁXIMO

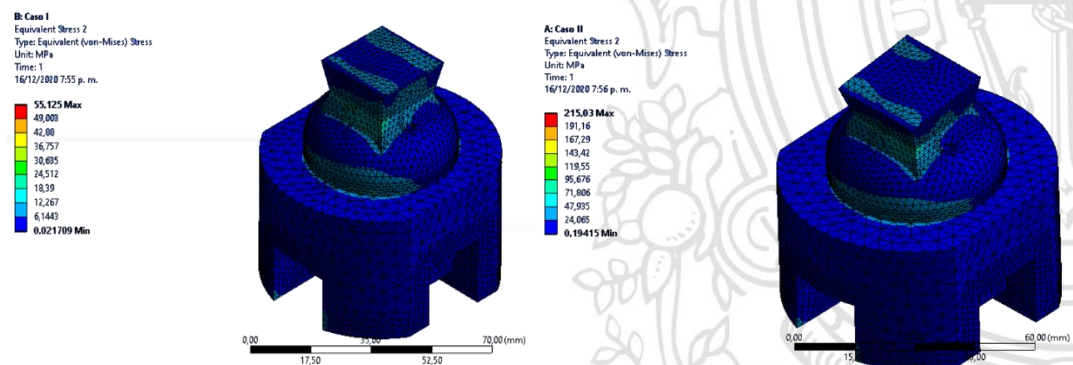


Figura 56 Von-Mises para el Caso I y II en pieza superior.

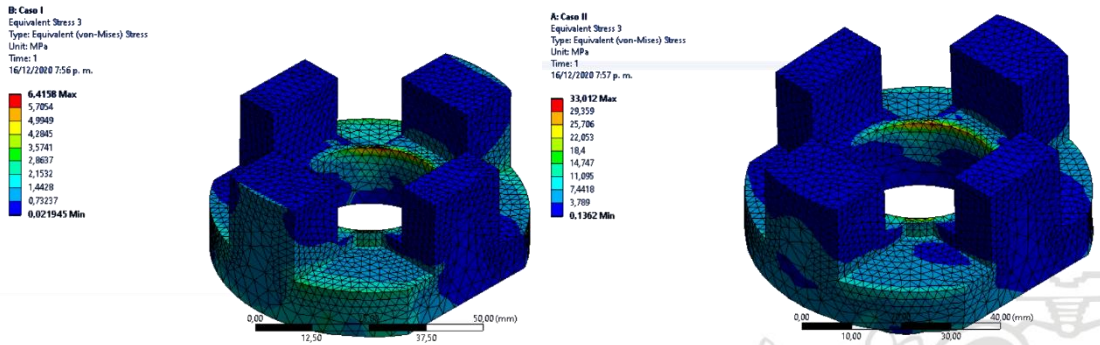


Figura 57 Von-Mises para el Caso I y II en TPU.

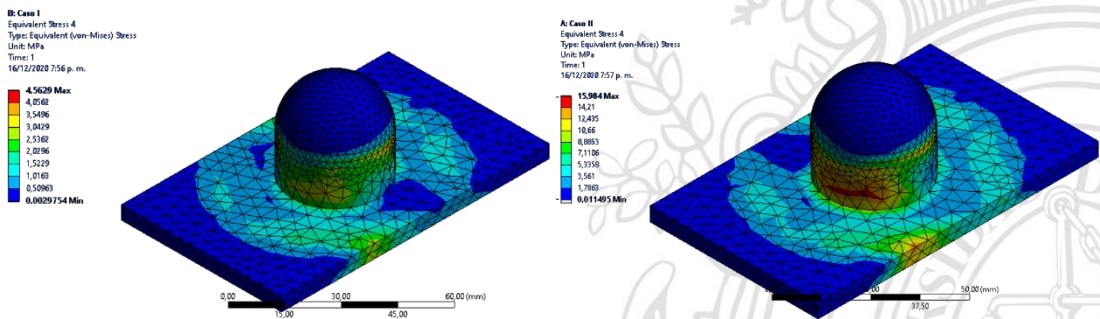


Figura 58 Von-Mises para el Caso I y II en pieza inferior.

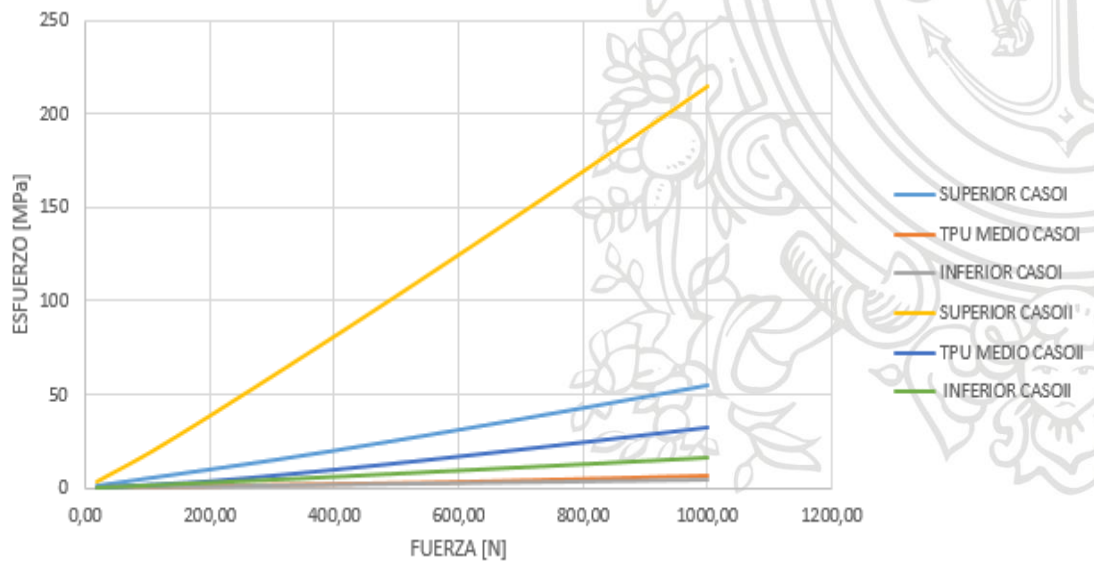


Figura 59 Esfuerzo Vs Fuerza Aplicada.

- DEFORMACIÓN UNITARIA

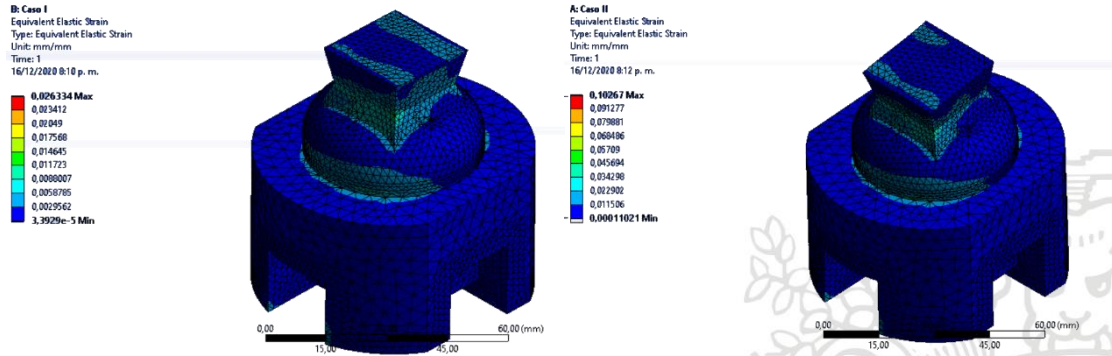


Figura 60 Deformación unitaria pieza superior par Caso I y II.

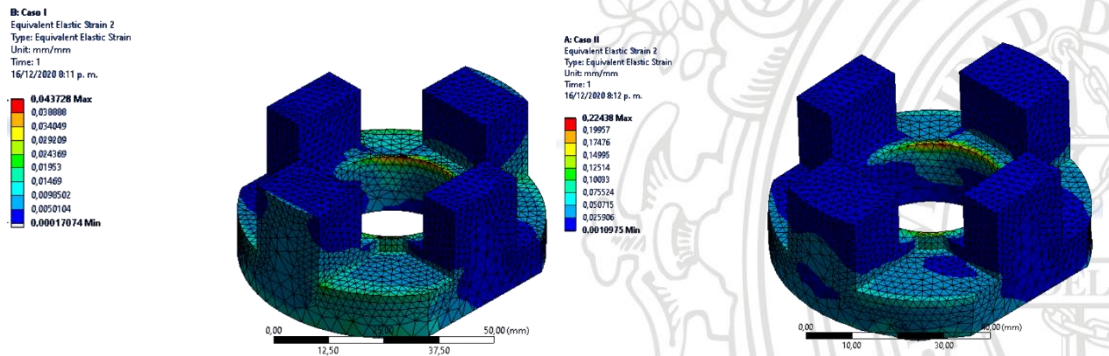


Figura 61 Deformación unitaria pieza de TPU par Caso I y II.

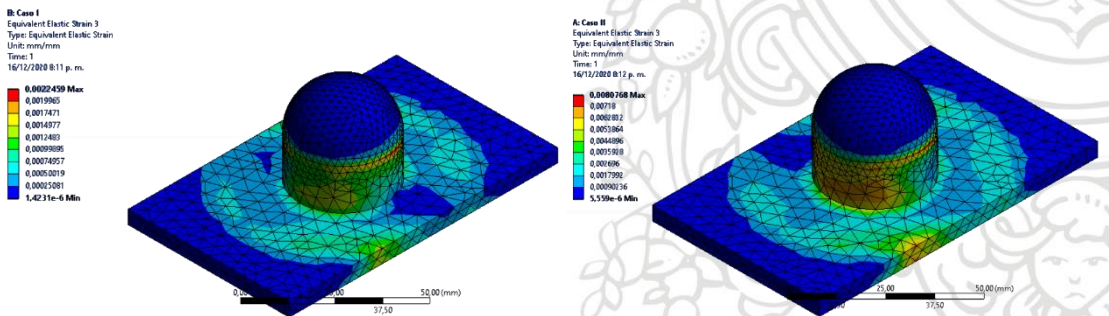


Figura 62 Deformación unitaria pieza inferior par Caso I y II.

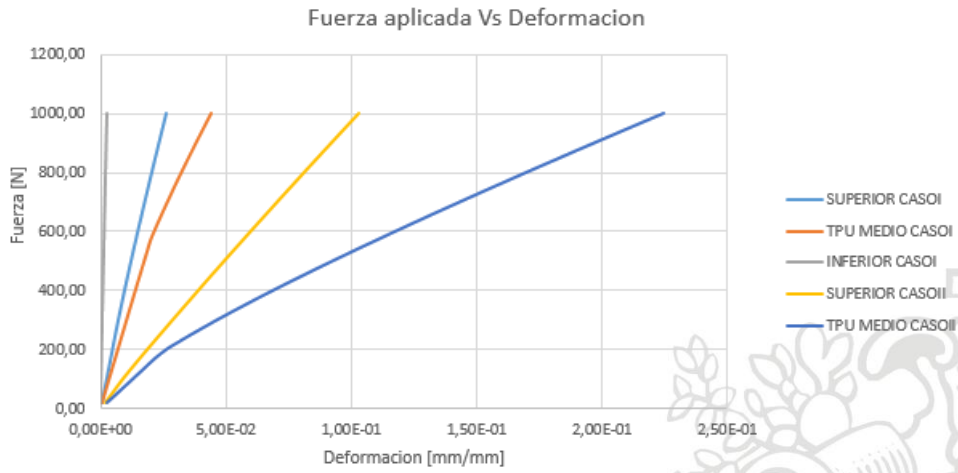


Figura 63 Fuerza aplicada Vs Deformación unitaria.

• DEFORMACIÓN TOTAL

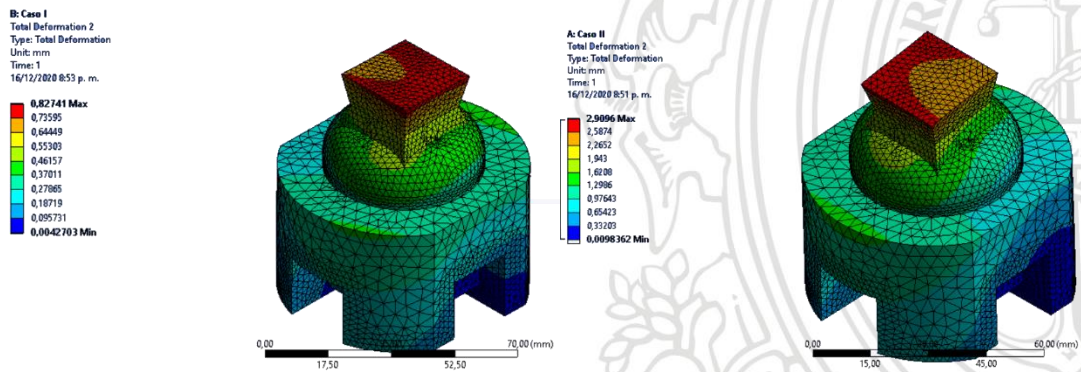


Figura 64 Deformación total pieza superior par Caso I y II.

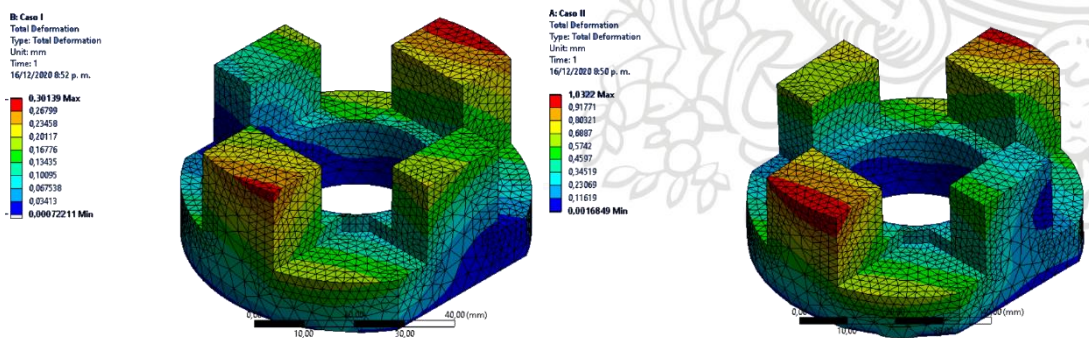


Figura 65 Deformación total pieza de TPU par Caso I y II.

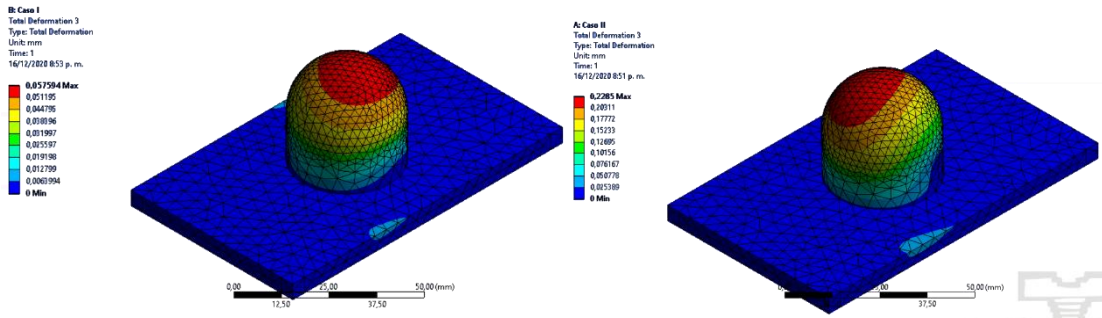


Figura 66 Deformación total pieza inferior par Caso I y II.

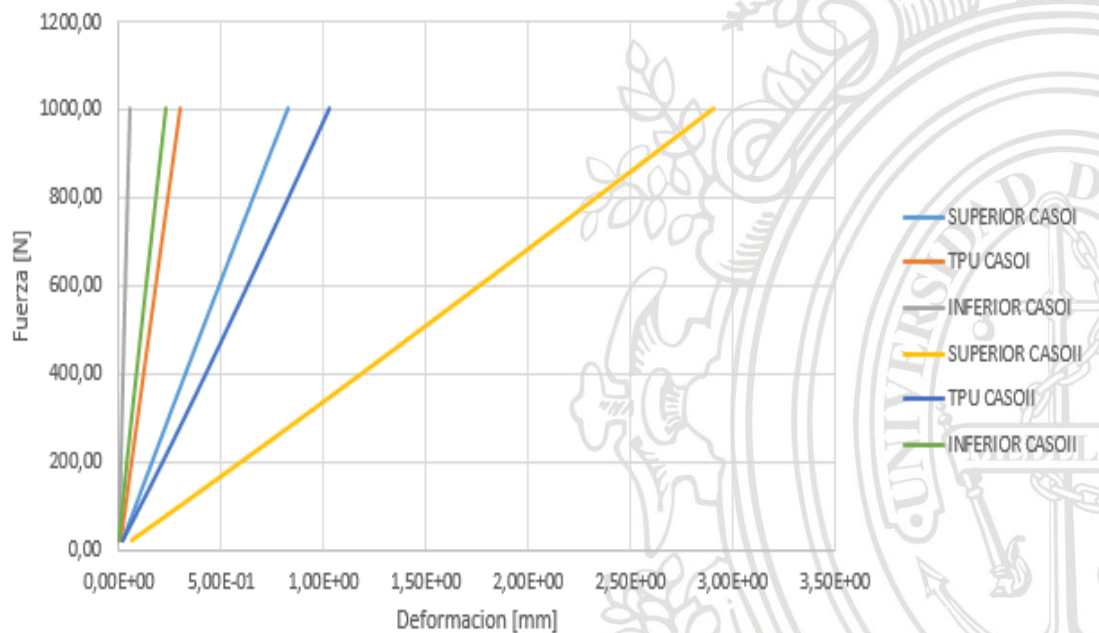


Figura 67 Fuerza aplicada Vs Deformación Total.

- ENERGÍA ACUMULADA EN EL TPU

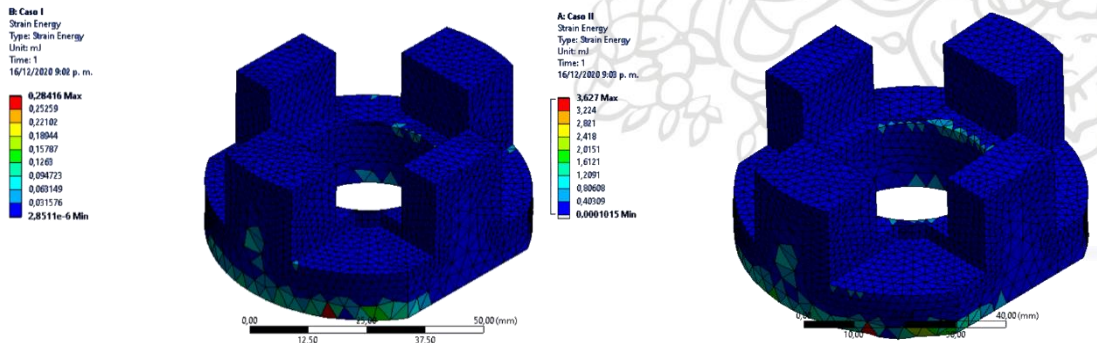


Figura 68 Energía acumulada par Caso I y II.

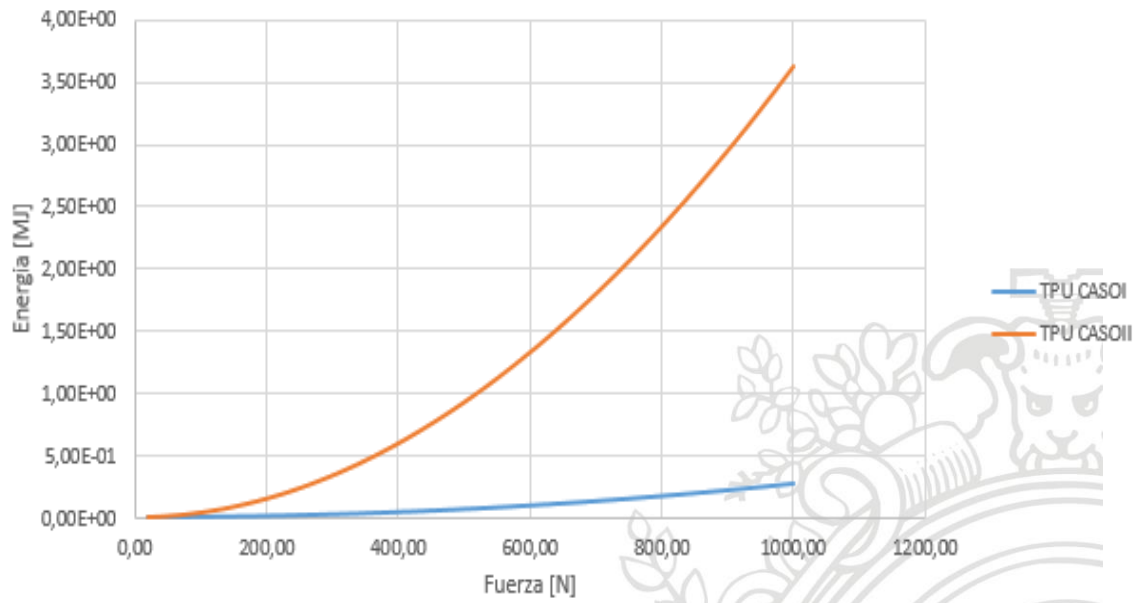


Figura 69 Energía Vs Fuerza Aplicada.

- FACTORES DE SEGURIDAD

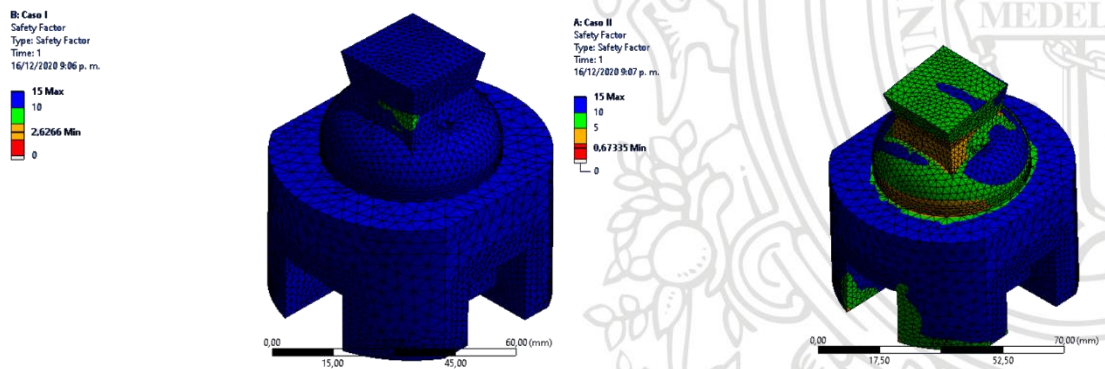


Figura 70 Factor de seguridad pieza superior par Caso I y II.

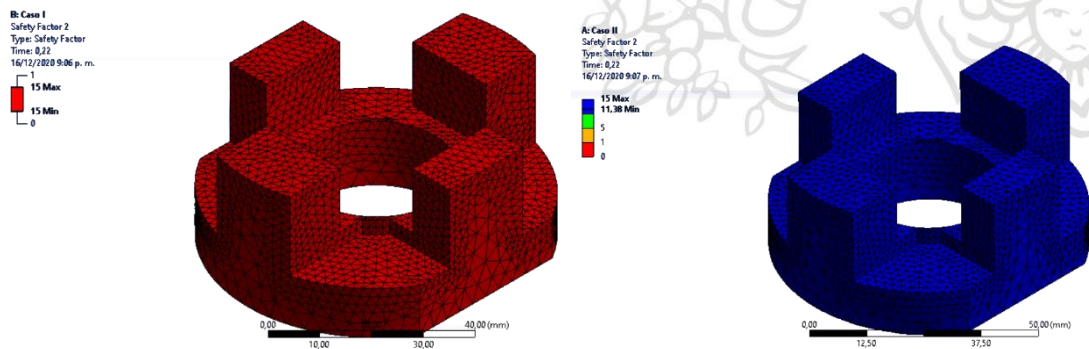


Figura 71 Factor de seguridad pieza de TPU par Caso I y II.

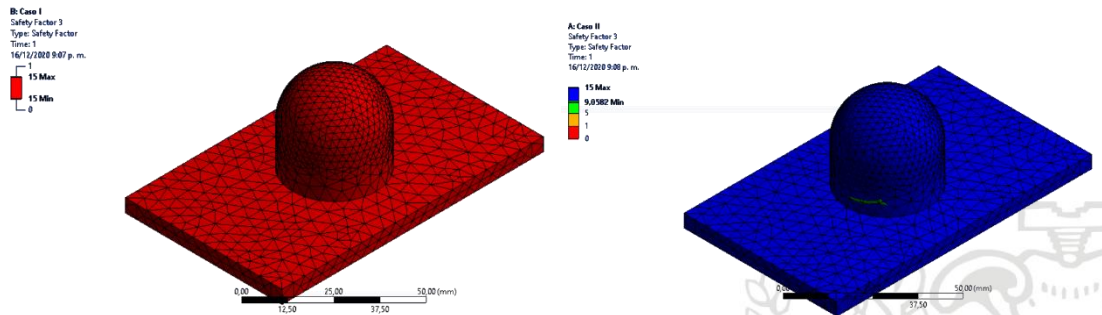


Figura 72 Factor de seguridad pieza inferior par Caso I y II.

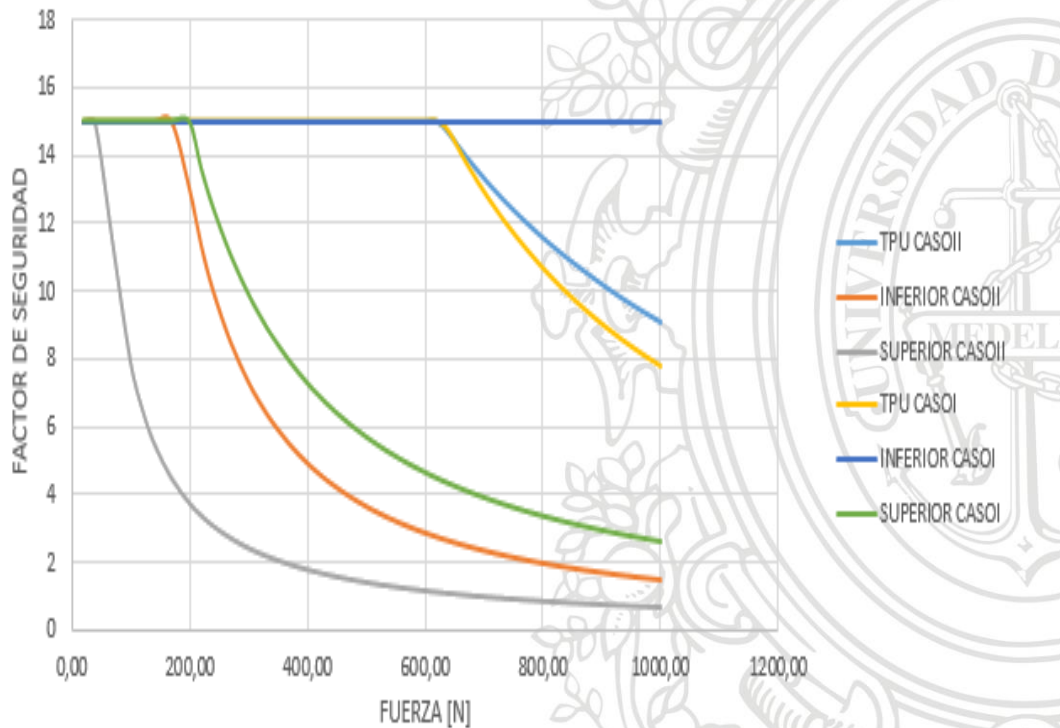


Figura 73 Factor de seguridad Vs Fuerza aplicada.

3.2.3.6.2 ABS

A continuación, se presentan los resultados de las simulaciones en donde se observa que la pieza superior es la más crítica debido a la concentración de esfuerzos en el triángulo invertido, el cual se requiere para la alineación.

- ESFUERZO MÁXIMO

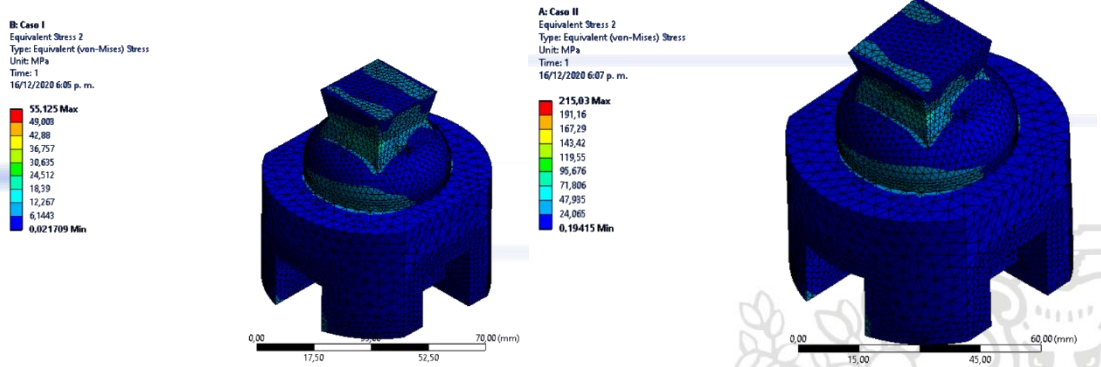


Figura 74 Von-Miset para el Caso I y II en pieza superior.

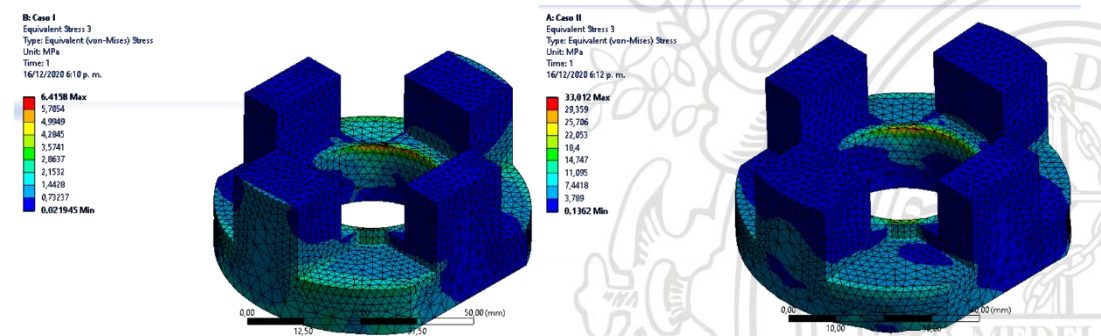


Figura 75 Von-Miset para el Caso I y II en la pieza de TPU.

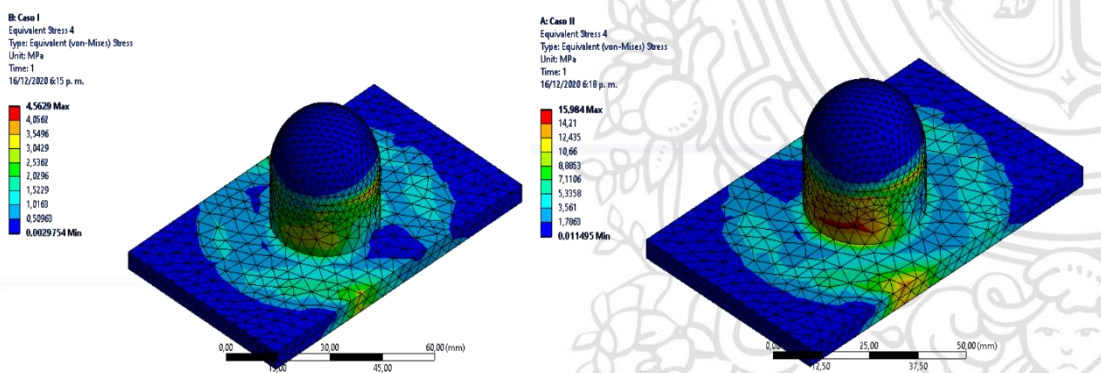


Figura 76 Von-Miset para el Caso I y II en pieza inferior.

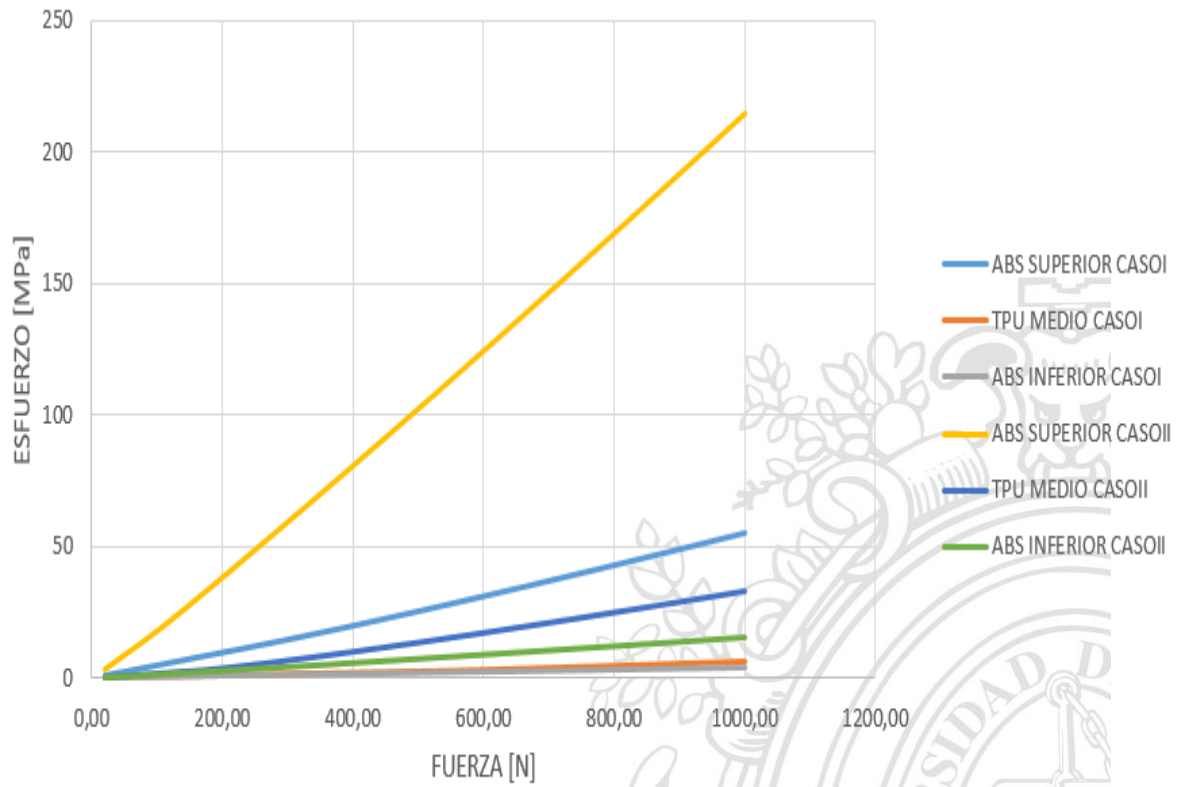


Figura 77 Esfuerzo Vs Fuerza aplicada.

- DEFORMACIÓN UNITARIA

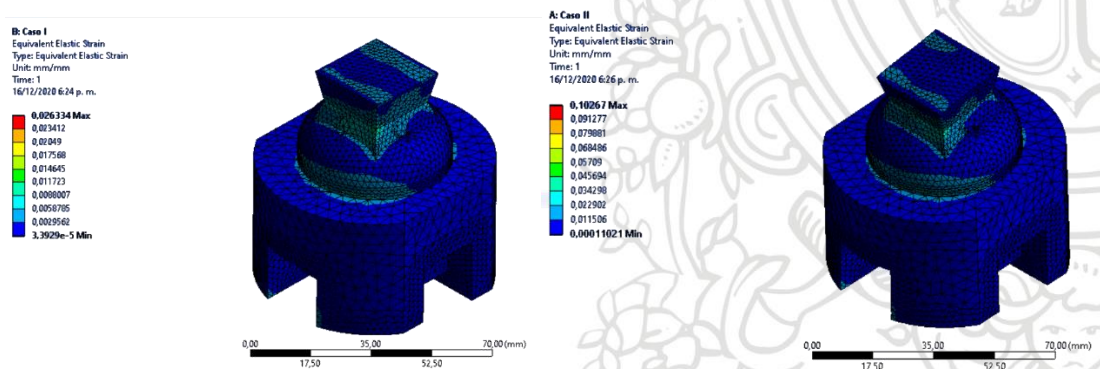


Figura 78 Deformación unitaria pieza superior par Caso I y II.

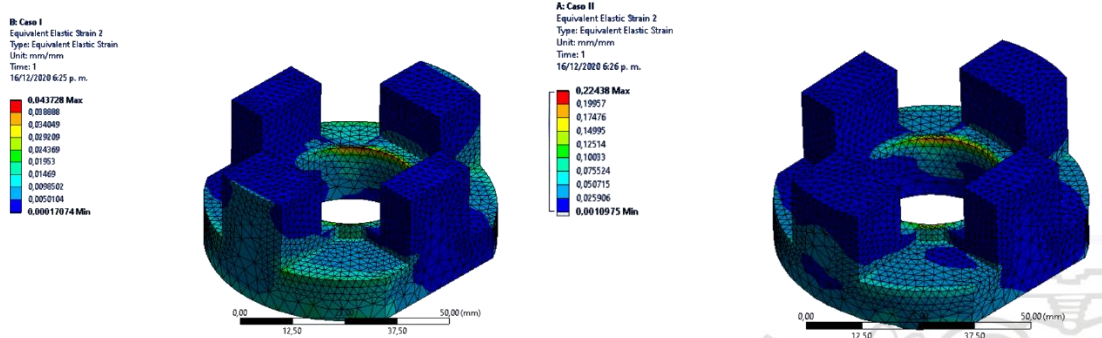


Figura 79 Deformación unitaria pieza en TPU par Caso I y II.

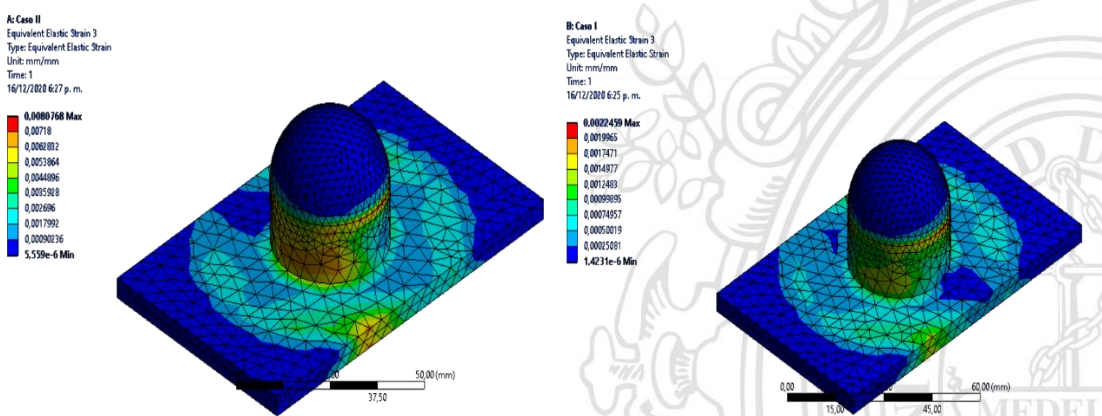


Figura 80 Deformación unitaria pieza inferior par Caso I y II.

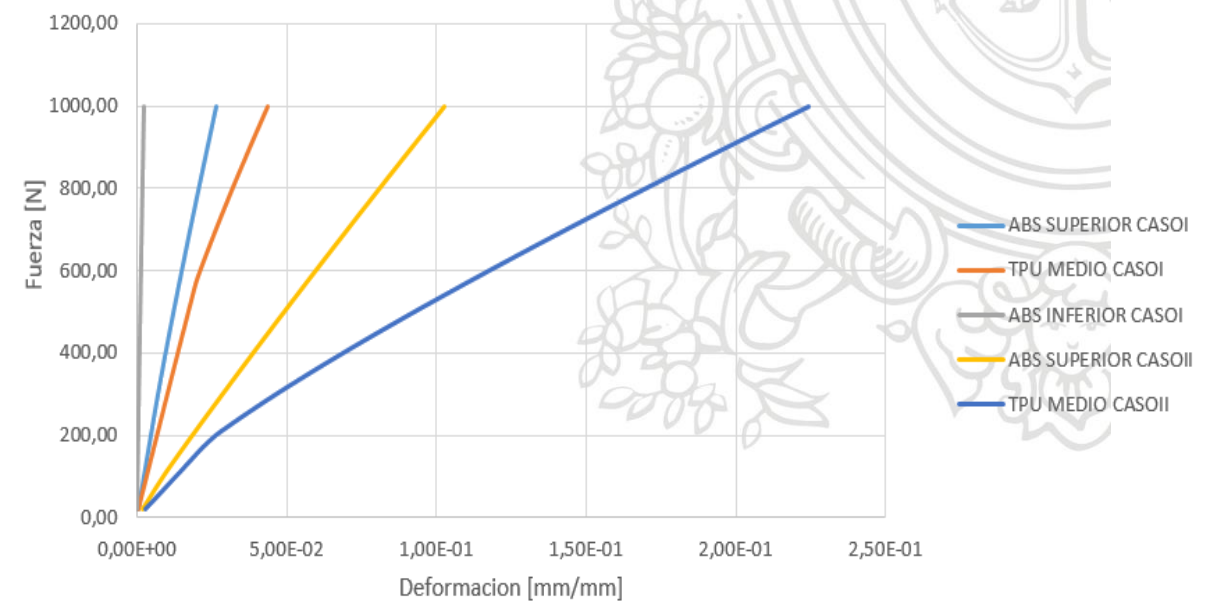


Figura 81 Fuerza Aplicada Vs Deformación.

- DEFORMACIÓN TOTAL

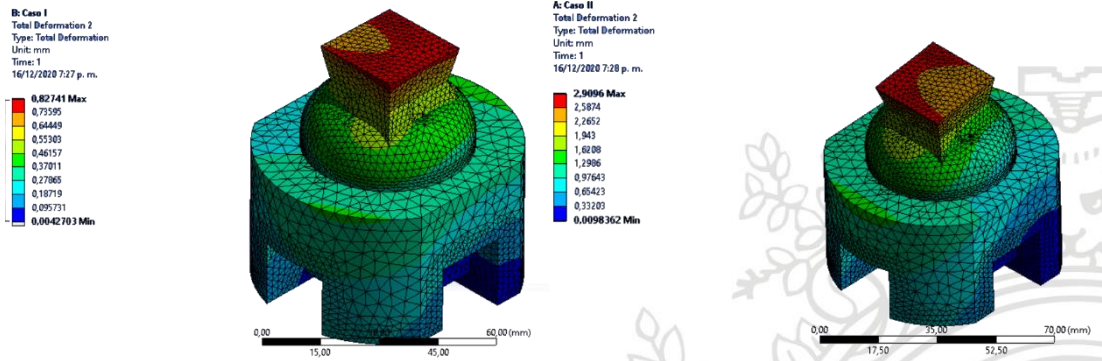


Figura 82 Deformación total pieza superior par Caso I y II.

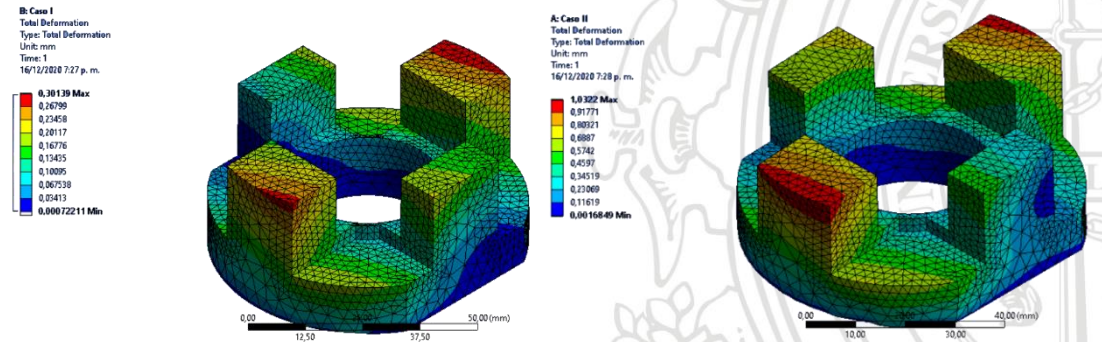


Figura 83 Deformación total pieza de TPU par Caso I y II.

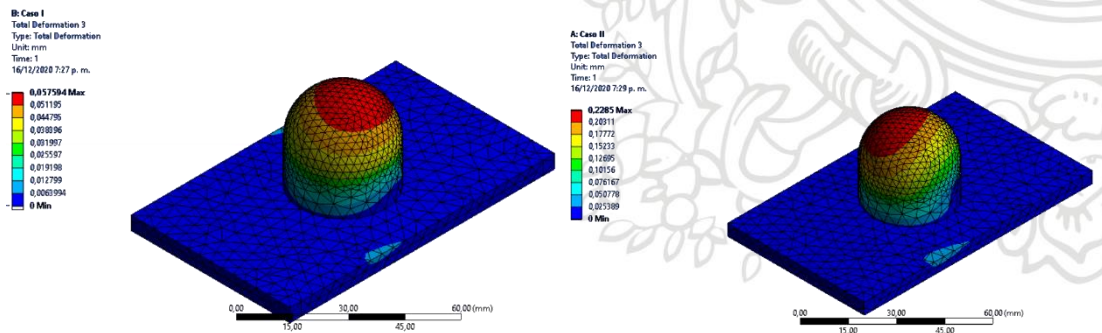


Figura 84 Deformación total pieza inferior par Caso I y II.

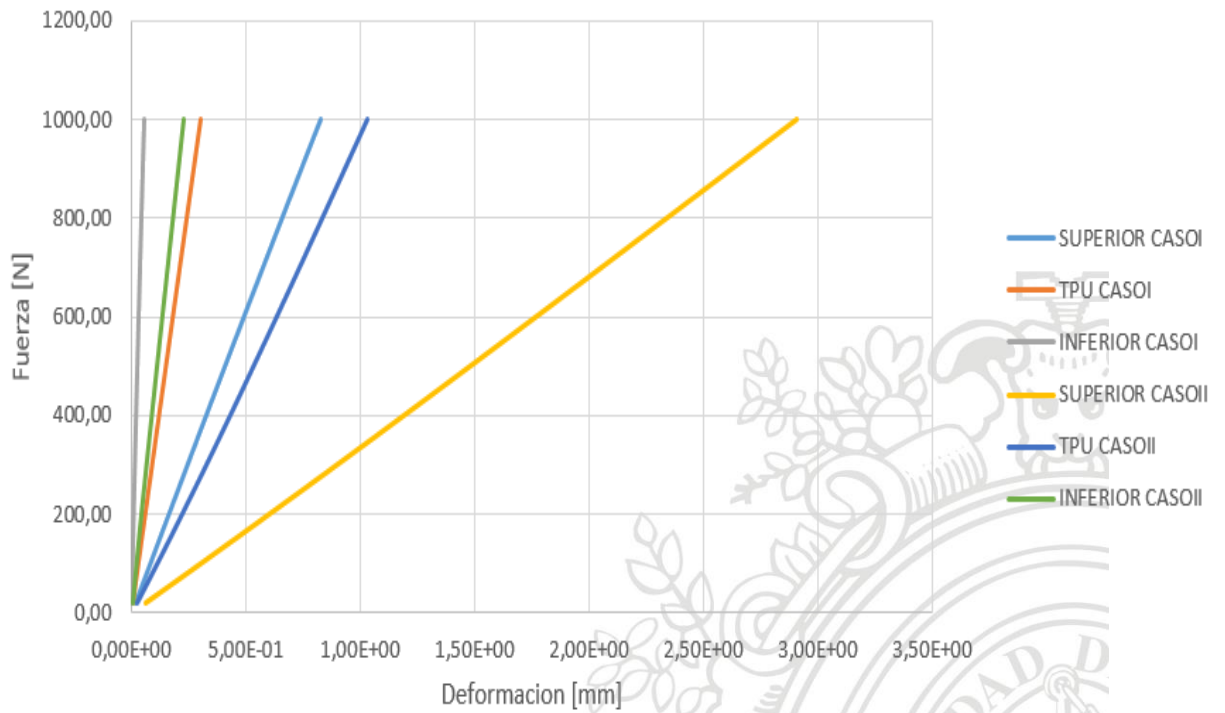


Figura 85 Fuerza aplicada Vs Deformación.

- ENERGÍA ACUMULADA EN EL TPU

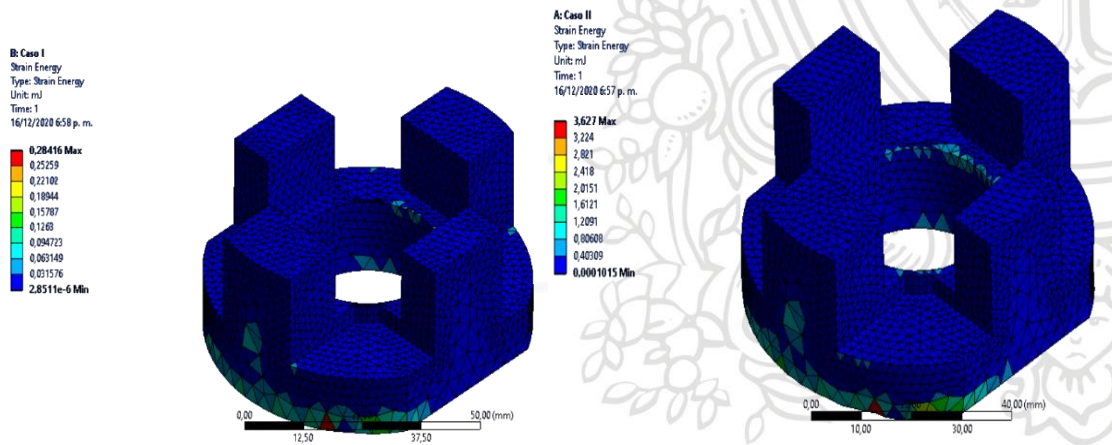


Figura 86 Energía acumulada par Caso I y II.

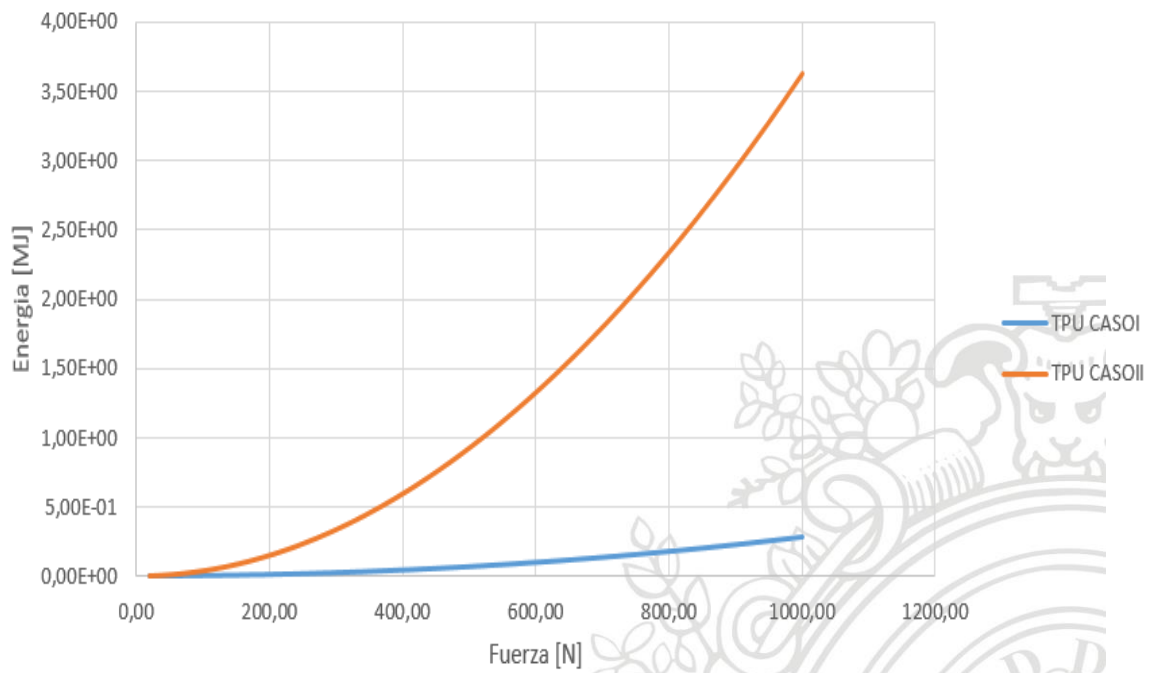


Figura 87 Energía Vs Fuerza Aplicada.

- FACTORES DE SEGURIDAD

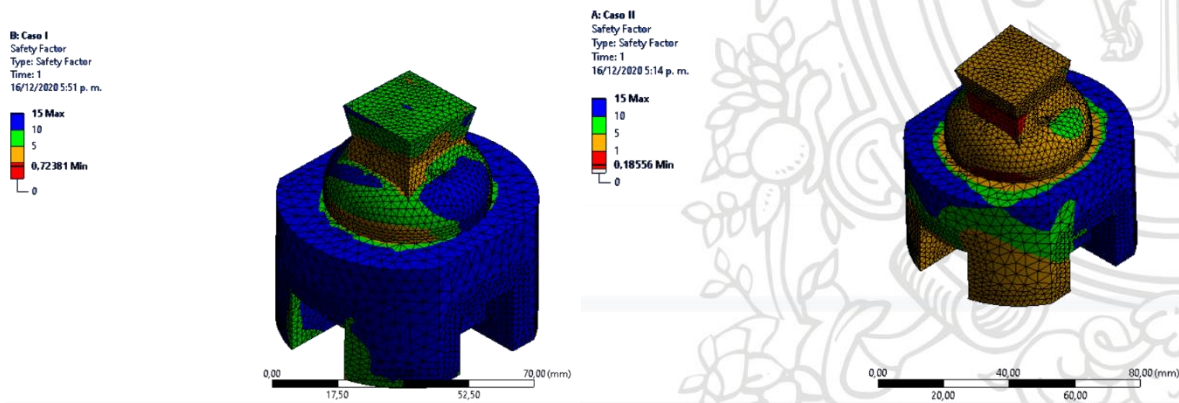
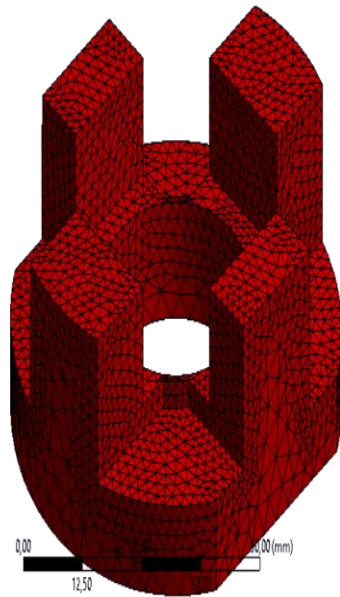


Figura 88 Factor de seguridad pieza superior par Caso I y II.

B: Caso I
 Safety Factor 2
 Type: Safety Factor
 Time: 0,22
 16/12/2020 5:51 p. m.



A: Caso II
 Safety Factor 2
 Type: Safety Factor
 Time: 0,22
 16/12/2020 5:17 p. m.

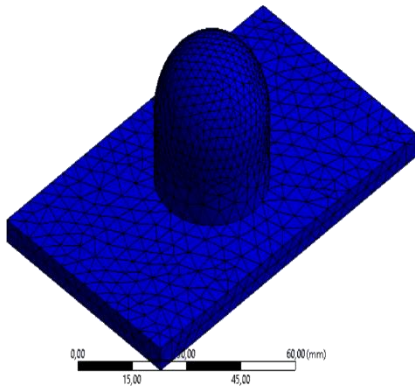
15 Max
 11,38 Min
 5
 1
 0



Figura 89 Factor de seguridad pieza en TPU par Caso I y II.

B: Caso I
 Safety Factor 3
 Type: Safety Factor
 Time: 1
 16/12/2020 5:52 p. m.

15 Max
 8,7445 Min
 1
 0



A: Caso II
 Safety Factor 3
 Type: Safety Factor
 Time: 1
 16/12/2020 5:23 p. m.

15 Max
 10
 2,4962 Min
 0

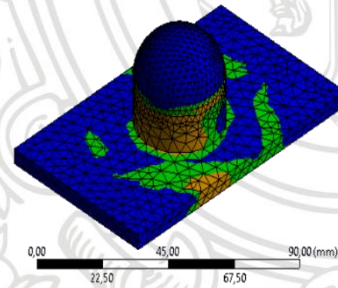


Figura 90 Factor de seguridad pieza inferior par Caso I y II.

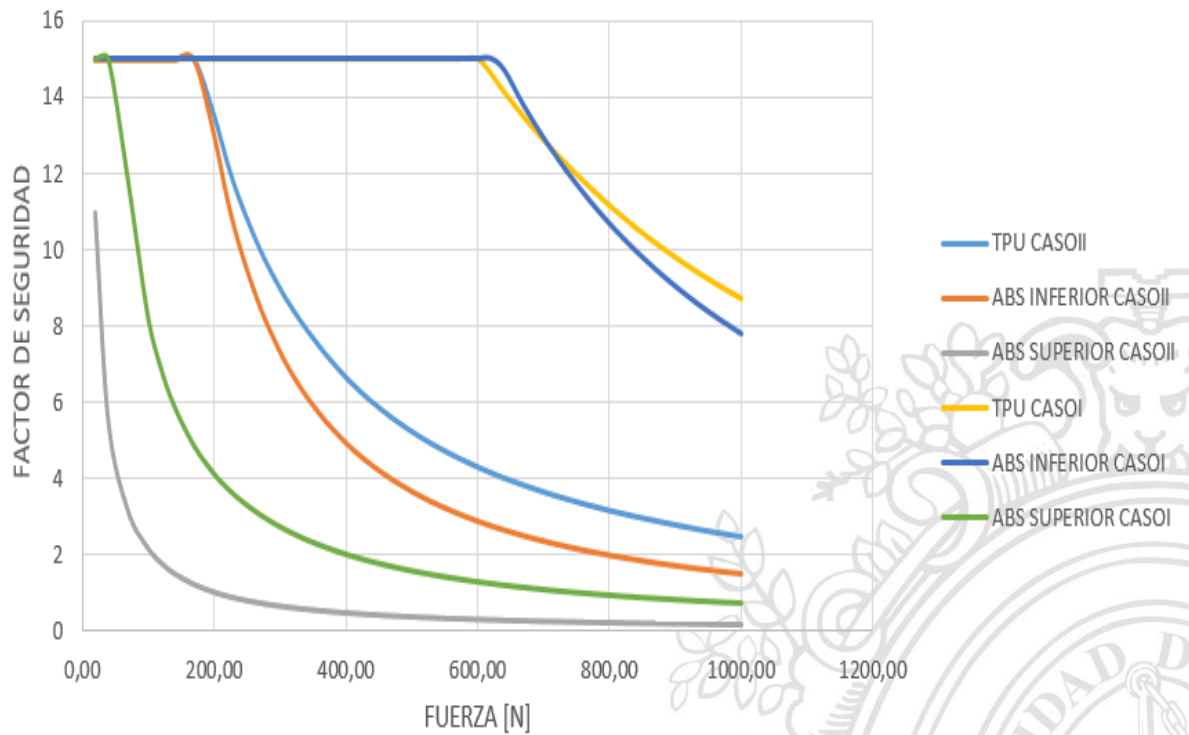


Figura 91 Factor de seguridad Vs Fuerza aplicada.

3.2.3.6.3 PET-G

A continuación, se presentan los resultados de las simulaciones en donde se observa que la pieza superior es la más crítica debido a la concentración de esfuerzos en el triángulo invertido, el cual se requiere para la alineación.

- ESFUERZO MÁXIMO

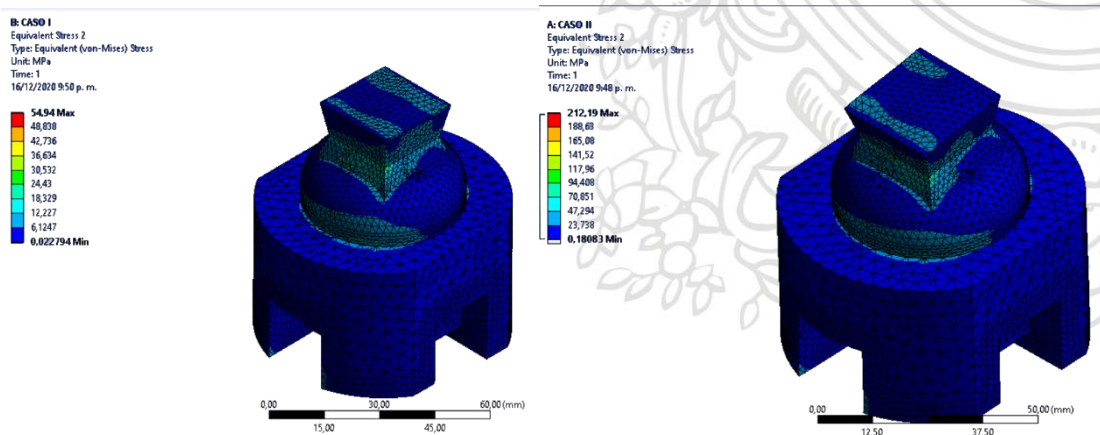


Figura 92 Von-Miset para el Caso I y II en pieza superior.

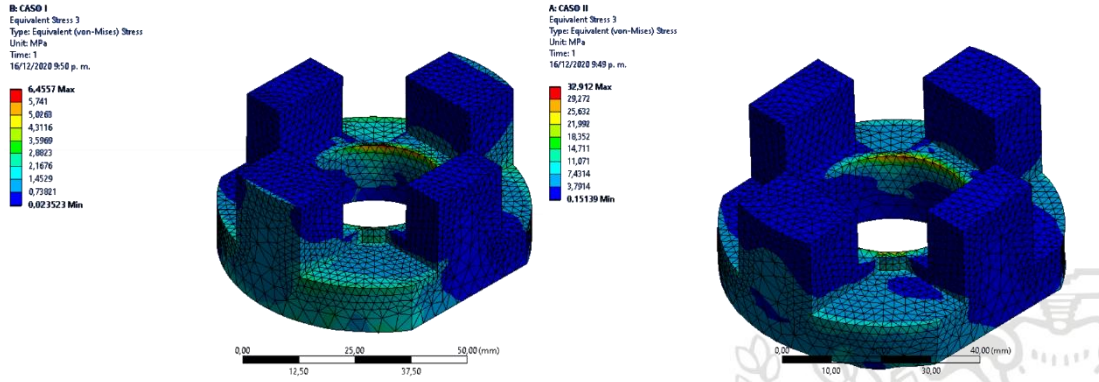


Figura 93 Von-Miset para el Caso I y II en pieza de TPU.

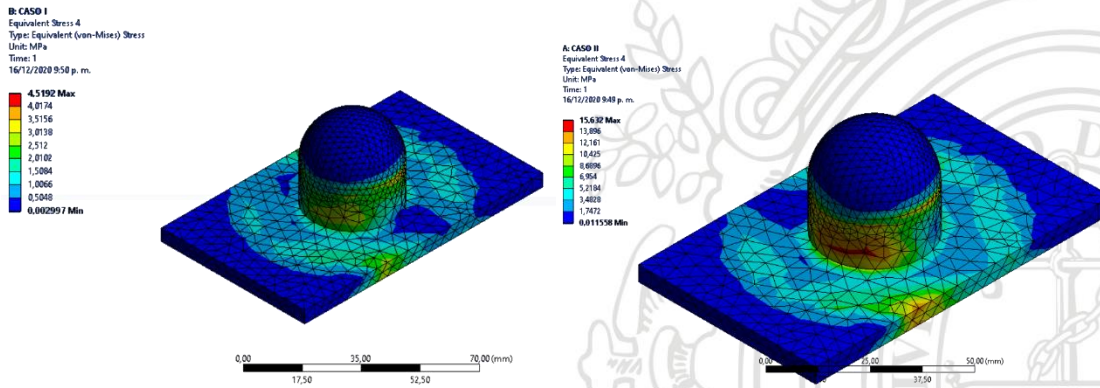


Figura 94 Von-Miset para el Caso I y II en pieza inferior.

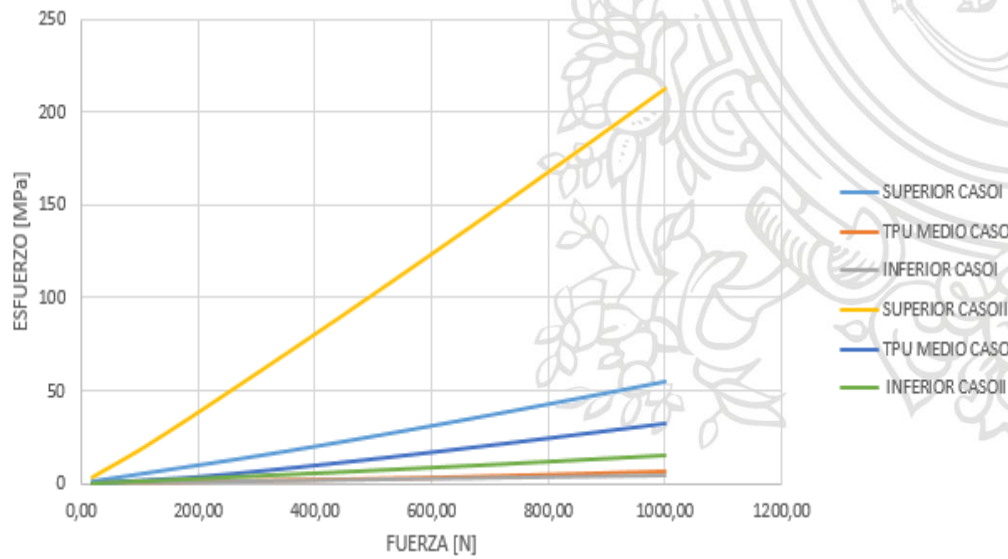


Figura 95 Esfuerzo Vs Fuerza aplicada.

- DEFORMACIÓN UNITARIA

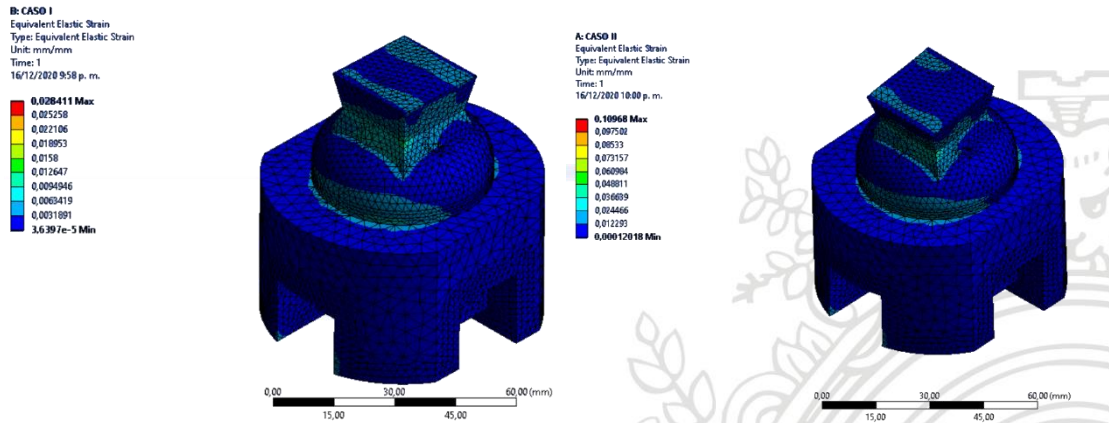


Figura 96 Deformación unitaria pieza superior par Caso I y II.

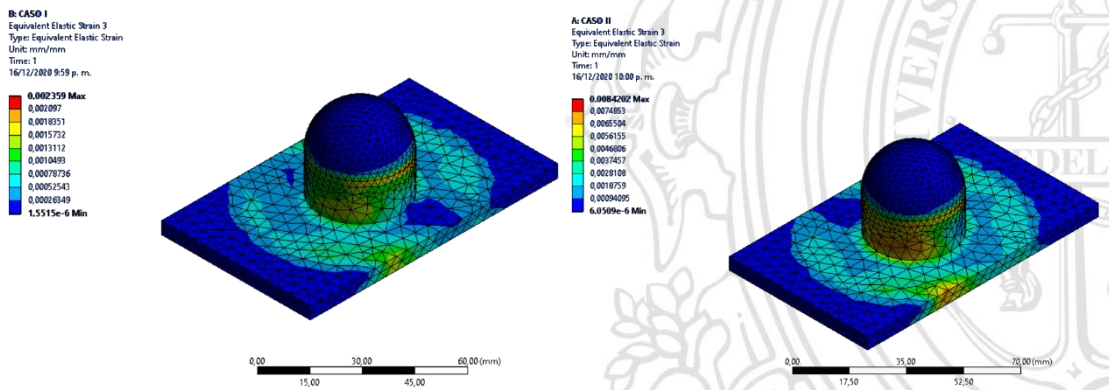


Figura 97 Deformación unitaria pieza de TPU par Caso I y II.

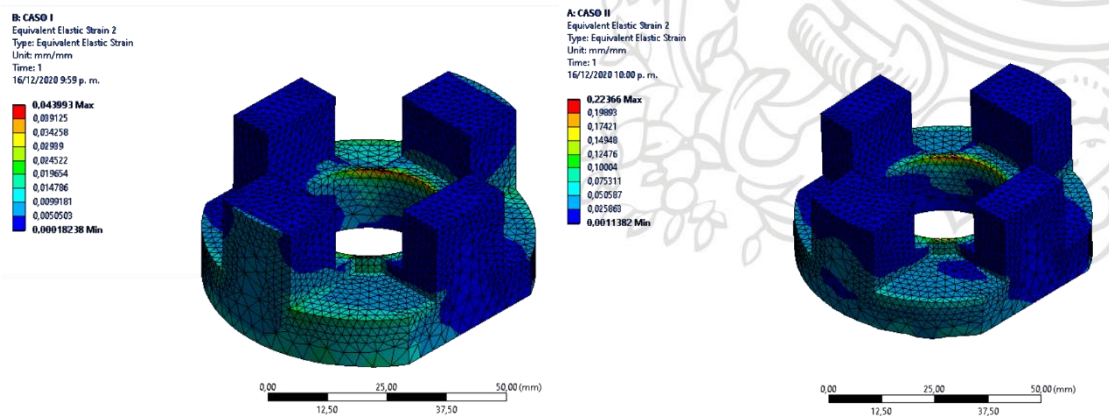


Figura 98 Deformación unitaria pieza inferior par Caso I y II.

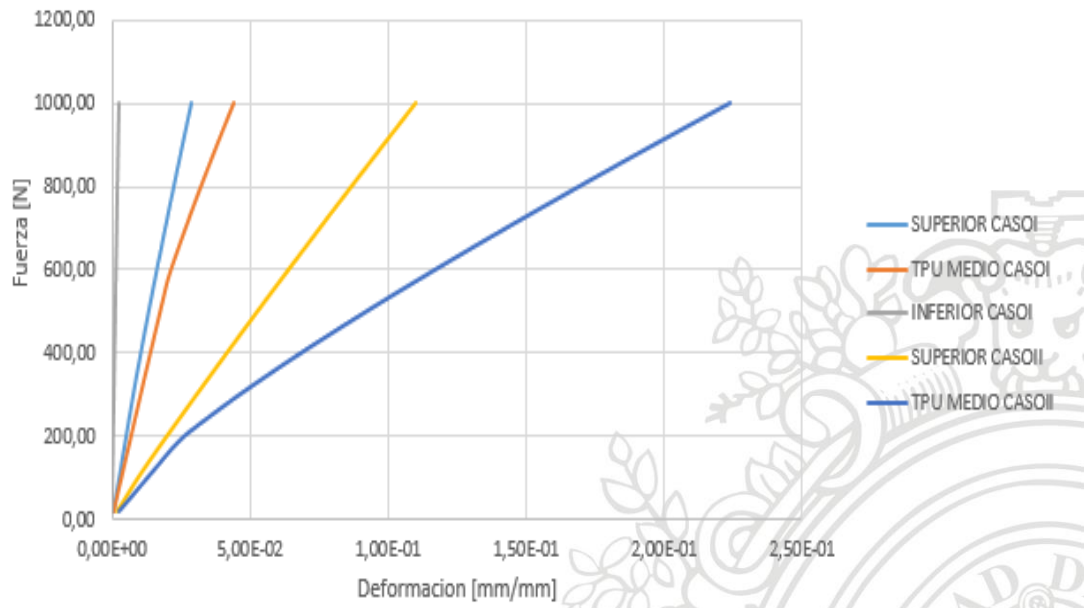


Figura 99 Fuerza Aplicada Vs Deformación.

- DEFORMACIÓN TOTAL

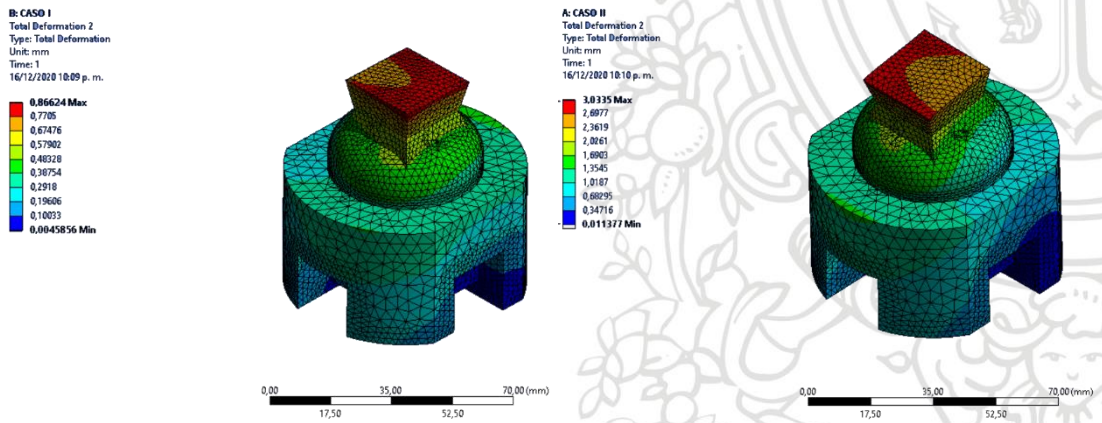


Figura 100 Deformación total pieza superior par Caso I y II.

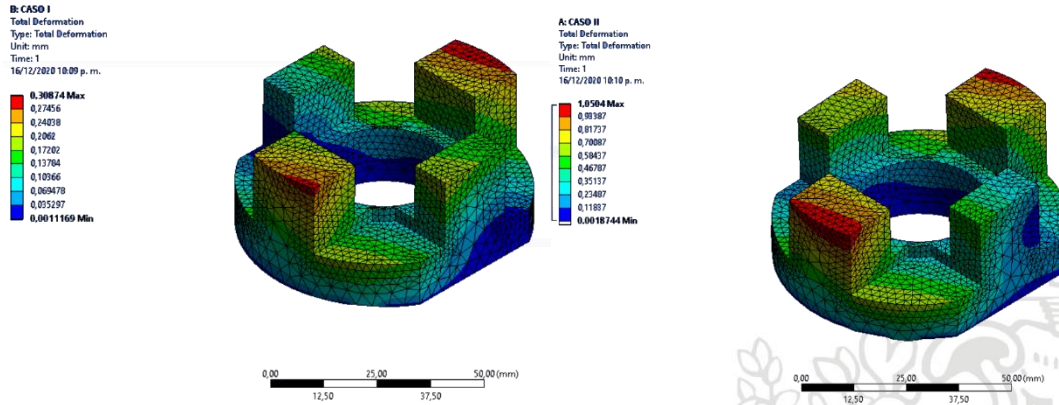


Figura 101 Deformación total pieza de TPU par Caso I y II.

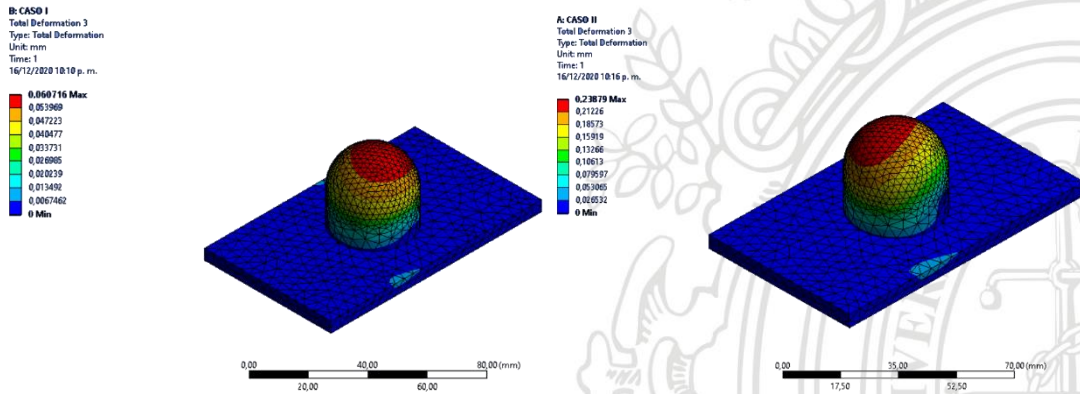


Figura 102 Deformación total pieza inferior par Caso I y II.

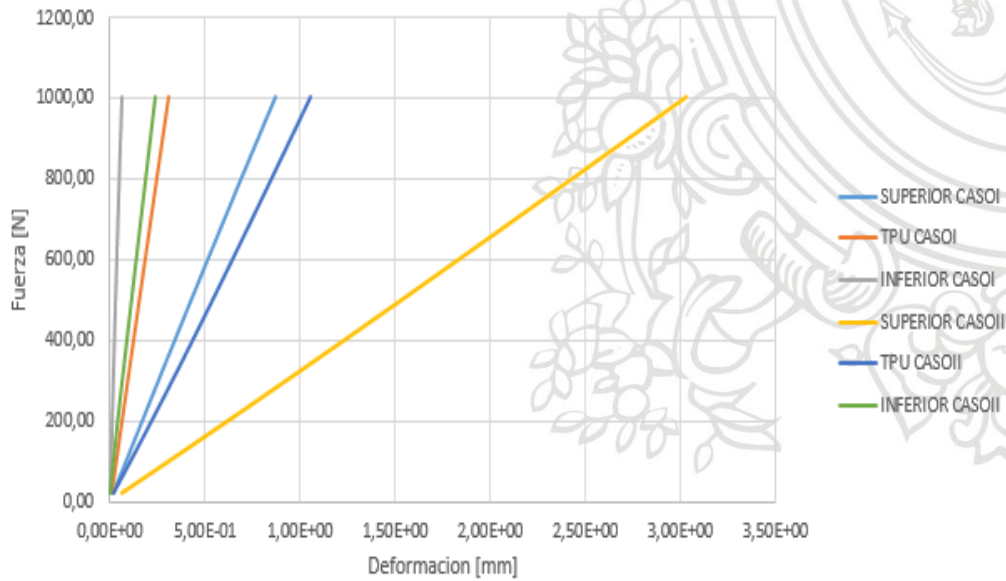


Figura 103 Fuerza aplicada Vs Deformación.

- ENERGÍA ACUMULADA EN EL TPU

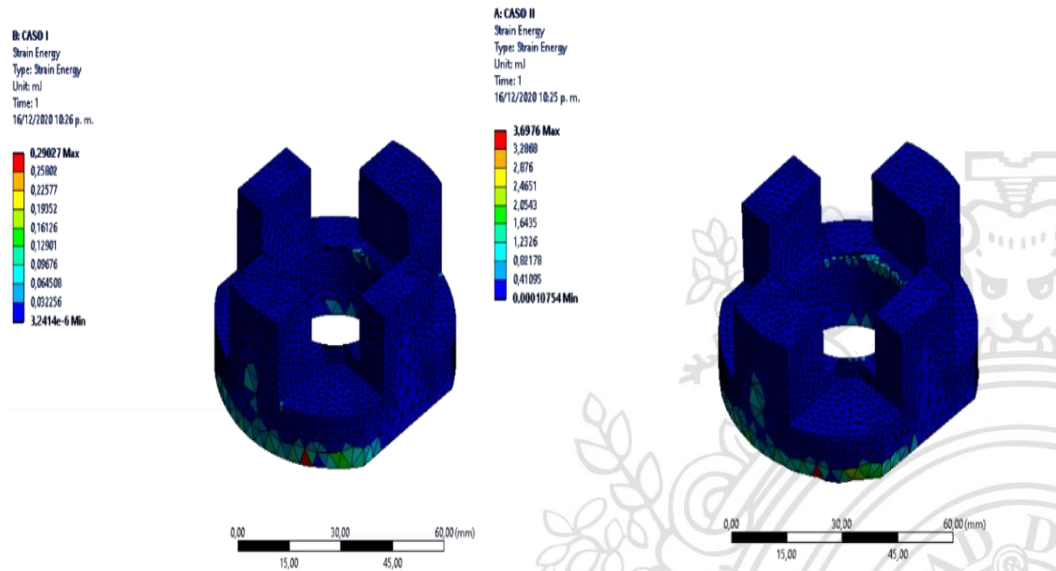


Figura 104 Energía acumulada par Caso I y II.

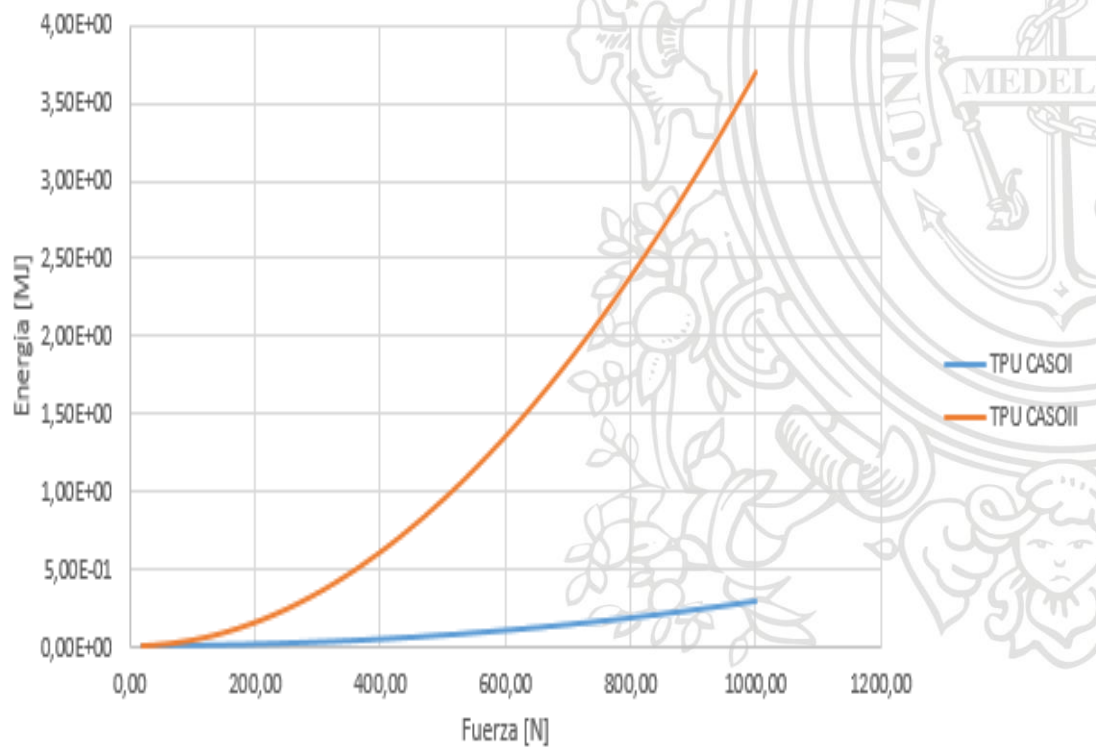


Figura 105 Energía Vs Fuerza Aplicada.

- FACTORES DE SEGURIDAD

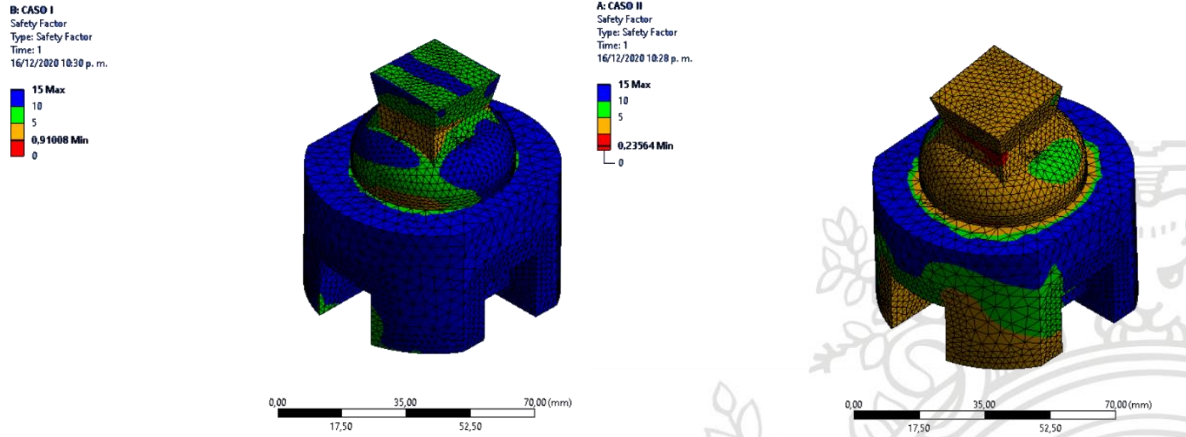


Figura 106 Factor de seguridad pieza superior par Caso I y II.

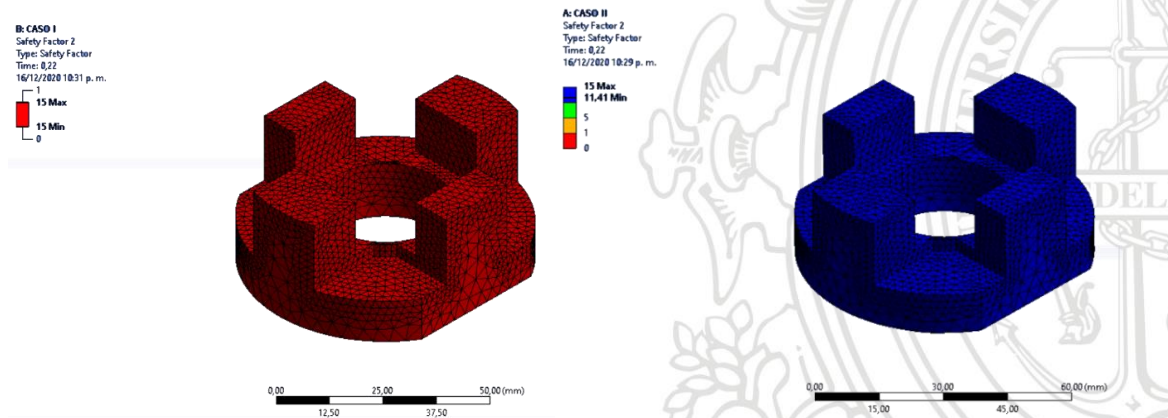


Figura 107 Factor de seguridad pieza en TPU par Caso I y II.

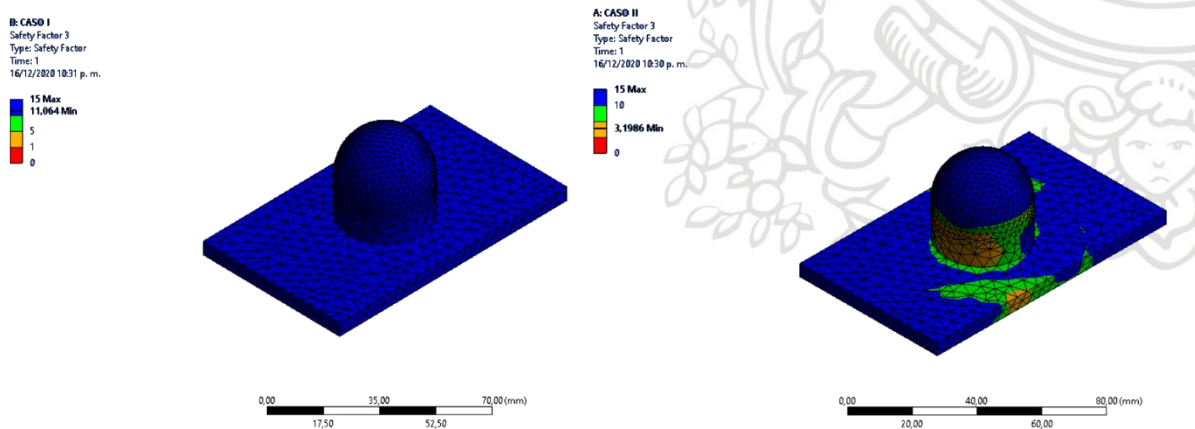


Figura 108 Factor de seguridad pieza inferior par Caso I y II.

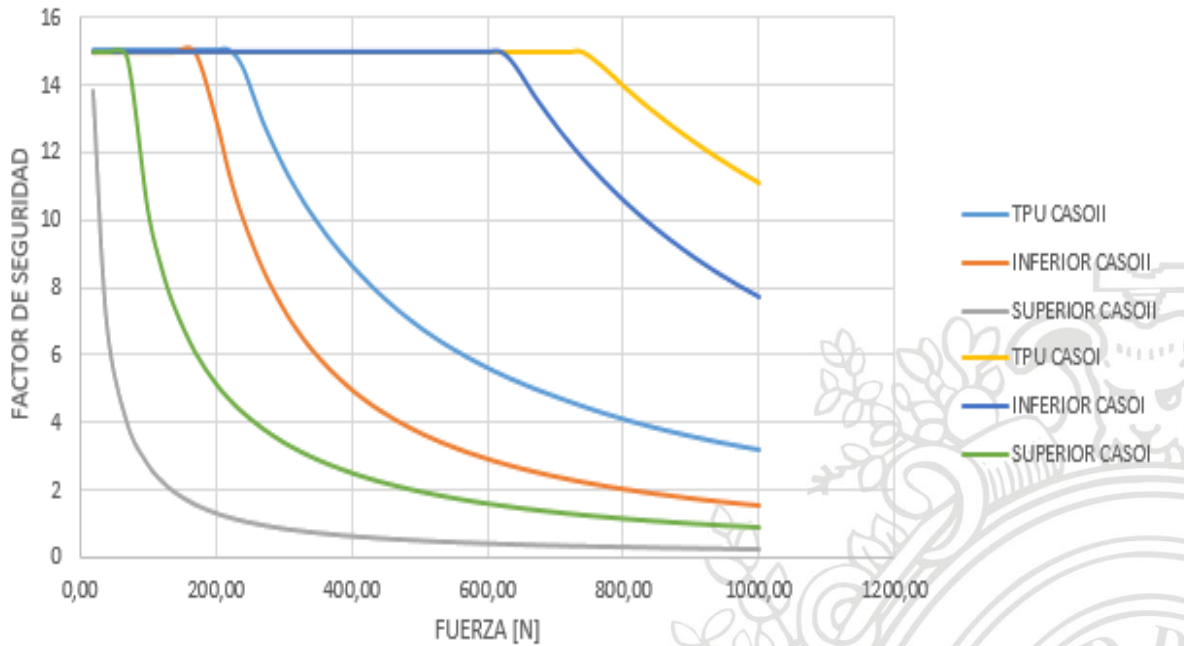


Figura 109 Factor de seguridad Vs Fuerza aplicada.

3.2.3.6.4 NAILON

A continuación, se presentan los resultados de las simulaciones en donde se encuentran que la pieza superior es la más crítica debido a la concentración de esfuerzos en el triángulo invertido el cual se requiere para la alineación.

- ESFUERZO MÁXIMO

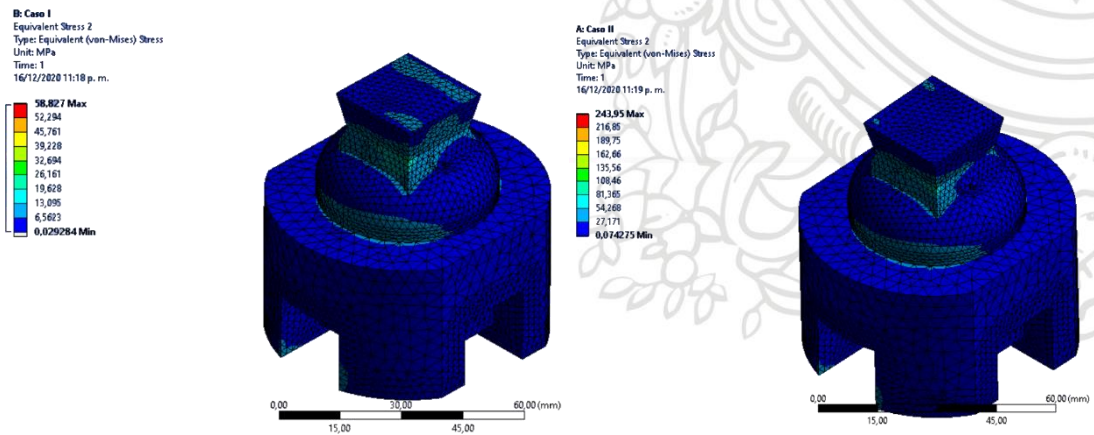


Figura 110 Von-Miset para el Caso I y II en pieza superior.

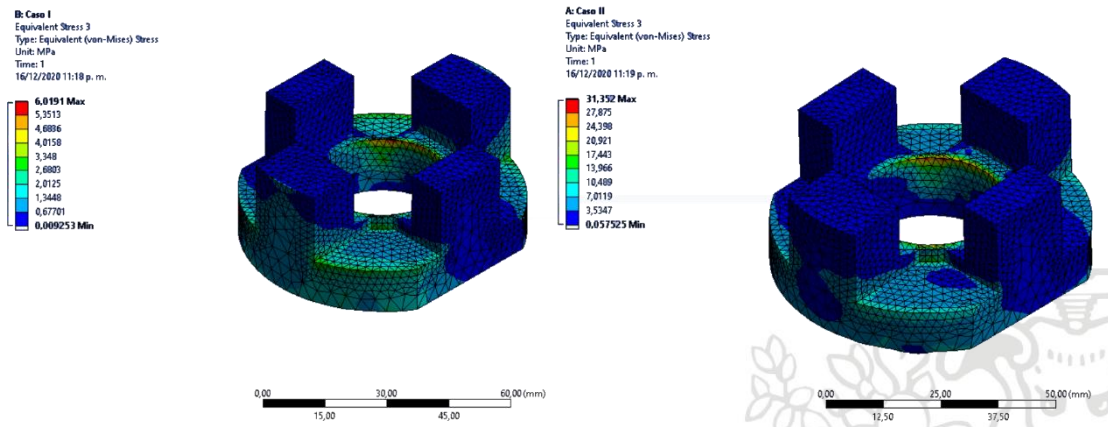


Figura 111 Von-Mises para el Caso I y II en pieza de TPU.

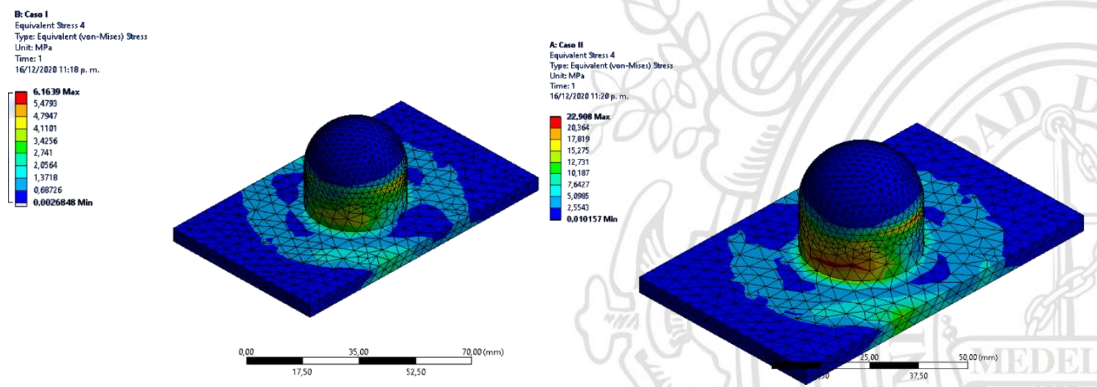


Figura 112 Von-Mises para el Caso I y II en pieza inferior.

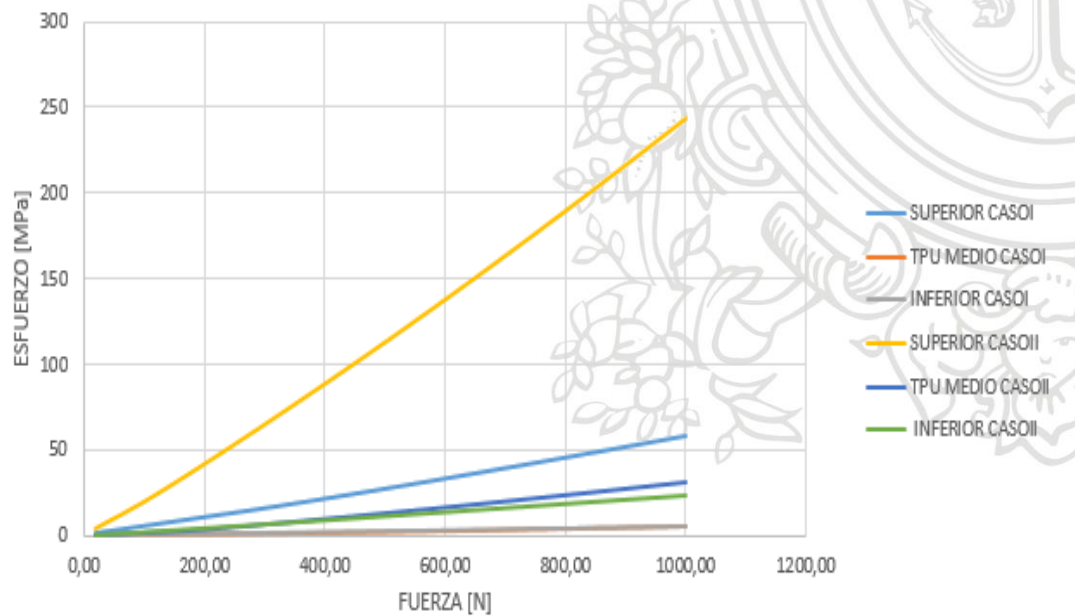


Figura 113 Esfuerzo Vs Fuerza aplicada.

- DEFORMACIÓN UNITARIA

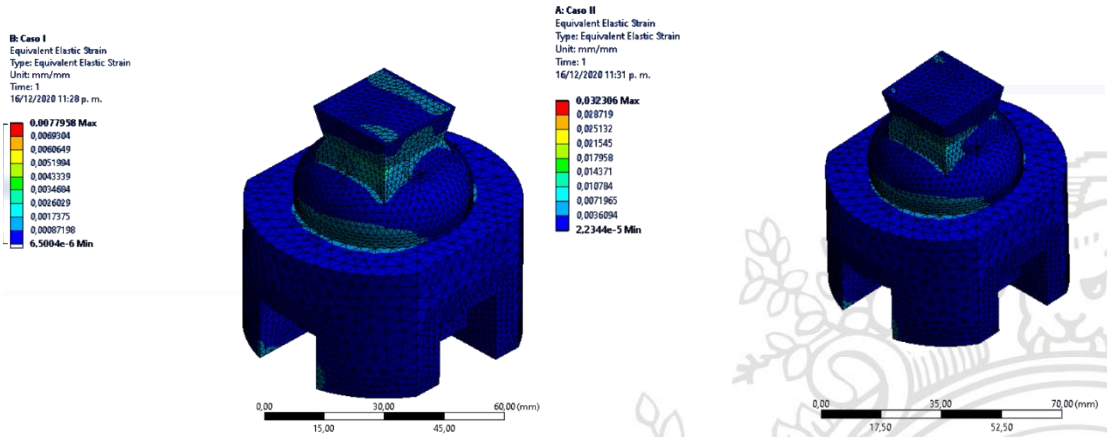


Figura 114 Deformación unitaria pieza superior par Caso I y II.

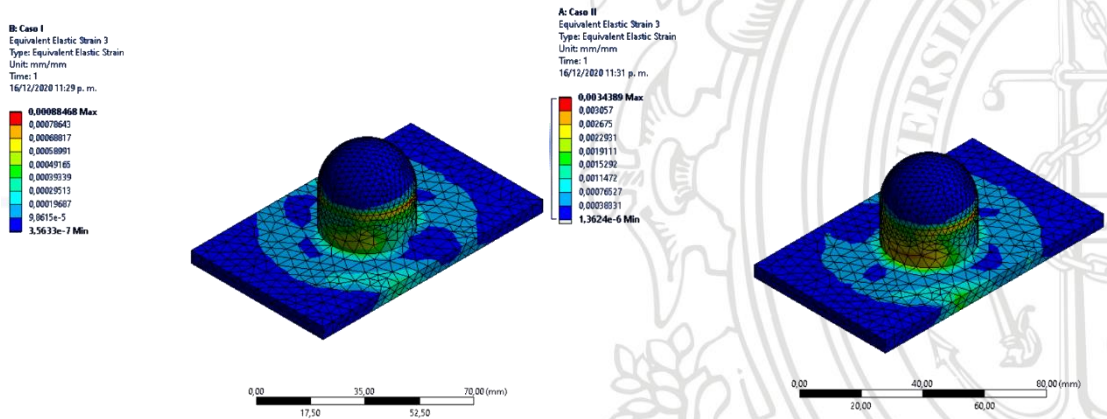


Figura 115 Deformación unitaria pieza de TPU par Caso I y II.

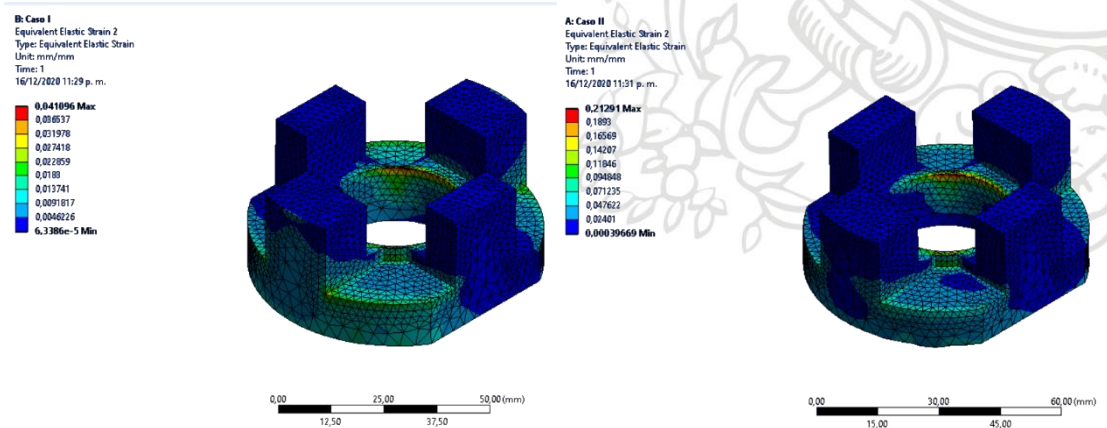


Figura 116 Deformación unitaria pieza inferior par Caso I y II.

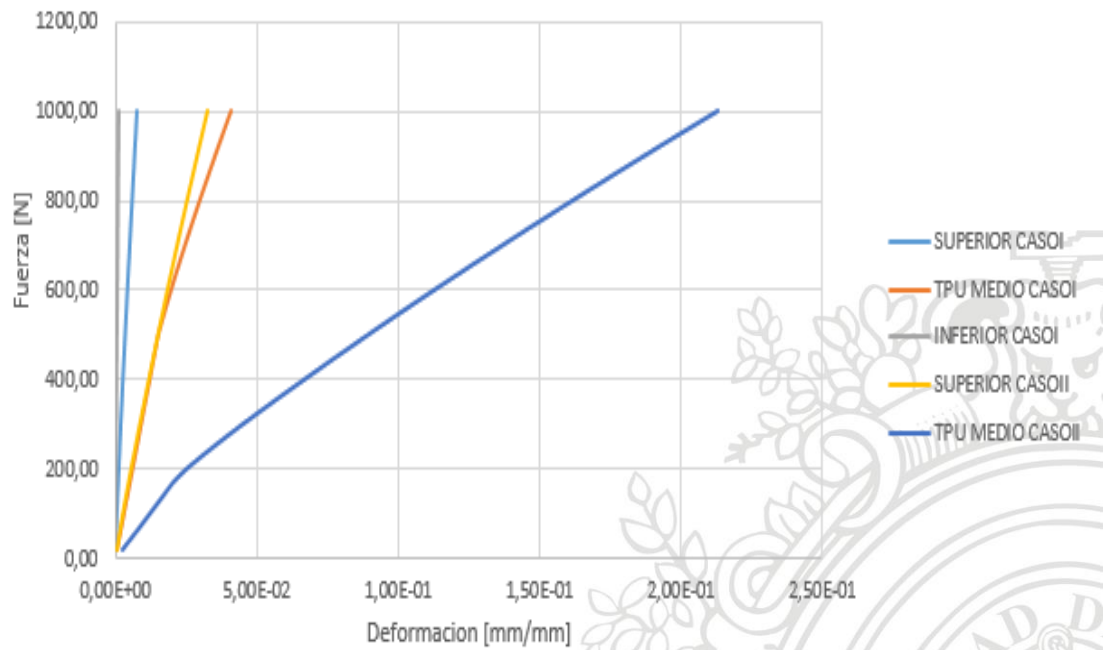


Figura 117 Fuerza Aplicada Vs Deformación.

- DEFORMACIÓN TOTAL

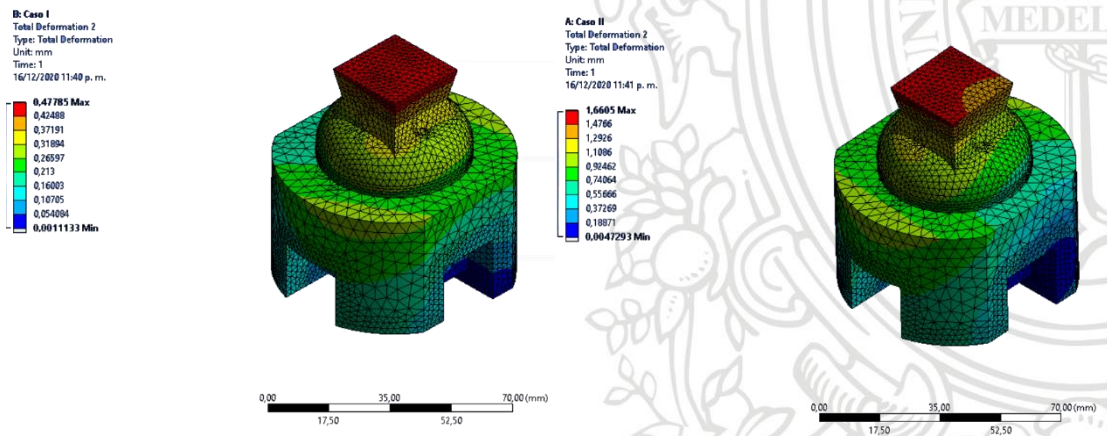


Figura 118 Deformación total pieza superior par Caso I y II.

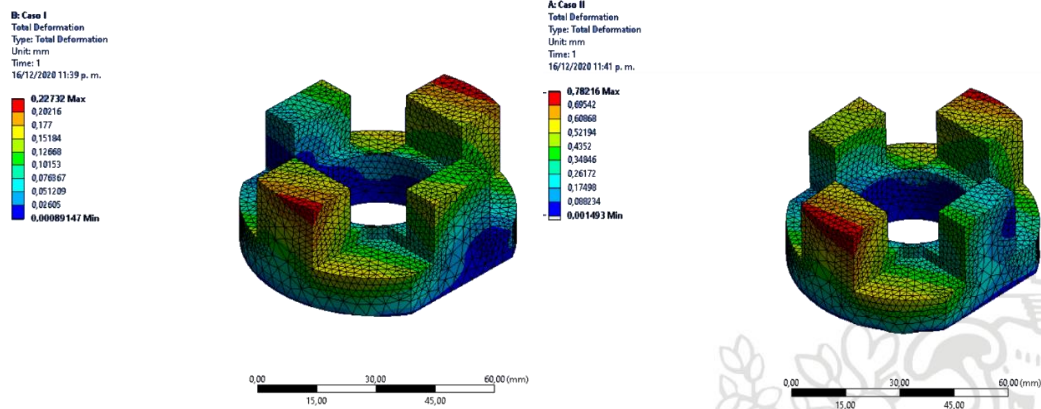


Figura 119 Deformación total pieza de TPU par Caso I y II.

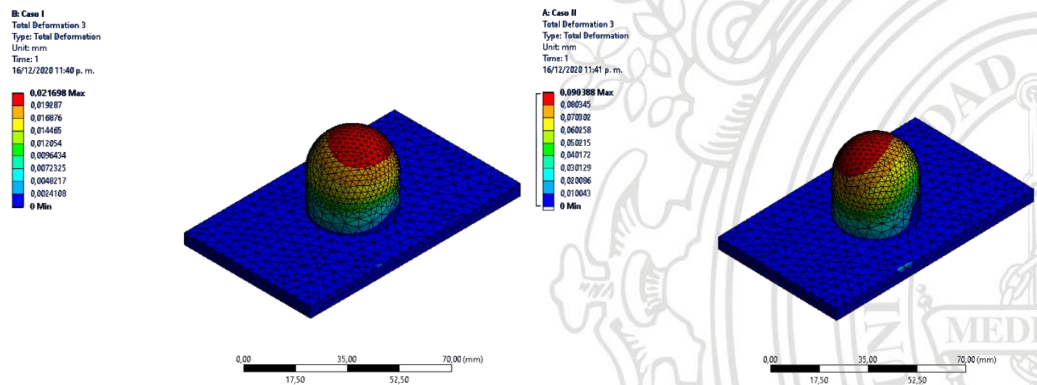


Figura 120 Deformación total pieza inferior par Caso I y II.

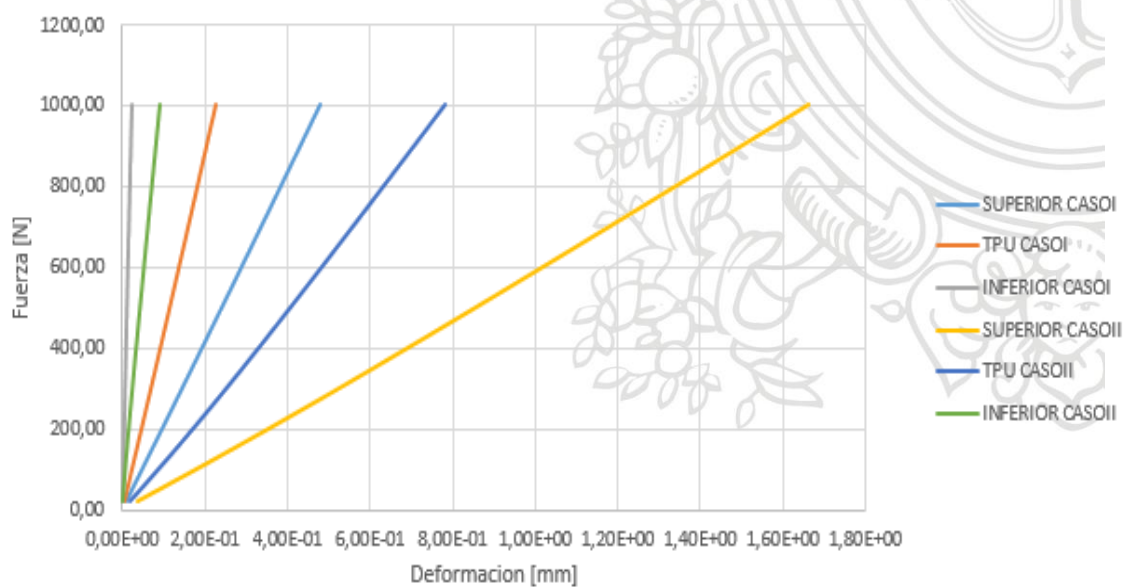


Figura 121 Fuerza aplicada Vs Deformación.

- ENERGÍA ACUMULADA EN EL TPU

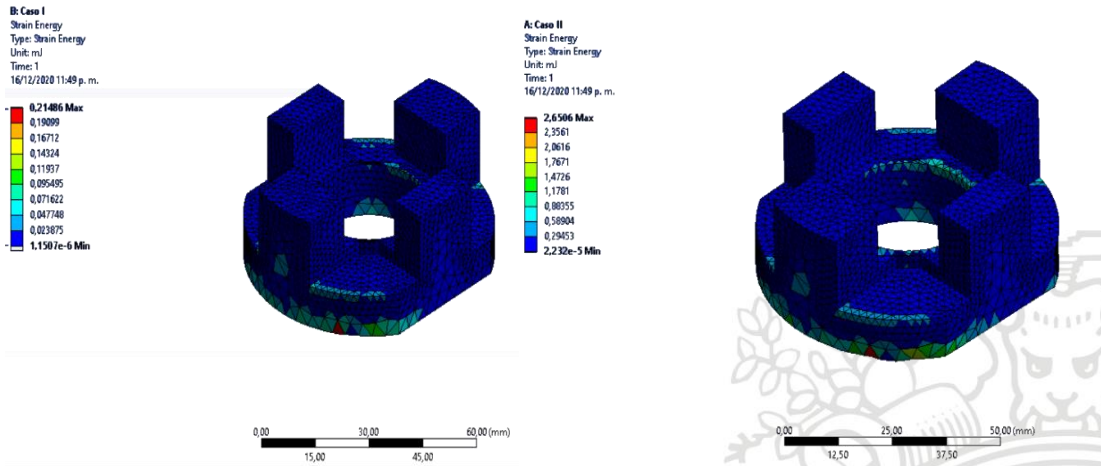


Figura 122 Energía acumulada par Caso I y II.

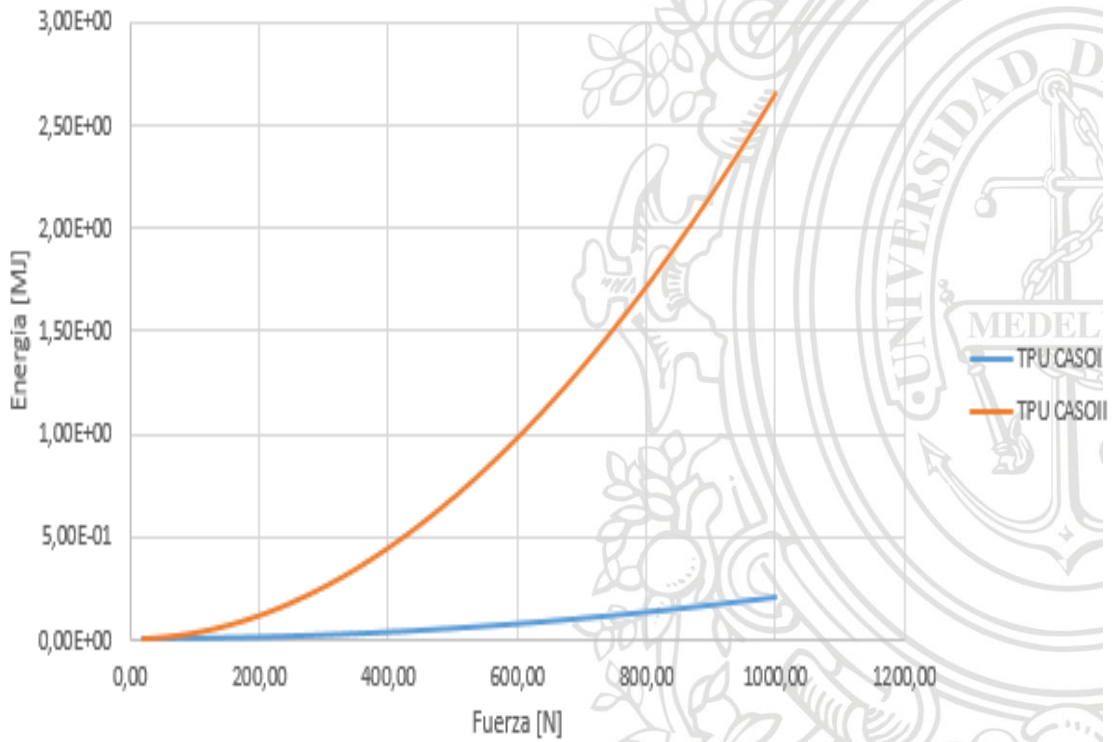


Figura 123 Energía Vs Fuerza Aplicada.

- FACTORES DE SEGURIDAD

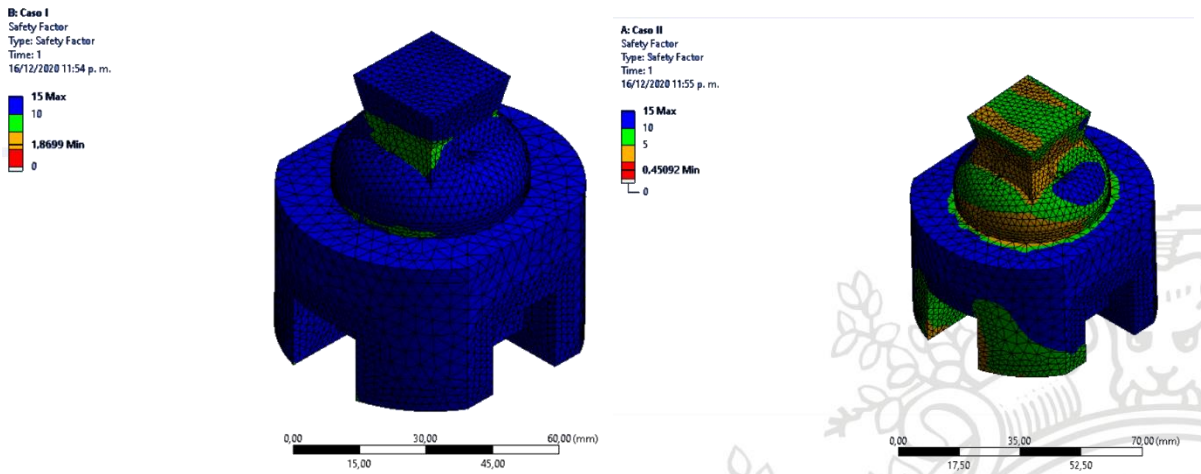


Figura 124 Factor de seguridad pieza superior par Caso I y II.

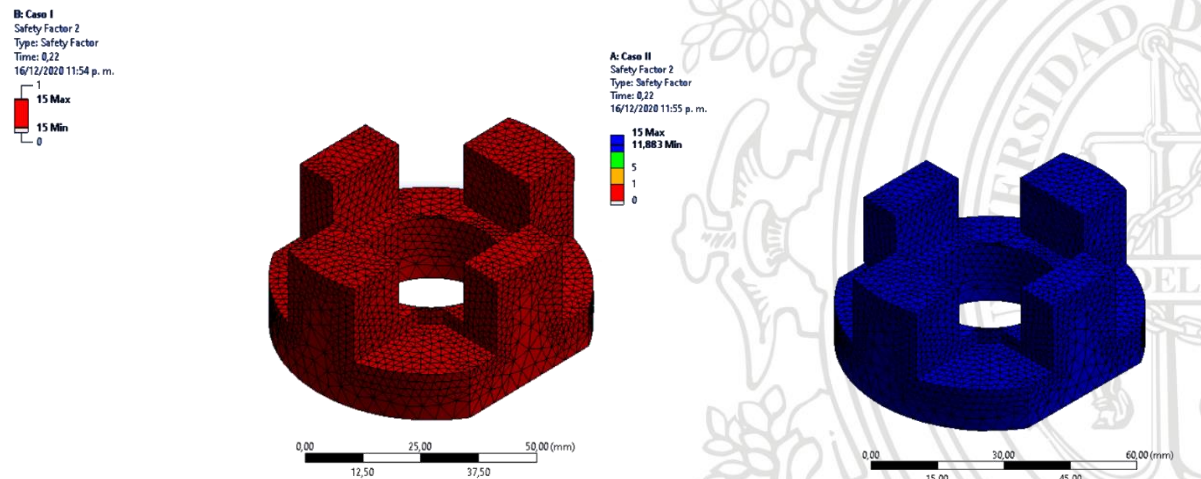


Figura 125 Factor de seguridad pieza en TPU par Caso I y II.

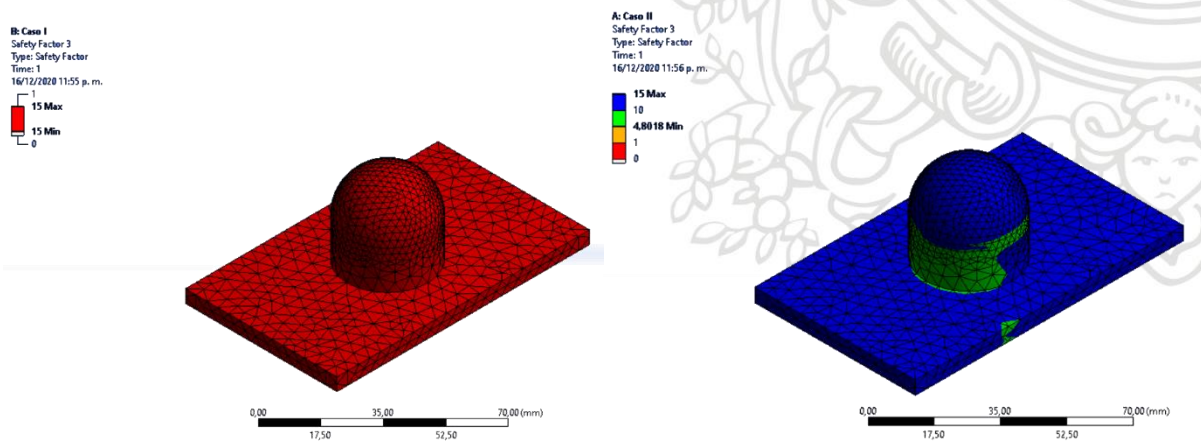


Figura 126 Factor de seguridad pieza inferior par Caso I y II.

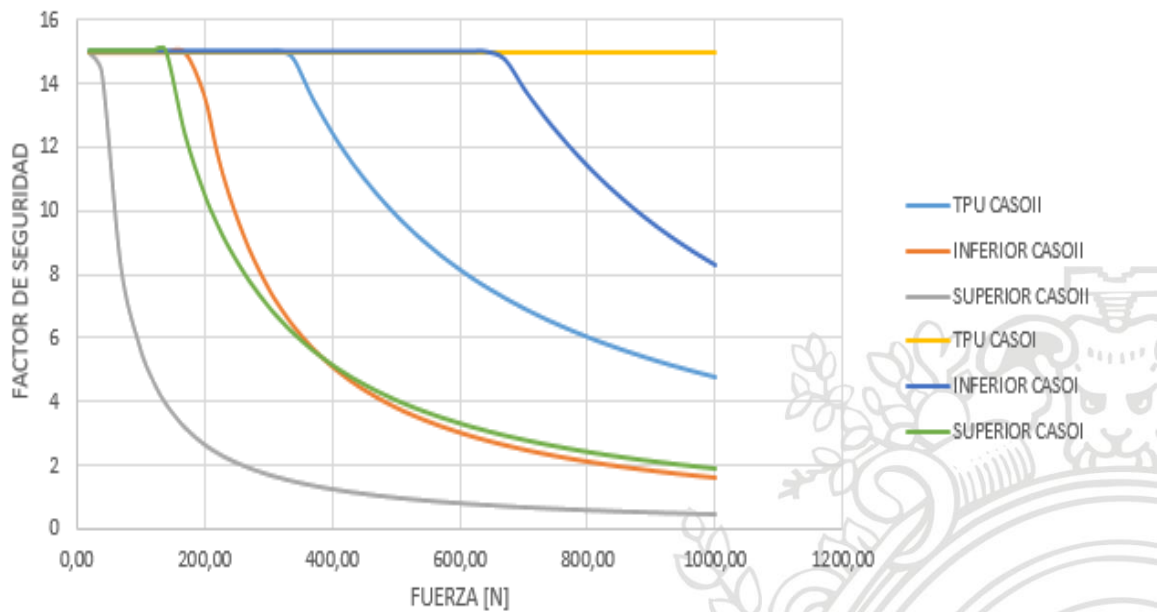


Figura 127 Factor de seguridad Vs Fuerza aplicada.

4. FABRICACIÓN DEL PROTOTIPO

Para la fabricación de los prototipos se empleó una impresora Anet A8 donde se imprimieron 7 prototipos. Dos de Nylon-TPU y cinco de PLA-TPU como se puede ver en la Figura 128 y en la Figura 129, respectivamente. En prototipos de nylon-TPU se encontró una gran dificultad a la hora de imprimirlos al 100% debido a su alta retracción, la cual generaba que las piezas se levantaran de la cama caliente. Esta impresora no cuenta con un ambiente controlado para imprimir este tipo de materiales.



Figura 128 Prototipo en Nylon-TPU.



Figura 129 Prototipo PLA-TPU.

4.1 COSTOS DE FABRICACIÓN

A continuación, se presentan los costos de impresión de la articulación de tobillo impresa al 100% de densidad de todas sus partes, encontrando que el PLA es el más económico para realizar la articulación y el nailon siendo el más costoso, dando una diferencia de \$20.321.71 entre ellos. Para encontrar el costo de fabricación se empleó la

Ecuación 13 en donde el costo energético que se empleó fue de 653,16 \$/kWh, el cual corresponde al mayor costo en la tarifa energética de EPM para febrero de 2020. El consumo energético de la máquina que se empleó para los cálculos fue de 0,5kWh [32].

Ecuación 13 Costo de impresión.

$$\begin{aligned}
 & \text{COSTO DE IMPRESION} \\
 = & \frac{\text{FILAMENTO REQUERIDO} * \text{COSTO MATERIAL}}{\text{CANTIDAD DE FILAMENTO}} \\
 + & \text{TIEMPO DE IMPRESION} * \text{kWh MAQUINA} * \text{COSTO ENERGIA}
 \end{aligned}$$

Tabla 11 Costo de la articulación de tobillo para los diferentes materiales.

COSTO DE LA ARTICULACION DE TOBILLO PARA LOS DIFERENTES MATERIALES					
PIEZAS	MATERIAL	CANTIDAD REQUERIDA [g]	TIEMPO DE IMPRESIÓN [h]	COSTO DE UN KILO DE FILAMENTO[\$]	COSTO IMPRESIÓN [\$]
ROTULA Y SOPORTE DE ROTULA	PLA	261	24	84500	29892.42
AMORTIGUADOR	TPU	56	15.5	125000	12061.99
TOTAL					41954.41
PIEZAS	MATERIAL	CANTIDAD REQUERIDA [g]	TIEMPO DE IMPRESIÓN [h]	COSTO PROMEDIO DE UN KILO DE FILAMENTO[\$]	COSTO IMPRESIÓN [\$]
ROTULA Y SOPORTE DE ROTULA	ABS	275	30.5	75000	30585.69
AMORTIGUADOR	TPU	56	15.5	125000	12061.99
TOTAL					42647.68
PIEZAS	MATERIAL	CANTIDAD REQUERIDA [g]	TIEMPO DE IMPRESIÓN [h]	COSTO PROMEDIO DE UN KILO DE FILAMENTO[\$]	COSTO IMPRESIÓN [\$]
ROTULA Y SOPORTE DE ROTULA	Nylon	275	48.5	125000	50214.13
AMORTIGUADOR	TPU	56	15.5	125000	12061.99
TOTAL					62276.12
PIEZAS	MATERIAL	CANTIDAD REQUERIDA [g]	TIEMPO DE IMPRESIÓN [h]	COSTO PROMEDIO DE UN KILO DE FILAMENTO[\$]	COSTO IMPRESIÓN [\$]
ROTULA Y SOPORTE DE ROTULA	PETG	261	47	102000	41971.26
AMORTIGUADOR	TPU	56	15.5	125000	12061.99
TOTAL					54033.25
PIEZAS	MATERIAL	CANTIDAD REQUERIDA [g]	TIEMPO DE IMPRESIÓN [h]	COSTO PROMEDIO DE UN KILO DE FILAMENTO[\$]	COSTO IMPRESIÓN [\$]
ROTULA Y SOPORTE DE ROTULA	FIBRA DE CARBONO BASE PETG	261	24	120000	39157.92
AMORTIGUADOR	TPU	56	15.5	125000	12061.99
TOTAL					51219.91

5. PROCEDIMIENTO PLANTEADO

5.1 PROCEDIMIENTO

Se requieren como mínimo cuatro muestras para realizar los ensayos, dos para cada condición de carga. Se debe seleccionar el tipo de carga para determinar la configuración para cada condición de carga teniendo en cuenta la Tabla 12, para determinar el punto de aplicación de la carga se emplean las Ecuación 1 y la Ecuación 2 para resolver las ecuaciones se debe suponer U_x a una altura que facilite el ensayo. Para determinar los puntos de aplicación O y f para cada condición de carga se debe resolver la Ecuación 3, Ecuación 4, Ecuación 5 y Ecuación 6 para posteriormente determinar las componentes de la carga y ubicación de la misma. El procedimiento se observa en el diagrama de la

Figura 130 y Figura 131.

Tabla 12 Condiciones de prueba para condiciones de carga de prueba I y II [31].

Plano de referencia	Dirección	Desplazamiento					
		A100		A80		A60	
		Condición de carga (mm)		Condición de carga (mm)		Condición de carga (mm)	
		I	II	I	II	I	II
Arriba	F_t	82	55	89	51	81	51
	O_t	-79	-40	-74	-44	-85	-49
Rodilla	F_k	52	72	56	68	49	68
	O_k	-50	-35	-48	-39	-57	-43
Tobillo	F_a	-32	120	-35	115	-41	115
	O_a	30	-22	25	-24	24	-26
Abajo	F_b	-48	129	-52	124	-58	124
	O_b	45	-19	39	-22	39	-23

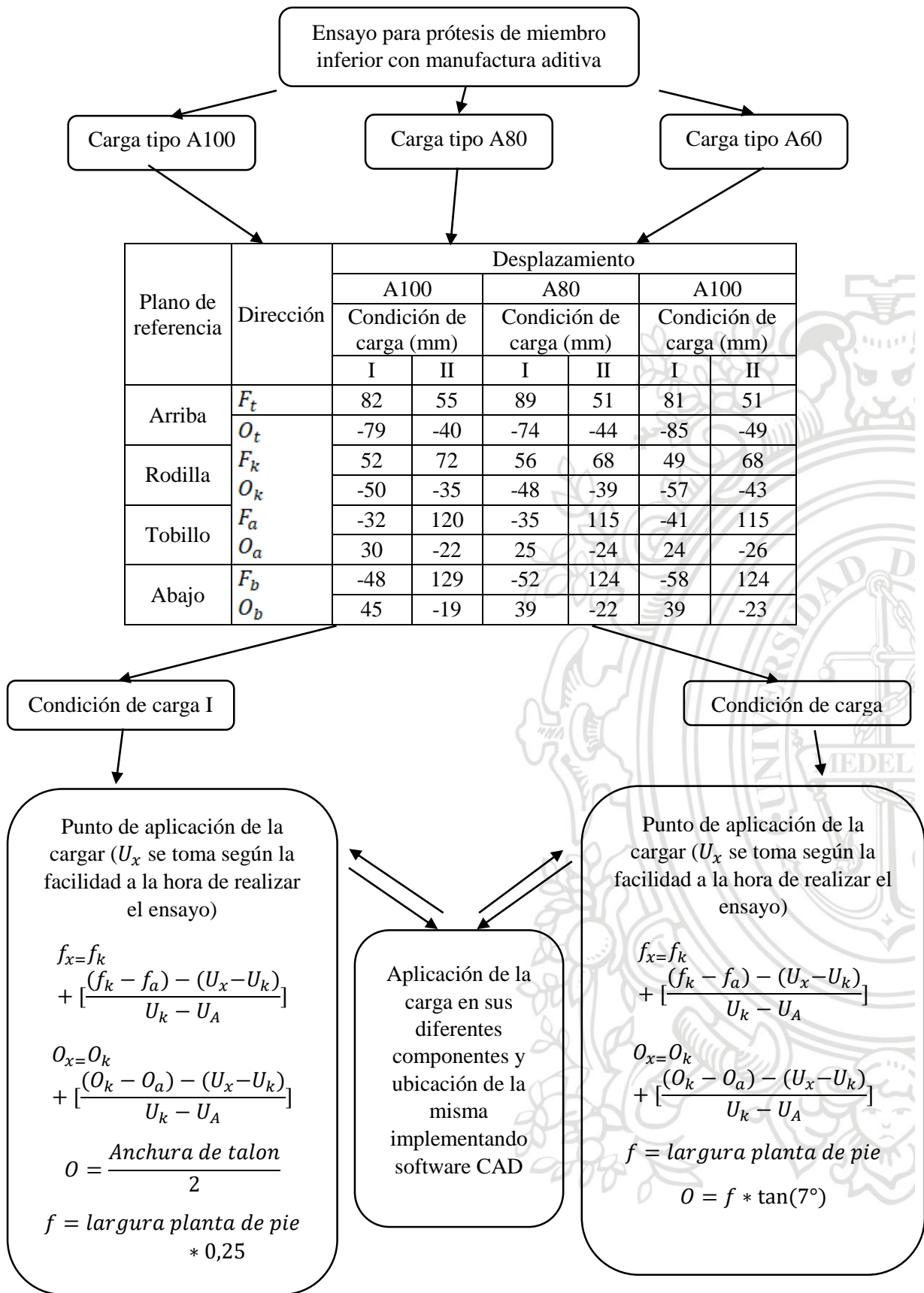


Figura 130 Diagrama del proceso de ensayo de las prótesis.

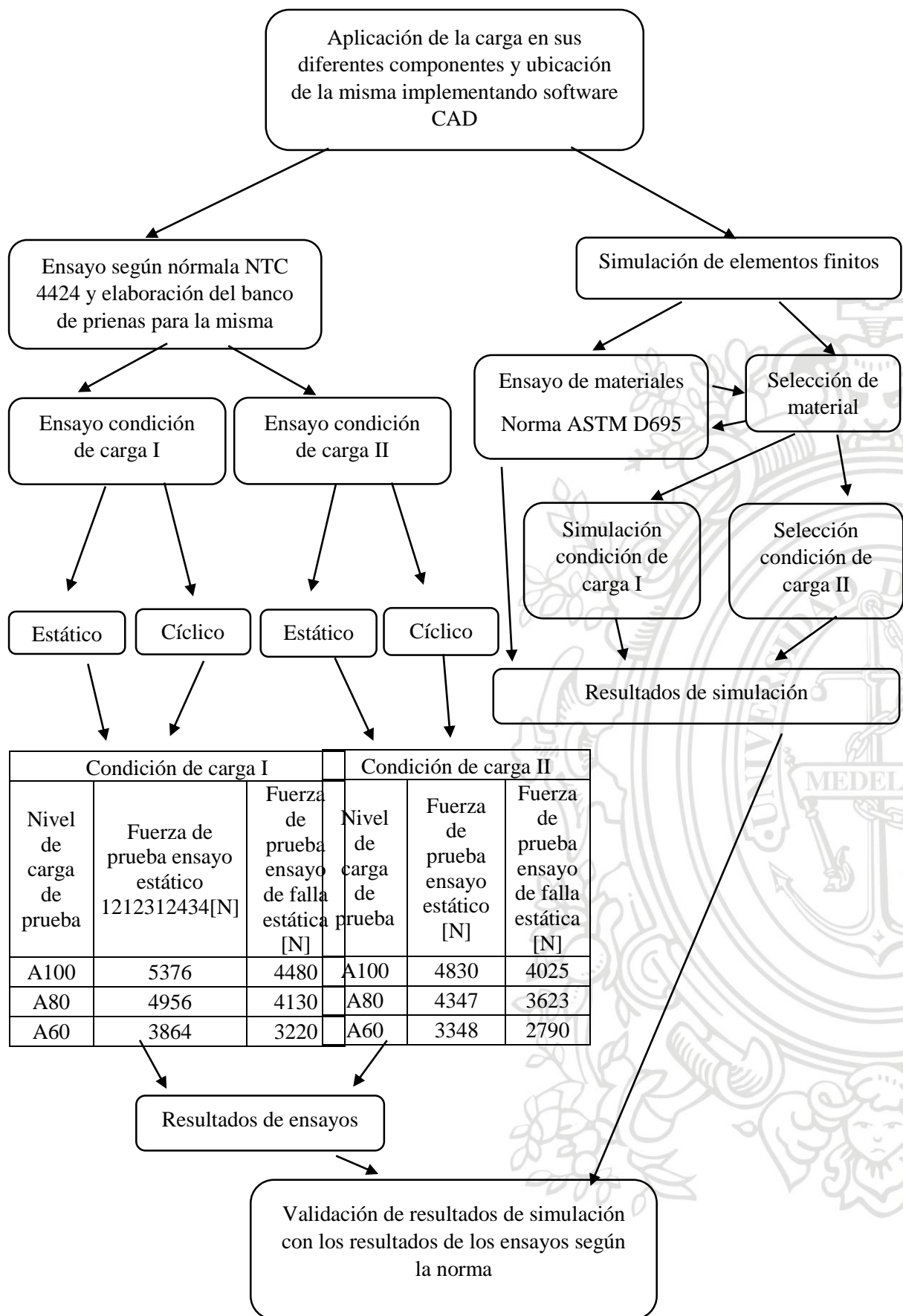


Figura 131 Diagrama del proceso de ensayo de las prótesis.

5.1.1 CONDICIÓN DE CARGA I

1. Realizar el montaje con la muestra 1 en el banco de ensayos diseñado previamente para la condición de carga I.
2. Se aplica una fuerza de 50N a una velocidad de 2mm/min y se mantiene hasta medir la altura desplazada.
3. Posteriormente se aplica una fuerza de ensayo para la prueba estática dependiendo del tipo de carga como se observa en la Tabla 13 a una velocidad de 2mm/min y se mide la altura.
4. Después se reduce la fuerza a 50N y se vuelve a medir.
5. Si la muestra no falla se reduce la fuerza a 0N y se procede a realizar el ensayo de falla estática.
6. En máximo 30s llegar a la fuerza de 1280N y a los 30s reducir la fuerza a 0N, anotar la fuerza máxima real lograda.
7. Comenzar a aumentar la fuerza 100N/s hasta fallar la pieza o alcance la fuerza de falla estática ver Tabla 13.
8. Repetir el proceso para la muestra 2 en condiciones de carga I.

Tabla 13 Fuerza de prueba para ensayo estático y falla estática condición de carga I [31].

Condición de carga I		
Nivel de carga de prueba	Fuerza de prueba ensayo estático [N]	Fuerza de prueba ensayo de falla estática [N]
A100	5376	4480
A80	4956	4130
A60	3864	3220

5.1.2 CONDICIÓN DE CARGA II

1. Realizar el montaje con la muestra 1 en el banco de ensayos diseñado previamente para la condición de carga II.
2. Se aplica una fuerza de 50N a una velocidad de 2mm/min y se mantiene hasta medir la altura desplazada
3. Posteriormente se aplica una fuerza de ensayo para la prueba estática dependiendo del tipo de carga como se observa en la Tabla 14 a una velocidad de 2mm/min y se mide la altura.
4. Después se reduce la fuerza a 50N y se vuelve a medir.
5. Si la muestra no falla se reduce la fuerza a 0N y se procede a realizar el ensayo de falla estática.
6. En máximo 30s llegar a la fuerza de 1280N y a los 30s reducir la fuerza a 0N, anotar la fuerza máxima real lograda.

7. Comenzar a aumentar la fuerza 100N/s hasta fallar la pieza o alcance la fuerza de falla estática ver Tabla 14.
8. Repetir el proceso para la muestra 2 en condiciones de carga II.

Tabla 14 Fuerza de prueba para ensayo estático y falla estática condición de carga II [31].

Condición de carga II		
Nivel de carga de prueba	Fuerza de prueba ensayo estático [N]	Fuerza de prueba ensayo de falla estática [N]
A100	4830	4025
A80	4347	3623
A60	3348	2790

6. METODOLOGÍA PLANTEADA

Teniendo en cuenta la

Figura 130 y Figura 131 se planteó una metodología que tiene tres pilares principales los cuales me permiten desarrollar piezas funcionales impresas en 3D, como se puede ver en la Figura 133. El primer pilar es el material con el cual se tiene planeado elaborar la pieza, ya que se tienen diferentes materiales para imprimir con una impresora 3D con diferentes colores y propiedades. El segundo pilar son las simulaciones de las piezas con el fin de evaluar las piezas y el posible material con el cual se va elaborar la misma. El tercer pilar es el del ensayo mecánico donde se evalúan que ensayos son los más idóneos para realizarle a los materiales y a las piezas.

Estos pilares a su vez presentan una sinergia entre ellas como lo es la información de los materiales la cual es requerida para realizar las simulaciones. Por otra parte, los materiales al ser impresos varían en gran parte sus propiedades mecánicas debido a la gran cantidad de variables y factores que afectan la impresión de materiales plásticos en FDM como se pueden ver en la Figura 132, por lo que se requiere realizar ensayos de los materiales para obtener las propiedades mecánicas de los materiales a las condiciones de impresión planteadas para la elaboración de la pieza final, teniendo en cuenta bajo que cargas va a estar sometida la pieza y, por último, plantea una validación de las simulaciones ya que estas pueden variar según los parámetros de impresión y otros factores externos con el objetivo de tener una pieza funcional y validada. Se debe tener en cuenta esta metodología planteada para cada probador ya que las propiedades de los materiales cambian según los diferentes proveedores de los materiales como se puede observar en la Tabla 6y también al variar los parámetros de impresión.

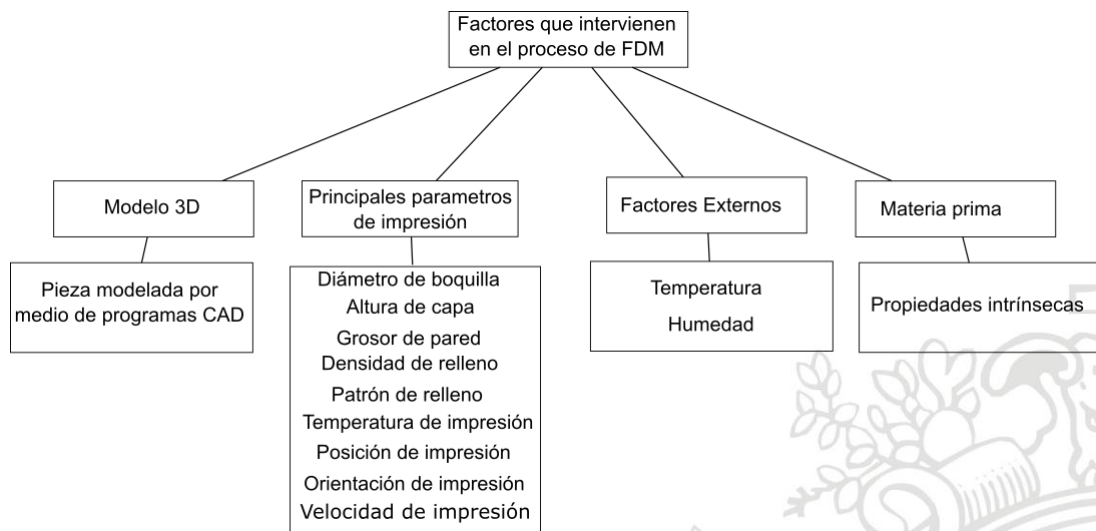


Figura 132 Factores que afectan la impresión en FDM [33].

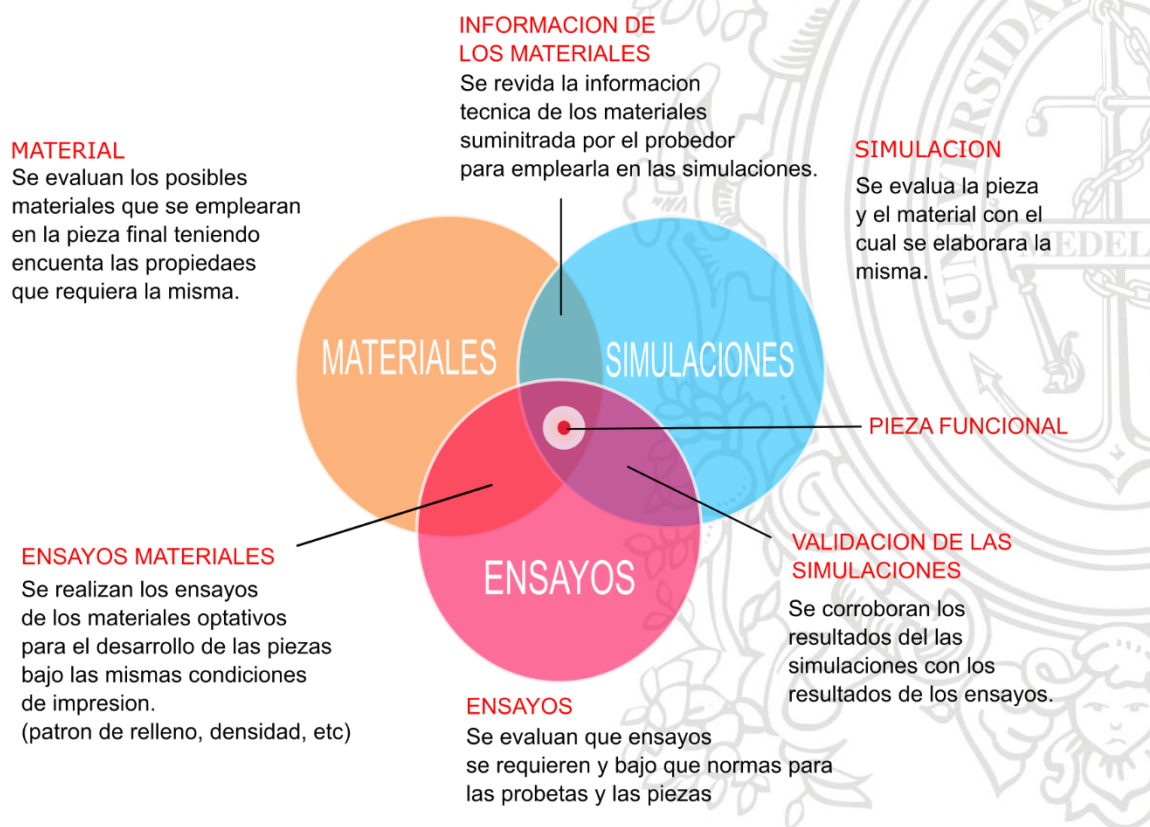


Figura 133 Metodología planteada.

7. CONCLUSIONES Y CONSIDERACIONES FINALES

1. Se evidenció que la pieza más crítica de la articulación de tobillo es la superior debido a que en esta pieza se encuentra la pirámide invertida que es donde se concentran los mayores esfuerzos de toda la articulación, y, a su vez esta cumple la función de alineación de la prótesis por lo que no se puede modificar la misma.
2. Para mejorar el rendimiento de la prótesis se deberá cambiar la pirámide invertida impresa por una pirámide invertida fabricada por procesos de manufactura convencionales la cual se encuentra en el mercado.
3. Se encontró que para la articulación de tobillo diseñada por impresión 3D el mejor material es el PLA para una persona que tenga un peso inferior a 40 Kg para obtener factores de seguridad superiores a 2 imprimiendo la prótesis con la pirámide invertida.
4. Se encontró que al variar las densidades del PLA y TPU estos reducen significativamente las propiedades mecánicas.
5. Se encontró que al imprimir piezas de gran formato con Nailon al 100% de densidad, como lo fue la articulación de tobillo, esta presenta malos acabados y se presenta levantamiento de capas por la alta contracción del material, generando piezas defectuosas.
6. Para generar una pieza funcional en impresión 3D se debe tener en cuenta no solo la simulación y los parámetros que entrega el proveedor del material, sino también los ensayos que se le realizan al material a las condiciones de impresión que se tiene planeado imprimir el prototipo funcional, ya que la propiedad mecánica cambia conforme varía la densidad.
7. El TPU, al ser un material flexible, se espera que nos permite regular la compresión al variar la densidad del mismo, según lo requiera el paciente, con el objetivo mejorar el confort en la marcha.
8. Para imprimir la articulación de tobillo como mínimo se debe emplear una densidad del 75% con un patrón de relleno thrihexagonal ya que esta me aporta las mejores propiedades mecánicas a compresión.
9. Se concluye que para el PLA el mejor patrón de relleno es el thrihexagonal cuando las piezas estén sometidas a compresión en comparación con subdivisión cúbica y giroide.

8. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Minsalud., “Sala situacional de las Personas con Discapacidad (PCD) Ministerio de Salud y Protección Social Oficina de Promoción Social,” 2018.
<https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/DE/PS/sala-situacional-discapacidad-junio-2018.pdf> (accessed Nov. 29, 2019).
- [2] H. Farro, Luis; Tapia, Raquel; Bautista, Luz; Montalvo, Rosa; Iriarte, “Características clínicas y demográficas del paciente amputado .,” *Rev. Médica Hered.*, vol. 23,4, no. octubre-diciembre, 2012, pp. 240–243, 2012.
- [3] Accioncontraminas, “Programa presidencial para la acción contra minas antipersona.” <http://www.accioncontraminas.gov.co/estadisticas/Paginas/victimas-minas-antipersonal.aspx> (accessed Nov. 08, 2018).
- [4] AIDE MERCEDES ESPEJO MORA, “CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO FINAL DE PIE PARA PRÓTESIS TRANSFEMORAL AIDE MERCEDES ESPEJO MORA,” UNIVERSIDAD DE LA SALLE, 2007.
- [5] Ortepro, “Ortepro laboratorio ortopédico.” <http://ortepro.com/protesis/> (accessed Jun. 06, 2019).
- [6] B. L. Martín and P. Jesús, “Cuidados avanzados en enfermería traumatológica,” *Arch. Medicos Mex.*
- [7] Ottobock, “Nivel de amputación.” <https://www.ottobock.es/protesica/informacion-para-amputados/de-la-amputacion-a-la-rehabilitacion/altura-de-la-amputacion/> (accessed Nov. 29, 2019).
- [8] F. Oscar and G. Ángel, “Cirugía Radical en el Aparato Locomotor,” vol. 0. 2016, doi: 10.1109/ICDSP.2016.7868541.
- [9] M. H. V. JOSE HENRY OSORIO, “BASES PARA EL ENTENDIMIENTO DEL PROCESO DE LA MARCHA HUMANA,” *ARCIVOS Med.*, vol. 13, pp. 88–96, 2013.
- [10] U. de Antioquia, “4.1BIOMECANICA DE LA MARCHA.” <http://aprendeonline.udea.edu.co/lms/moodle/mod/page/view.php?id=164205> (accessed Dec. 02, 2019).
- [11] J. A. Vélez Zea and M. Piedrahita Maya, “Influencia de la Longitud del Muñón en la Distribución de Esfuerzos, en la Interfaz Socket Muñón en Amputados Transfemorales,” Universidad de Antioquia, 2011.
- [12] A. I. Agudelo, T. J. Briñez, V. Guarín, and J. P. Ruiz, “Marcha: descripción, métodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura,” *CES Mov. y Salud*, vol. 1, no. 1, pp. 29–43, 2013, [Online]. Available: <http://revistas.ces.edu.co/index.php/movimientoysalud/article/view/2481>.
- [13] E. H. PEDOVIEJO, “Análisis de la capacidad de limitación de la inversión , efectos sobre el equilibrio dinámico y la funcionalidad , de un vendaje funcional y una ortesis

de tobillo en jugadores de baloncesto .,” UNIVERSITAT INTERNACIONAL DE CATALUNYA, 2015.

- [14] R.Ávila;L.Prado;E.González, *Dimensiones antropométricas de población latinoamericana*. 2007.
- [15] “Prosthetics and orthotics -Vocabulary.” ISO 8549-1:1989.
- [16] Protesica, “Protesica.” .
- [17] Bc. MARTIN KOPECKÝ and P. D. Ing. DANIEL KOUTNÝ, “Konstrukce Transtibiální Protézy S Využitím Aditivní Technologie Výroby,” 2013.
- [18] S. A. B. VESGA, “FABRICACIÓN DE UN PROTOTIPO DE UNA PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR TRANSTIBIAL MEDIANTE TECNOLOGÍAS ADITIVAS DE ACUERDO CON LAS MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS DEL PACIENTE,” UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS, 2018.
- [19] 3DPRINT, “Australian Researchers Create 3D Printed Foot Prosthetics for Under \$10.” <https://3dprint.com/84190/3d-printed-foot-prosthetics/> (accessed Nov. 28, 2019).
- [20] J. P. Muñoz, “Colombiano desarrolla prótesis económicas en 3D a partir de almidón de maíz.” .
- [21] crewolprint3d, “CRE-004 Cryptic Pattern Leg Prosthesis - Huced Despro ITS by crewolprint3d - Thingiverse,” 2018. <https://www.thingiverse.com/thing:2754691> (accessed Nov. 28, 2019).
- [22] L. Miguel and V. Miranda, “ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS TRANSFEMORAL PARA LA FUNDACIÓN MATERIALIZACIÓN 3D,” FUNDACIÓN UNIVERSIDAD DE AMÉRICA, 2018.
- [23] D. Torreblanca Díaz, “Tecnologías de Fabricación Digital Aditiva, ventajas para la construcción de modelos, prototipos y series cortas en el proceso de diseño de productos,” *Iconofacto*, vol. 12, no. 18, pp. 118–143, 2016, doi: 10.18566/v12n18.a07.
- [24] 3dcadportal, “Análisis por elementos finitos.” <http://www.3dcadportal.com/elementos-finitos.html> (accessed Nov. 28, 2019).
- [25] Autodesk, “Software de análisis de elementos finitos.” <https://latinoamerica.autodesk.com/solutions/finite-element-analysis> (accessed Nov. 28, 2019).
- [26] CROSS, *MÉTODOS DE DISEÑO*. LIMUSA WILEY, 2005.
- [27] G.Pahl and W.Beitz, *Engineering Design*, vol. 53, no. 9. 2018.
- [28] J. Restrepo, D. Ph, J. F. Martínez, and M. Sc, “Diseño Conceptual.”
- [29] N. E. Morrell, “Quality function deployment,” *SAE Tech. Pap.*, pp. 2–5, 1987, doi: 10.4271/870272.
- [30] Q. Online, “Traditional House of Quality.” 2007.
- [31] 4424 NTC, *Pruebas estructurales de las prótesis de las extremidades inferiores*. 1998.

- [32] E.P.M, “Tarifas y Costo de Energía Eléctrica - Mercado Regulado,” 2020.
https://www.epm.com.co/site/Portals/2/Documentos/tarifas/energia2020/Publicacion_Tarifas_Energia_Febrero_15_2020.pdf?ver=2020-02-19-095518-887 (accessed Mar. 06, 2020).
- [33] O. A. Mohamed, S. H. Masood, and J. L. Bhowmik, “Optimization of fused deposition modeling process parameters: a review of current research and future prospects,” *Adv. Manuf.*, vol. 3, no. 1, pp. 42–53, Mar. 2015, doi: 10.1007/s40436-014-0097-7.

