

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA
ESCUELA POLITÈCNICA SUPERIOR DE ALCOY



**UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA**

CAMPUS D'ALCOI

TRABAJO FIN DE GRADO

GRADO EN INGENIERÍA MECÁNICA

**“Diseño y desarrollo de un retractor de cadera para cirugía
ortopédica por sustitución de metal por materiales ligeros”**

Autor:

D. Alejandro López Crespo

Dirigido por:

Dr. Rafael Antonio Balart Gimeno

Dr. Luís Jesús Quiles Carrillo

Septiembre 2020

RESUMEN

“Diseño y desarrollo de un retractor de cadera para cirugía ortopédica por sustitución de metal por materiales ligeros”

En la actualidad, en las cirugías ortopédicas de cadera, se emplean retractores metálicos durante la intervención, para una correcta extracción y colocación de prótesis. Prácticamente la totalidad de estos retractores se fabrica, en la actualidad, con materiales metálicos dada su excelente biocompatibilidad y propiedades mecánicas. Este proyecto, pretende abordar un caso de estudio de las tecnologías “*metal-to-plastic*”, y se centrará en la adaptación de diseño y geometría para llevar a cabo la transición desde los actuales materiales a otros materiales más ligeros; en concreto materiales plásticos de altas prestaciones. El trabajo se aborda desde diferentes disciplinas de la ingeniería como son el diseño CAD, simulación mediante elementos finitos (CAE) y fabricación (CAM). Además, también se contempla un estudio económico preliminar.

SUMMARY

“Design and development of a hip retractor for orthopedic surgery by substitution of metal by lightweight materials.”

Currently, in orthopedic hip surgeries, metallic retractors are used during the intervention, for a correct extraction and placement of prostheses. Virtually all of these retractors are currently manufactured from metallic materials given their excellent biocompatibility and mechanical properties. This project aims to address a case study of “metal-to-plastic” technologies, and will focus on the adaptation of design and geometry to carry out the transition from current materials to other lighter materials; specifically high-performance plastic materials. The work is approached from different engineering disciplines such as CAD design, finite element simulation (CAE) and manufacturing (CAM). In addition, a preliminary economic study is also contemplated.

RESUM

“Disseny i desenvolupament d’un retractor de maluc per a cirurgia ortopèdica per substitució de metall per materials lleugers.”

En l’actualitat, en les cirurgies ortopèdiques de maluc, s’usen retractors metàl·lics durant l’intervenció, per a una correcta extracció i col·locació de les pròtesis. Pràcticament tots aquests retractors es fabriquen, en l’actualitat, amb materials metàl·lics degut a la seua excel·lent biocompatibilitat i propietats mecàniques. Aquest projecte, pretén abordar un cas d’estudi de les tecnologies “*metal-to-plastic*”, i es centrarà en l’adaptació de disseny i geometria per a dur a terme la transició des dels actuals materials a altres més lleugers; en concret els materials plàstics d’altes prestacions. El treball s’abordarà des de diferents disciplines de la enginyeria com son el disseny CAD, simulació mitjançant elements finits (CAE) i fabricació (CAM). A més, també es contemplarà un estudi econòmic preliminar.

Tabla de Contenidos

RESUMEN	3
SUMMARY	5
RESUM.....	7
ABREVIATURAS.....	13
LISTADO DE FIGURAS	15
LISTADO DE TABLAS.....	19
I. INTRODUCCIÓN	21
I.1. Antecedentes	23
I.2. Retractores en medicina/cirugía.	26
I.2.1. Retractores de tejidos.....	26
I.2.2. Retractores de huesos.	27
I.3. Materiales para retractor.....	28
I.3.1. Titanio.....	28
I.3.2. Acero inoxidable.	29
I.3.3. Acero quirúrgico.	30
I.3.4. Aluminio y sus aleaciones.....	30
I.3.5. Tungsteno.....	31
I.3.6. Vitalio.....	31
I.4. Plásticos de altas prestaciones en ingeniería médica.	32
I.4.1. Introducción a la estructura de materiales poliméricos.....	32
I.4.1.1. Plásticos de altas prestaciones utilizados en ingeniería médica.	33
I.4.2. Introducción a la estructura de materiales compuestos.	35

I.4.2.1. Termoplásticos reforzados con fibra corta en aplicaciones en ingeniería.38

I.5. Ejemplos de retractores. 41

I.5.1. Retractores de retención manual..... 41

I.5.1.1. Retractor Senn.41

I.5.1.2. Retractor Ejército.....42

I.5.1.3. Retractor Farabeuf.42

I.5.1.4. Retractor Meyerding.....43

I.5.1.5. Retractor Deaver.....43

I.5.1.6. Retractor Richardson.44

I.5.2. Retractores de retención automática. 44

I.5.2.1. Retractor Weitlaner.45

I.5.2.2. Retractor Balfour Abdominal.....45

I.5.2.3. Retractor Finochietto Costilla.46

I.5.2.4. Retractor Gelpi.....47

I.5.2.5. Sistema de retractor de cadera.....47

I.6. Retractores de cadera. 48

I.6.1. Funcionamiento del retractor de cadera. 49

II. OBJETIVOS.....53

II.1. OBJETIVO GENERAL..... 55

II.2. OBJETIVOS PARTICULARES. 55

III. DESARROLLO PROYECTO.....59

III.1. DISEÑO INICIAL PROTOTIPOS..... 61

III.1.1. DISEÑO INICIAL CON ACERO. 61

III.1.2. DISEÑO INICIAL CON UN PLÁSTICO DE ALTA PRESTACIÓN.65

III.2. NORMATIVA APLICABLE..... 70

III.3. ESTUDIO Y DEFINICIÓN DE ESTADOS TENSIONALES....	71
III.4. SELECCIÓN DE MATERIALES.	74
III.4.1. Acero inoxidable 316L.	74
III.4.2. Plástico de alta prestación.	75
III.5. SIMULACIÓN MEDIANTE FEM.....	76
III.5.1. Modelo FEM proyecto.	76
III.5.1.1. Aplicación de materiales.....	76
III.5.1.2. Análisis estático de fuerza.	77
III.5.2. Análisis de estados tensionales y deformaciones.	81
III.5.3. Trazado de Factor de Seguridad.	84
III.6. DISEÑO FINAL.....	87
III.7. FABRICACIÓN.	88
III.8. ESTUDIO ECONÓMICO.....	90
IV. APÉNDICES	95
IV.1. REFERENCIAS.	97
IV.2. PLANOS ACOTADOS.....	99
IV.3. INFORMES SOLIDWORKS.....	101
IV.4. INFORMES MOLDFLOW.....	102

ABREVIATURAS

Al	Aluminio
CF	Fibra de carbono
Cr	Cromo
E	Módulo elástico
EP	Resina epoxi
F	Fuerza
I	Momento inercia
L	Longitud
PA	Poliamida
PA66	Poliamida 66
PBT	Polibutileno tereftalato
PC	Policarbonato
PEK	Poliéter cetona
PEEK	Poliéter éter cetona
PEI	Poliéter imida
PET	Polietileno tereftalato
PF	Fenol-formaldehido
POM	Polióxido de metileno
PSU	Polisulfona

Sn	Estaño
Ti	Titanio
UHMWPE	Polietileno de ultra alto peso molecular
UP	Resina de poliéster insaturado
V	Vanadio
Y	Desviación

LISTADO DE FIGURAS

Figura I.1. Imágenes de diferentes tipos de instrumentos quirúrgicos de la antigua Roma.	23
Figura I.2. Bec de Corbin presentado por Ambroise Paré en el 1546.	24
Figura I.3. Espéculo de hoja única utilizado por el Dr. Marion Sims en el 1845.	24
Figura I.4. Espéculo con pesa utilizado por Dr. Auvard en el 1896.	25
Figura I.5. Imágenes de diferentes tipos de retractores quirúrgicos.	26
Figura I.6. Imagen del uso de un retractor de tejido durante una operación.	27
Figura I.7. Imagen del uso del retractor de huesos durante una operación de cadera. .	27
Figura I.8. Representación esquemática de la estructura molecular de los diferentes tipos de polímeros.	33
Figura I.9. Representación esquemática de la unidad monomérica de la PEEK.	33
Figura I.10. Representación esquemática de la unidad monomérica del UHMWPE.	34
Figura I.11. Representación esquemática de la unidad monomérica del POM.	34
Figura I.12. Representación esquemática de la unidad monomérica de la PEI.	35
Figura I.13. Imagen de un fieltro o <i>mat</i> de fibra de vidrio.	37
Figura I.14. Imagen de un tejido bidireccional de fibra orgánica (carbono derivado de poliacrilonitrilo-PAN).	37
Figura I.15. Imagen de la fibra de lino en diferentes etapas de su procesado.	38
Figura I.16. Imagen de un retractor tipo Senn para cirugías de manos y/o pies.	41
Figura I.17. Imagen de un retractor tipo "Ejército", para la retracción de incisiones superficiales.	42
Figura I.18. Imagen de un retractor tipo "Farabeuf" para operaciones en manos, hernias y odontología.	42
Figura I.19. Imagen de un retractor tipo "Meyerding" empleado en cirugías vertebrales.	43

Figura I.20. Imagen de un retractor tipo “Deaver” para cirugía abdominal.	43
Figura I.21. Imagen de retractor tipo “Richardson” para retracción de bordes de herida en cirugía general.	44
Figura I.22. Imagen de un retractor tipo “Weitlaner” para cirugía de huesos grandes y articulaciones.	45
Figura I.23. Imagen de un retractor tipo “Balfour Abdominal” para incisiones por laparotomía.	46
Figura I.24. Imagen de un retractor tipo “Finochietto Costilla” para separación de costillas.	46
Figura I.25. Imagen de un retractor de tipo “Gelpi” para incisiones poco profundas. ..	47
Figura I.26. Representación esquemática de un sistema de retracción para cirugía de cadera.	47
Figura I.27. Imagen de un retractor tipo “Hohmann 1” para cirugía de cadera.	48
Figura I.28. Imágenes de diferentes tipos de retractores para cirugía de cadera.	48
Figura I.29. Imagen de un retractor tipo “Hohmann 2” para cirugía de cadera.	49
Figura I.30. Imagen del funcionamiento del retractor en la operación de cadera.	50
Figura III.31. a) Dimensiones iniciales para la realización del croquis del retractor, b) vista de la realización de la extrusión de 32 mm del retractor.	61
Figura III.32. Dimensiones para la realización del croquis de corte.	61
Figura III.33. Vista del corte realizado para la obtención del retractor.	62
Figura III.34. Vista del corte realizado para los agujeros del retractor.	62
Figura III.35. a) Dimensiones del redondeo con un radio de 0,5 mm aplicado en las aristas del extremo de la pieza, b) dimensiones del redondeo con un radio de 4 mm realizado en las aristas.	63
Figura III.36. a) Dimensiones del redondeo con un radio de 2 mm aplicado en las caras de la pieza, b) dimensiones del redondeo con un radio de 2 mm realizado en las aristas.	63
Figura III.37. a) Dimensiones del redondeo con un radio de 8 mm aplicado en las aristas, b) dimensiones del redondeo con un radio de 2 mm aplicado en las aristas.	64

Figura III.38. Aspecto final de la pieza una vez se hayan aplicado los redondeos.	64
Figura III.39. Aspecto final de la pieza con la operación de las líneas de partición.	65
Figura III.40. Operación de corte de 3,50 mm para la realización de nervios en la pieza.	66
Figura III.41. Operación de plano para la posterior realización del croquis.....	66
Figura III.42. Croquis del mango realizado en el plano realizado anteriormente.	67
Figura III.43. Operación de plano para la posterior realización del croquis.....	67
Figura III.44. Realización de elipses en los croquis para la posterior obtención del mango.	68
Figura III.45. Operación de recubrir realizada para en el mango de la pieza.....	68
Figura III.46. a) Realización del croquis de media elipse de 3 mm de longitud, b) vista de la realización de la extrusión de 0,20 mm para el agarre del mango.....	69
Figura III.47. Aspecto final de la pieza una vez se hayan realizado todas las operaciones.....	69
Figura III.48. Representación esquemática de la viga en voladizo de sección rectangular.	71
Figura III.49. Representación esquemática del momento de inercia para una sección rectangular.	72
Figura III.50. Vista de la sujeción de la pieza del SolidWorks con el acero inoxidable. .	73
Figura III.51. Vista de la sujeción de la pieza del SolidWorks con el plástico de alta prestación.	73
Figura III.52. Vista del material AISI 316L acero inoxidable proporcionado por la biblioteca del programa.....	76
Figura III.53. Vista de la introducción del PEEK+CF15 en el programa.	77
Figura III.54. Vista de la introducción del estudio de análisis estático.....	77
Figura III.55. Vista de la introducción del material en el estudio del programa.....	78
Figura III.56. Vista de la introducción de la fuerza en el cabezal de la pieza.	78

Figura III.57. Vista de la introducción de geometría fija de la pieza en el acero inoxidable 316L.....	79
Figura III.58. Vista de la introducción de geometría fija de la pieza en el PEEK+CF15. 80	
Figura III.59. Vista de la ventana de la ejecución del estudio.	80
Figura III.60. Resultados del análisis de tensión con el acero inoxidable 316L.	81
Figura III.61. Resultados del análisis de desplazamiento con el acero inoxidable 316L.82	
Figura III.62. Resultados del análisis de deformación unitaria con el acero inoxidable 316L.	82
Figura III.63. Resultados del análisis de tensión con el PEEK+CF15.	83
Figura III.64. Resultados del análisis de desplazamiento con el PEEK+CF15.	83
Figura III.65. Resultados del análisis de deformación unitaria con el PEEK+CF15.	84
Figura III.66. Resultados del análisis de factor de seguridad con el acero inoxidable 316L.	85
Figura III.67. Resultados del análisis de factor de seguridad con el PEEK+CF15.	85
Figura III.68. Ilustración de una inyectora con el esquema de las diversas partes de la máquina.	88
Figura III.69. Ilustración esquemática de las diferentes partes del proceso de inyectado.	89

LISTADO DE TABLAS

Tabla I.1. Propiedades y aplicaciones típicas de las aleaciones de titanio forjado seleccionadas, a diferentes temperaturas.....	28
Tabla I.2. Propiedades generales del titanio.	28
Tabla I.3. Propiedades y aplicaciones típicas de los aceros inoxidable recocidos a temperatura ambiente seleccionados.	29
Tabla I.4. Propiedades mecánicas de los plásticos de altas prestaciones obtenidas de la base de datos campusplastics.	35
Tabla I.5. Propiedades mecánicas de la matriz de PA66 con diferente contenido en fibra de vidrio.	38
Tabla I.6. Propiedades mecánicas de la matriz de PA66 con diferente contenido en fibra de carbono.	39
Tabla I.7. Propiedades mecánicas de la matriz de PEEK reforzado con fibra de vidrio y de carbono.	39
Tabla III.8. Propiedades mecánicas del acero inoxidable 316L del SolidWorks.	74
Tabla III.9. Propiedades mecánicas del PEEK+CF15.	75
Tabla III.10. Resultados obtenidos en el análisis con los dos materiales.....	84
Tabla III.11. Resultados obtenidos en el análisis con los dos materiales.....	86
Tabla III.12. Estudio económico del desembolso inicial efectuado.....	90
Tabla III.13. Estudio económico del coste anual.....	90
Tabla III.14. Estudio económico del beneficio anual.....	91
Tabla III.15. Estudio económico de beneficio neto.	91
Tabla III.16. Estudio económico del VAN.	92
Tabla III.17. Estudio económico del TIR.	92

I. INTRODUCCIÓN

INTRODUCCIÓN

I. Introducción

I.1. Antecedentes

El uso de los retractores proviene de la Edad de piedra, donde ya se usaban para las operaciones. Su uso procede de las herramientas rudimentarias.

En la Edad de bronce y hierro se hizo un gran avance en los materiales para su fabricación, donde ya se usaba el bronce y hierro. Descubrimiento que hicieron arqueólogos hallando diferentes instrumentos quirúrgicos.



Figura I.1. Imágenes de diferentes tipos de instrumentos quirúrgicos de la antigua Roma.

El uso del retractor está datado en el 600 AC, donde el médico indio Sushruta los utilizaba en la ligadura de los vasos sanguíneos.

Ambroise Paré en el 1546 presentó una pinza para la sujeción y atadura de vasos sanguíneos, denominada el Bec de Corbin.

I. Introducción

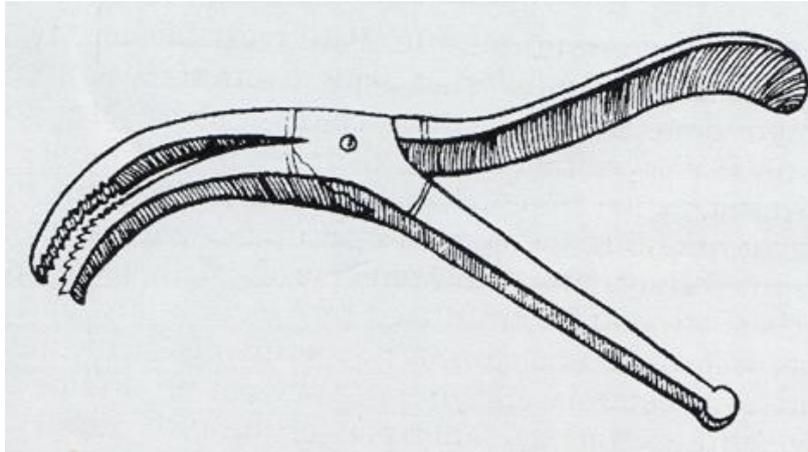


Figura I.2. Bec de Corbin presentado por Ambroise Paré en el 1546.

Posteriormente, el Dr. Marion Sims en 1845 utilizó un espéculo de hoja única en Estados Unidos.



Figura I.3. Espéculo de hoja única utilizado por el Dr. Marion Sims en el 1845.

El Dr. August Breisky empleó su retractor en el 1879 y el Dr. Doyen el suyo en el 1885.

Más tarde, el Dr. Pierre Alfred Auvard presentó en 1896 un espéculo con pesa.

I. Introducción



Figura I.4. Espéculo con pesa utilizado por Dr. Auvard en el 1896.

Hoy en día, ha habido un gran avance en las herramientas quirúrgicas gracias al avance científico. Con el estudio de nuevos materiales y diferentes procesos para la obtención de estas piezas.

I. Introducción

I.2. Retractores en medicina/cirugía.

Los retractoros son unos instrumentos que sirven para ayudar a los cirujanos en las operaciones quirúrgicas. Se usan para sostener una incisión o herida abierta para así, poder realizar las operaciones quirúrgicas.

Es necesario que el retractor aporte la luz y el bienestar necesario para que el cirujano pueda operar con facilidad, y el paciente reciba la mejor atención posible. Por ello se debe usar un retractor específico para cada tipo de operación quirúrgica, y es necesario que cada tipo de retractor tenga un diseño para que el cirujano pueda operar de la mejor forma posible en cada operación realizada.



Figura I.5. Imágenes de diferentes tipos de retractoros quirúrgicos.

Existen dos clases de retractoros, dependiendo del uso que se requiera de ellos en la operación.

I.2.1. Retractoros de tejidos.

Los retractoros de tejidos sirven para que el tejido blando se mantenga estirado durante la operación, facilitando la tarea del cirujano. Evitando de esta forma causar los menores daños posibles.

I. Introducción

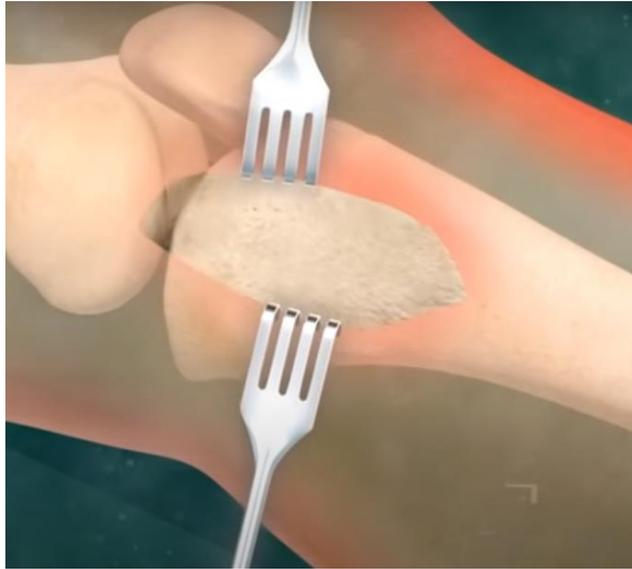


Figura I.6. Imagen del uso de un retractor de tejido durante una operación.

I.2.2. Retractores de huesos.

Los retractores de huesos sirven para la extracción del hueso, estando estos en contacto con él. Esto hace más sencilla la tarea del cirujano.

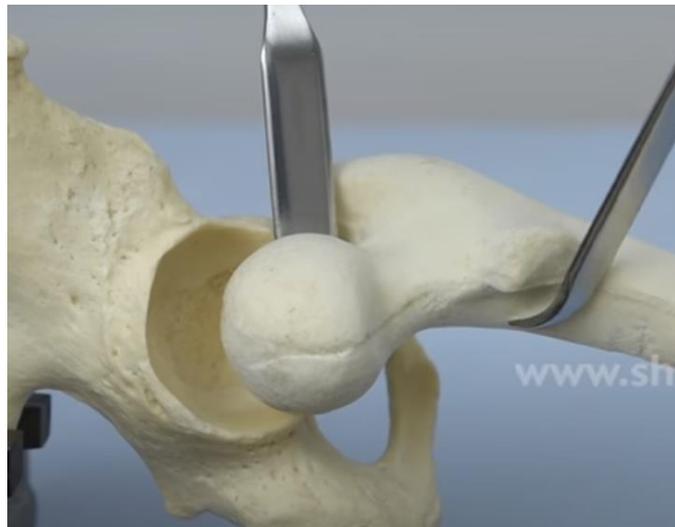


Figura I.7. Imagen del uso del retractor de huesos durante una operación de cadera.

Estos retractores se suelen utilizar cuando se requiere el reemplazo del hueso, substituyéndolo por una prótesis.

I. Introducción

I.3. Materiales para retractores.

I.3.1. Titanio.

El titanio es un metal bastante caro, pero la alta relación que tiene de resistencia/peso, la resistencia a la corrosión a temperatura ambiente y a temperaturas elevadas, hacen que sea un material atractivo en diversos sectores de la industria como la automovilística, productos químicos o para aplicaciones médicas (donde además aporta buena biocompatibilidad).

Este material, es muy delicado a pequeñas variaciones en los elementos de aleación y residuales, debido a los procesos de obtención. A causa de esto, habrá que controlar la composición y el procesamiento, siendo fundamental prevenir la contaminación superficial causada por el hidrógeno, oxígeno o nitrógeno durante el procesamiento.

Tabla I.1. Propiedades y aplicaciones típicas de las aleaciones de titanio forjado seleccionadas, a diferentes temperaturas.

UNS	Composición promedio (%)	Condición	T (°C)	Resistencia máxima a la tensión (MPa)	Límite fluencia (MPa)	Elongación (%)	Reducción de área (%)
R502 50	99.5 Ti	Recocido	25	330	240	30	55
			300	150	95		
R545 20	5 Al, 2.5 Sn	Recocido	25	860	810	16	40
			300	565	450		
R564 00	6 Al, 4V	Recocido	25	1000	925	14	30
			300	725	650		
		Solución + envejecimie nto	25	1175	1100	10	20
			300	980	900		
R580 10	13 V, 11 Cr, 3 Al	Solución + envejecimie nto	25	1275	1210	8	-
			425	1100	830		

Tabla I.2. Propiedades generales del titanio.

	Densidad (kg/m ³)	Punto de fusión (°C)	Calor específico (J/kg K)	Conductividad térmica (W/m K)	Coefficiente de dilatación térmica (μm/m °C)	Resistividad eléctrica (Ω·m)
Titanio	4510	1668	519	17	8,35	42x10 ⁻⁸

I. Introducción

I.3.2. Acero inoxidable.

Una de las ventajas de los aceros inoxidables se debe a la resistencia a la corrosión, alta resistencia y ductilidad. Se denominan inoxidables porque, al estar en contacto con el oxígeno, desarrollan una lámina fina, resistente y que se adhiere de óxido de cromo que preserva al metal de la corrosión. La lámina protectora se vuelve a construir si la superficie se daña.

Los aceros inoxidables se usan en diferentes sectores de la industria, como en la industria química, la automovilística, la alimentaria, la petrolera y la quirúrgica (debido a su excelente biocompatibilidad).

Tabla I.3. Propiedades y aplicaciones típicas de los aceros inoxidables recocidos a temperatura ambiente seleccionados.

Designación (UNS)	AISI	Resistencia máxima a la tensión (MPa)	Límite de fluencia (MPa)	Elongación en 50 mm (%)
303 (S30300)		550-620	240-260	53-50
304 (S30400)		5-620	240-290	60-55
410 (S41000)		480-520	210-290	35-25
416 (S41600)		480-520	240-310	30-20

Los aceros inoxidables se clasifican en cinco grupos:

- **Austeníticos (series 200 y 300):** Son aceros con una composición de cromo, níquel y manganeso en hierro. Este acero no es magnético y tiene una buena resistencia a la corrosión. Si se somete a esfuerzos puede padecer grietas por corrosión. Los aceros endurecidos mediante trabajo en frío, son los que presentan mayor ductilidad y se forman más fácilmente.
- **Ferríticos (serie 400):** Son aceros con un mayor porcentaje de cromo. Son resistentes a la corrosión y magnéticos, presentan menor ductilidad que los austeníticos. Se trabajan mediante el frío.
- **Martensíticos (serie 400 y 500):** Estos aceros en su mayor totalidad no cuentan con la presencia de níquel y son tratados mediante el método térmico. Son magnéticos, cuentan con una excelente resistencia mecánica, dureza y resisten bien a la fatiga. Tienen un buen comportamiento dúctil y su comportamiento a la corrosión es moderado.
- **Endurecidos por precipitación (PH):** Son aceros compuestos de cromo y níquel, junto al cobre, aluminio, titanio o molibdeno. Son muy resistentes a la corrosión y ductilidad, resisten bien a temperaturas elevadas.

I. Introducción

- **Estructura dúplex:** Son aceros que tienen una composición de austenita y ferrita. Tienen una excelente resistencia a la corrosión y si son sometidos a esfuerzos por corrosión presentan mayor resistencia que los austeníticos serie 300.

Debido a que son inoxidable, presentan buenas propiedades mecánicas y esterilización. Por ello, se usan con frecuencia en la fabricación de instrumentos quirúrgicos.

I.3.3. Acero quirúrgico.

El acero quirúrgico es una variante del acero inoxidable utilizada para las cirugías, que está compuesto por una aleación de hierro, cromo y molibdeno. En algunos casos puede estar presente el níquel en la aleación.

El acero quirúrgico se utiliza en los instrumentos que requieren mayor dureza y una terminación más lisa, características que le aportan el molibdeno y el níquel. Al contener cromo, este acero tiene una alta resistencia a la oxidación. Una de las ventajas de este acero es que, si contiene una cantidad baja de zinc, es poco probable que se produzca una reacción alérgica.

I.3.4. Aluminio y sus aleaciones.

Es un material con una elevada relación resistencia/peso, resiste bien a la corrosión de productos químicos, tiene una alta conductividad térmica/eléctrica, no es tóxico. Presenta una buena manufactura, por lo tanto, es fácil darle forma y mecanizarlo, es un material no magnético.

El aluminio se utiliza en la industria alimentaria, para la fabricación de envases y embalajes. En el transporte, ya sea en el ámbito automovilístico, aeroespacial, naval. Para aplicaciones eléctricas, en los conductores eléctricos. Y también en el ámbito de la medicina (donde aporta buena biocompatibilidad).

I. Introducción

I.3.5. Tungsteno.

Es el material más abundante de todos los demás metales refractarios, con el punto de fusión más elevado de todos los metales, sobre unos 3410°C. Destaca por su elevada resistencia a altas temperaturas. Es un material que a bajas temperaturas es frágil y con poca resistividad a la oxidación. En medicina, se utiliza para pinzas de cirugía, tijeras, fresas para endodoncia y cirugía.

I.3.6. Vitalio.

Da nombre a la aleación refractaria, compuesta por un 65% de cobalto, un 25% de cromo, un 6% molibdeno, junto otros materiales (hierro, níquel). Se desarrolló en los Laboratorios Austenal en el año 1932, por Albert W. Merrick. Este metal se utiliza en cirugía y odontología, debido a que tiene un peso ligero y resiste bien a la corrosión¹.

¹ “La Grande Encyclopédie Larousse” 10, (1971-1976).

I. Introducción

I.4. Plásticos de altas prestaciones en ingeniería médica.

I.4.1. Introducción a la estructura de materiales poliméricos.

Los materiales poliméricos son un tipo de material orgánico, ya que son estructuras de carbono e hidrógeno (y en ocasiones nitrógeno, azufre, cloro, etc.). Estos materiales son, en su mayoría, derivados del petróleo. Son materiales ligeros, buenos aislantes térmicos y tienen buena resistencia química.

Existen dos tipos de enlace: primarios (interatómicos), los cuales están unidos por distintos átomos que constituyen las moléculas. Estos se clasifican atendiendo a la naturaleza de las fuerzas que actúan en la formación del enlace, y los secundarios (intermoleculares), que mantienen las moléculas unidas entre sí; estos tienen una fortaleza menor que los anteriores, se rompen con facilidad y su atracción es débil.

Los materiales poliméricos se pueden diferenciar en tres grupos:

- **Termoplásticos:** presentan una estructura lineal. Tienen mayor deformación plástica, mayor facilidad de procesado, requieren poco gasto energético, ya que la temperatura de procesado es menor a los otros, son relativamente económicos y, además, son reciclables. La ventaja que tienen es su mayor ligereza y que resisten la corrosión. Y su desventaja es la temperatura, su prestación mecánica es menor y presentan problemas de viscoelasticidad a fluencia.
- **Termoestables:** su estructura es reticular. A mayor temperatura estos no se funden, no existe movilidad entre sus cadenas, la deformación que tienen es elástica, tienen mayor resistencia mecánica, se conforman en un molde y no se pueden reciclar.
- **Elastómeros:** su estructura es entrecruzada. La deformación que tienen es elástica, no existe deformación de cadenas, a mayor temperatura no se rompen los enlaces y no son reciclables.

I. Introducción



Figura I.8. Representación esquemática de la estructura molecular de los diferentes tipos de polímeros.

I.4.1.1. Plásticos de altas prestaciones utilizados en ingeniería médica.

Estos plásticos tienen un precio más elevado; como su estabilidad térmica es elevada requieren una mayor temperatura, el diseño del molde es complejo y tiene que trabajar en caliente. Normalmente se suministran con fibras de refuerzo, aumentando su rigidez y se utilizan para reemplazar a los materiales metálicos.

- **Poliéter éter cetona (PEEK):** es un material que tiene alta resistencia mecánica a altas temperaturas. Es tenaz y resiste a la abrasión, tiene buena resistencia a los impactos y óptimas propiedades a flexión y tracción². Este material se utiliza cuando se necesita de un alto rendimiento, es un sustituyente del acero y la cerámica por sus excelentes propiedades mecánicas. Se utiliza en implantes ortopédicos³.

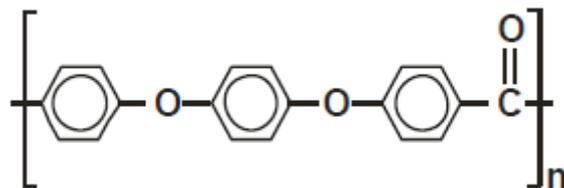


Figura I.9. Representación esquemática de la unidad monomérica de la PEEK.

² <https://www.nuevaferia.com.ar/m-p.asp?n=Plasticos-de-uso-quirurgico&i=3830>

³ <https://www.aristegui.info/usos-de-los-plasticos-en-la-medicina/>

I. Introducción

- **Poliétileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE):** Es un material con la mayor resistencia a la abrasión de los demás termoplásticos, buena resistencia al impacto, bajo coeficiente de fricción y resistente a la corrosión de productos químicos⁴. Este material se utiliza en prótesis de cadera y rodilla, por su excelente biocompatibilidad y propiedades mecánicas⁵.

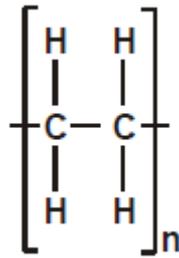


Figura I.10. Representación esquemática de la unidad monomérica del UHMWPE.

- **Polióxido de metileno (POM):** Es un material con una alta resistencia, rigidez y tenacidad. Tiene buena resistencia a impactos, con poca absorción a la humedad, presenta una buena mecanización, resiste bien a la fluencia, gran estabilidad dimensional, excelente resiliencia y recuperación elástica⁶.

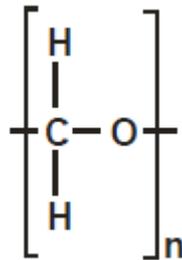


Figura I.11. Representación esquemática de la unidad monomérica del POM.

⁴ <http://www.comercioindustrial.net/productos.php?id=uque&mt=uhmw>

⁵ http://polymat.mx/noticias_1.html.

⁶ <https://www.ensingerplastics.com/es-es/semielaborados/plasticos-de-ingenieria/pom-acetal>

I. Introducción

- **Poliéter imida (PEI):** Es un material con excelente resistencia a la temperatura, a la resistencia al impacto y a la fluencia, tiene buena rigidez y excelente resistencia a la tensión⁷.

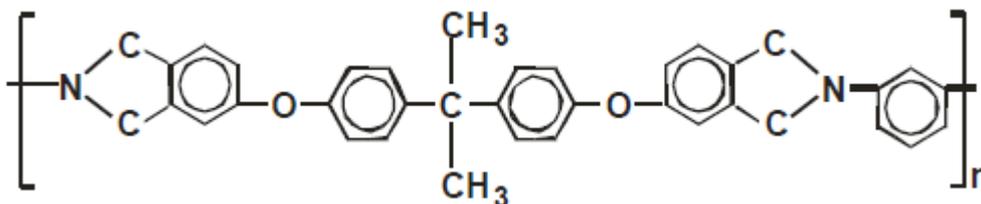


Figura I.12. Representación esquemática de la unidad monomérica de la PEI.

Tabla I.4. Propiedades mecánicas de los plásticos de altas prestaciones obtenidas de la base de datos campusplastics.

	Módulo elasticidad (MPa)	Tensión de rotura (MPa)	Densidad (kg/cm ³)
PEEK	3280	76	1370
UHMWPE	120000	2600	0,00097
POM	2600	60	1410
PEI	3200	105	1270

I.4.2. Introducción a la estructura de materiales compuestos.

Los materiales compuestos son la combinación de una matriz polimérica, la cual actúa para facilitar el procesamiento y mantener las fibras en su posición, normalmente es termoestable. Y un elemento de refuerzo, habitualmente en forma de fibra, que aporta muy buenas propiedades mecánicas.

- **Matriz polimérica:** las propiedades que aporta son elevada ligereza, buenas propiedades adhesivas, es fácil de procesar a temperatura ambiente. Las matrices poliméricas pueden ser termoplásticas, termoestables o elastómeras. Las más habituales son de tipo termoestable.

⁷ <https://todoenpolimeros.com/2017/06/21/la-polieterimida-pei/>

I. Introducción

Entre estas, las más utilizadas son las epoxi-amina (EP), el poliéster insaturado-estireno (UP) y el fenol-formaldehído (PF). Normalmente, con estas resinas, se trabaja con fibras largas y, más habitualmente, con tejidos 2D, 3D, etc.

Pero también se pueden utilizar las termoplásticas y las elastómeras. En el caso de las termoplásticas, suelen emplearse con refuerzos de fibra corta. Ello se debe a la versatilidad que ofrecen estos materiales, ya que se incorporan a la granza de distintas matrices termoplásticas, alcanzando incluso el 60% en peso. La principal ventaja es que estos compuestos, se pueden procesar mediante cualquier técnica empleada en la fabricación con termoplásticos, inyección, extrusión, etc. Entre las matrices termoplásticas, merece la pena destacar los plásticos técnicos (PA, PET, PBT, PC, etc.) y los plásticos de altas prestaciones (PEK, PEEK, PEI, PSU, etc.).

- **Fibra de refuerzo:** las fibras de refuerzo aportan una gran resistencia a la tracción y flexión, alta resistencia mecánica, elevada ligereza, pueden adoptar diferentes tipologías para distintos procesos industriales y están disponibles en diferentes formas (fibra corta, tejidos 2D, tejidos 3D, trenzados, etc.).

I. Introducción

Se pueden clasificar en diferentes tipos:

- **Inorgánicas:** vidrio, carburo de silicio, acero y boro. Aportan alta temperatura y buena relación prestación/coste.



Figura I.13. Imagen de un fieltro o *mat* de fibra de vidrio.

- **Orgánicas:** carbono, aramidas, polietileno. Aportan alta rigidez y resisten bien a los impactos.

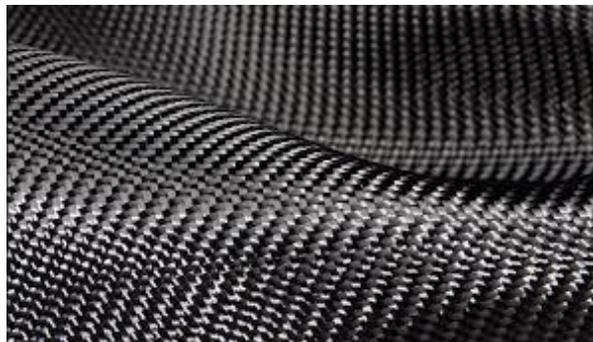


Figura I.14. Imagen de un tejido bidireccional de fibra orgánica (carbono derivado de poliacrilonitrilo-PAN).

I. Introducción

- **Naturales:** lino, cáñamo, sisal, bambú, yute. Fibras que aportan menores propiedades que las anteriores.



Figura I.15. Imagen de la fibra de lino en diferentes etapas de su procesado.

La unión de estos dos materiales constituye un material compuesto.

I.4.2.1. Termoplásticos reforzados con fibra corta en aplicaciones en ingeniería.

Las matrices termoplásticas reforzadas con fibra corta, aportan buenas propiedades en ingeniería. Las fibras que habitualmente suelen emplearse son la de vidrio y carbono.

Se puede observar en las siguientes tablas, las propiedades mecánicas que ofrecen las matrices termoplásticas reforzadas con fibras. Los datos utilizados para la configuración de las tablas son de la base de datos de campusplastics.

Tabla I.5. Propiedades mecánicas de la matriz de PA66 con diferente contenido en fibra de vidrio.

% en peso de fibra de vidrio	Módulo, E (MPa)	Tensión de rotura, σ_{\max} (MPa)	Referencia comercial
0	1500	60	Akulon® S223-EH
15	4000	80	Akulon® S223-HG3
25	6000	110	Akulon® S223-HPG5
30	6500	125	Akulon® S223-HG6
35	7550	140	Akulon® S223-HG7
50	11500	170	Akulon® S223-HG0

I. Introducción

Tabla I.6. Propiedades mecánicas de la matriz de PA66 con diferente contenido en fibra de carbono.

% en peso de fibra de carbono	Módulo, E (MPa)	Tensión de rotura, σ_{\max} (MPa)	Referencia comercial
0	2190	41	LNP™ STAT-KON™ RD000I
10	7800	131	LNP™ STAT-KON™ RE003
15	11200	175	LNP™ STAT-KON™ RE003
35	30410	282	LNP™ STAT-KON™ RE007

Tabla I.7. Propiedades mecánicas de la matriz de PEEK reforzado con fibra de vidrio y de carbono.

% en peso de fibra	Fibra de vidrio		Fibra de carbono	
	Módulo, E (MPa)	Tensión de rotura, σ_{\max} (MPa)	Módulo, E (MPa)	Tensión de rotura, σ_{\max} (MPa)
0	3280	76	3280	76
15	6930	125	14500	162
30	11100	152	21600	224
40	12810	156	30520	242

En el ámbito de la ingeniería, los compuestos de matriz termoplástica con refuerzo de fibra corta, se emplean ampliamente, ya que pueden procesarse por inyección. Destacan los usos en aplicaciones de medio-alto contenido tecnológico. Así pues la PA66 se ha empleado con un 30% de fibra de vidrio de refuerzo en el sector automoción, concretamente para la producción de productos plásticos con alta precisión dimensional y un peso reducido, impulsando los procesos industriales menos convencionales, ofreciendo soluciones tecnológicas de gran calidad y bajo peso. En concreto, el trabajo aborda la influencia de las condiciones de proceso en la fabricación de piezas para automoción mediante inyección microcelular⁸.

El PEEK es un material que habitualmente se emplea como matriz termoplástica. Reforzado con un 30%, 50% y 60% de fibra de carbono en el

⁸ V. Volpe *et al.* "Lightweight High-Performance Polymer Composite for Automotive Applications" *Polymers* 11:2, 326 (2019).

I. Introducción

sector automoción, concretamente para los muelles de un Dodge SUV, ofreciendo soluciones tecnológicas de gran calidad, bajo peso y optimización del diseño. En concreto, el trabajo aborda la influencia de las condiciones de proceso en la fabricación de piezas para automoción mediante impresión 3D, PEEK reforzado con fibra de carbono⁹.

Además se utiliza en la industria aeronáutica. Esto ofrece unas excelentes soluciones tecnológicas, ya que estos materiales están sometidos a cargas, y debe de predecirse su comportamiento mecánico con precisión. En concreto, el trabajo aborda la influencia de los parámetros viscosos para la calibración del comportamiento viscoelástico¹⁰.

En la industria médica el PEEK se emplea reforzado con fibras, para la fabricación de placas volares para fracturas de radio distal. Obteniendo grandes ventajas debido a la ausencia de soldaduras en frío y de callos óseos en las placas¹¹.

Asimismo se usa para la sustitución de implantes metálicos en cirugía, uno de ellos es en implantes de columna cervical. Estos implantes ofrecen buena seguridad, restauración de la lordosis cervical y recuperación funcional. Son apropiados para usarse en ACDF, obteniendo buenas soluciones tecnológicas y de bajo peso. En concreto, el trabajo aborda el rendimiento y los resultados radiológicos de la discectomía cervical anterior uniéndolo con ACDF¹².

⁹ A. Kessentini *et al.* "Design Optimization and FE Analysis of 3D Printed Carbon PEEK Based Mono Leaf Spring" MICROMACHINES 10:5, 279 (2019).

¹⁰ PW. Gerbaud *et al.* "An invariant based transversely-isotropic constitutive model for unidirectional fibre reinforced composites considering the matrix viscous effects" MECHANICS OF MATERIALS 138, UNSP 103146 (2019).

¹¹ L. Tarallo *et al.* "Volar PEEK plate for distal radius fracture: analysis of adverse events." European journal of orthopaedic surgery & traumatology: orthopedie traumatology (2020).

¹² H. Milavec *et al.* "First Clinical Experience with a Carbon Fibre Reinforced PEEK Composite Plating System for Anterior Cervical Discectomy and Fusion" JOURNAL OF FUNCTIONAL BIOMATERIALS 10:3, 29 (2019).

I. Introducción

I.5. Ejemplos de retractores.

I.5.1. Retractores de retención manual.

Los retractores de retención manual se mantienen fijos durante la operación mediante el cirujano, un asistente o incluso un robot.

La ventaja de estos retractores es la facilidad de uso que ofrecen, ya que se pueden recolar de forma más sencilla. Permitiendo ajustar la tensión requerida en cada tramo de la operación.

Por el contrario, la desventaja es que el cirujano necesita ayuda externa para poder realizar adecuadamente la operación.

I.5.1.1. Retractor Senn.

Son retractores con los dos extremos distintos, uno con forma de rastrillo y el otro de cuchilla plana. Se utiliza para cirugías de manos y pies¹³. Pueden usarse los dos extremos.



Figura I.16. Imagen de un retractor tipo Senn para cirugías de manos y/o pies.

¹³ G. Clifton, *et al.* "Una historia de la cirugía en la bandeja de instrumentos: herramientas homónimas utilizadas en cirugía de la mano" *Revista de cirugía de la mano* 32:7, 942-953 (2007).

I. Introducción

I.5.1.2. Retractor Ejército.

Son retractores empleados para la retracción de incisiones en la superficie, y cuando en el tejido superficial hay pequeñas cantidades. Consta de dos cuchillas de forma plana de distintas longitudes.



Figura I.17. Imagen de un retractor tipo "Ejército", para la retracción de incisiones superficiales.

I.5.1.3. Retractor Farabeuf.

Son retractores que se utilizan en diferentes procedimientos como odontología, operaciones de manos y muñeca o incluso en la reparación de hernias. Son utilizados en las incisiones de los planos superficiales. Varían de tamaño según la lámina.



Figura I.18. Imagen de un retractor tipo "Farabeuf" para operaciones en manos, hernias y odontología.

I. Introducción

I.5.1.4. Retractor Meyerding.

Es un retractor que en el extremo cuenta con dientes para poder retener los músculos y tejidos en procedimientos vertebrales, mediante tracción.



Figura I.19. Imagen de un retractor tipo “Meyerding” empleado en cirugías vertebrales.

I.5.1.5. Retractor Deaver.

Es un retractor que cuenta con un extremo con forma de semicírculo, el cual se utiliza para la retracción del pecho o en incisiones abdominales. Este extremo semicircular le facilita la separación en profundidad cuando se requiera el uso de grandes fuerzas.



Figura I.20. Imagen de un retractor tipo “Deaver” para cirugía abdominal.

I. Introducción

I.5.1.6. Retractor Richardson.

Es un retractor utilizado en la separación de las incisiones más profundas y en la retracción de tejidos dentro de las cavidades, cuando no es posible hacerla mediante los Farabeuf. Su fabricación se hace variando la anchura de la cuchilla de pequeños a grandes tamaños. Si se requiere cambiar rápidamente de tamaño durante la operación, es posible fabricarlos con dos anchos de cuchilla diferente en cada extremo.



Figura I.21. Imagen de retractor tipo “Richardson” para retracción de bordes de herida en cirugía general.

I.5.2. Retractores de retención automática.

Los retractores de retención automática se mantienen sujetos por sí solos mediante pinzas, las cuales sujetan el tejido; para que el cirujano pueda operar con total libertad.

La principal ventaja que ofrecen, es que no se requiere ayuda externa para la instalación de ellos en la operación.

Por contra, la desventaja que tienen es que si se colocan con demasiada tensión o un tiempo excesivo, pueden ocasionar graves daños al tejido. Para evitar esto, habrá que ir recolocando el retractor durante la operación para que no causen graves daños, y ajustar la tensión según se requiera en la operación.

I. Introducción

I.5.2.1. Retractor Weitlaner.

Es un retractor fabricado por Franz Weitlaner. Su forma es similar a la de unas tijeras, pero en el extremo con el que sirve para realizar la operación tiene un acabado en forma de cuatro dientes¹⁴. Se utiliza en cirugía plástica, operaciones de huesos grandes y articulaciones.



Figura I.22. Imagen de un retractor tipo "Weitlaner" para cirugía de huesos grandes y articulaciones.

I.5.2.2. Retractor Balfour Abdominal.

Es un retractor utilizado para que se mantengan abiertas las incisiones abdominales durante una laparotomía¹⁵. Consta de un soporte y dos ramas transversales, una de ellas se desliza sobre el soporte mientras la otra esta fija. La deslizante consta de un sistema de mariposa con tornillos, los cuales son ajustados cuando se requiera. En el soporte va acoplado una valva suprapubiana, que es la encargada de separar la vejiga en la operación.

¹⁴ A. Sharma *et al.* "Franz Weitlaner: el gran esparcador de cirugía". *The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care*. 67:6, 1431-1434 (2009).

¹⁵ https://www.historiadelamedicina.org/Instrumentos/instrumento_155.html

I. Introducción

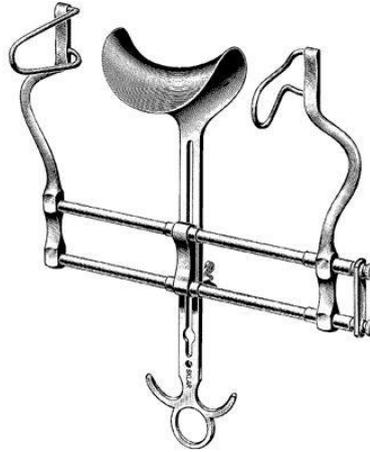


Figura I.23. Imagen de un retractor tipo “Balfour Abdominal” para incisiones por laparotomía.

I.5.2.3. Retractor Finochietto Costilla.

Es un retractor utilizado principalmente para la separación de las costillas. Consta de un sistema de dos brazos con valva y una cremallera manejada manualmente.



Figura I.24. Imagen de un retractor tipo “Finochietto Costilla” para separación de costillas.

I. Introducción

I.5.2.4. Retractor Gelpi.

Su diseño es parecido al del retractor Weitlaner, pero el acabado de este es en forma de diente, que sirven para sujetar los bordes de la herida; se utiliza en la retracción de incisiones poco profundas.



Figura I.25. Imagen de un retractor de tipo “Gelpi” para incisiones poco profundas.

I.5.2.5. Sistema de retractor de cadera.

El diseño que tiene hace que los cirujanos trabajen con mayor facilidad, ya que los retractores se mantienen sujetando el tejido sin ayuda externa. En este sistema es posible variar la tracción para que el cirujano opere con mayor facilidad.



Figura I.26. Representación esquemática de un sistema de retracción para cirugía de cadera.

I. Introducción

I.6. Retractores de cadera.

El retractor que se va a analizar en este TFG, es el denominado como Hohmann. Es un retractor de retención manual, ya que necesita que alguien lo mantenga sujeto para poder realizar la operación, ya sea el cirujano u otra persona. Este retractor se emplea en las operaciones de cadera. Debido a su geometría y diseño, proporciona una alta resistencia y rigidez para que el cirujano opere de la manera más cómoda posible y de una clara visión para que este opere.

Existen diferentes variantes en la forma de este, ya que cada fabricante opta por fabricar un estilo distinto.



Figura I.27. Imagen de un retractor tipo "Hohmann 1" para cirugía de cadera.



Figura I.28. Imágenes de diferentes tipos de retractores para cirugía de cadera.

I. Introducción

El diseño seleccionado para el retractor es el siguiente. Se ha tomado como referencia para el desarrollo de este TFG este retractor, por la forma y las características que tiene.



Figura I.29. Imagen de un retractor tipo “Hohmann 2” para cirugía de cadera.

I.6.1. Funcionamiento del retractor de cadera.

Este retractor sirve para cuando en la operación de cadera, se requiera abordar la articulación de la cadera, formada por la cabeza del fémur y el acetábulo en el hueso coxal.

I. Introducción



Figura I.30. Imagen del funcionamiento del retractor en la operación de cadera.

Es un retractor utilizado para cuando se necesite la substitución del hueso de la cadera por una prótesis.

II. OBJETIVOS

OBJETIVOS

II. Objetivos

II.1. OBJETIVO GENERAL.

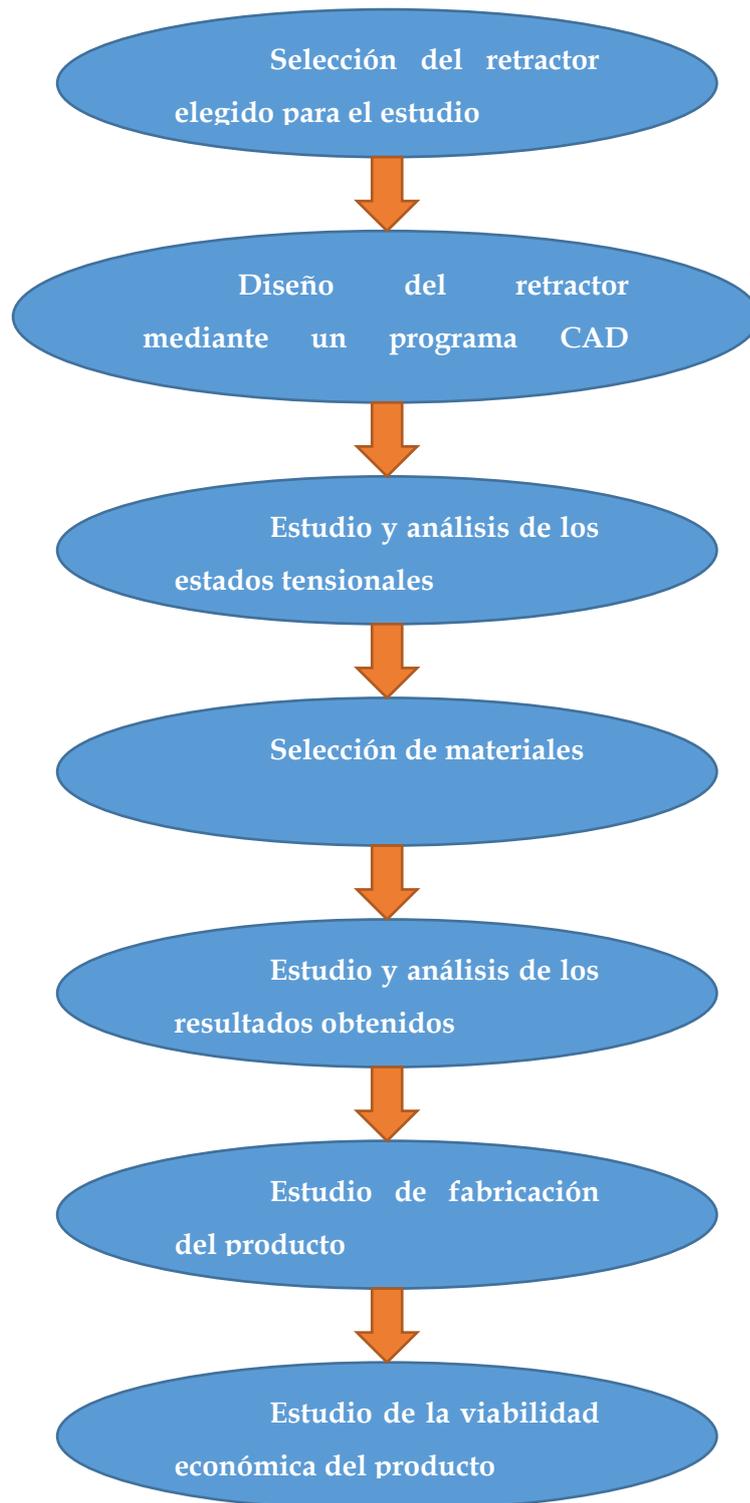
El objetivo del proyecto es la realización de un retractor mediante el uso de plásticos reforzados con fibra corta, para facilitar el uso de la tarea del cirujano durante la operación. Para ello, se realizará el diseño con la ayuda de un programa CAD, se hará un simulación con las cargas mediante un programa CAE y finalmente la fabricación del producto que se realizará por medio de un programa CAM.

II.2. OBJETIVOS PARTICULARES.

Los objetivos particulares que habrá de cumplir el proyecto son:

1. Selección del retractor elegido para el estudio.
2. Diseño del retractor mediante un programa CAD “SolidWorks”.
3. Estudio y análisis de los estados tensionales.
4. Selección de materiales.
5. Estudio y análisis de los resultados obtenidos.
6. Estudio de fabricación del producto.
7. Estudio de la viabilidad económica del producto.

II. Objetivos



III. DESARROLLO PROYECTO

**DESARROLLO
PROYECTO**

III. Desarrollo proyecto

III.1. DISEÑO INICIAL PROTOTIPOS.

III.1.1. DISEÑO INICIAL CON ACERO.

En este apartado se contemplarán las etapas del diseño con el acero.

El primer paso será la realización del croquis en el plano de alzado, con las medidas obtenidas del retractor. Para posteriormente realizar una extrusión de 32 mm con un espesor de 5,50 mm. La pieza tendrá una longitud total de 220 mm.

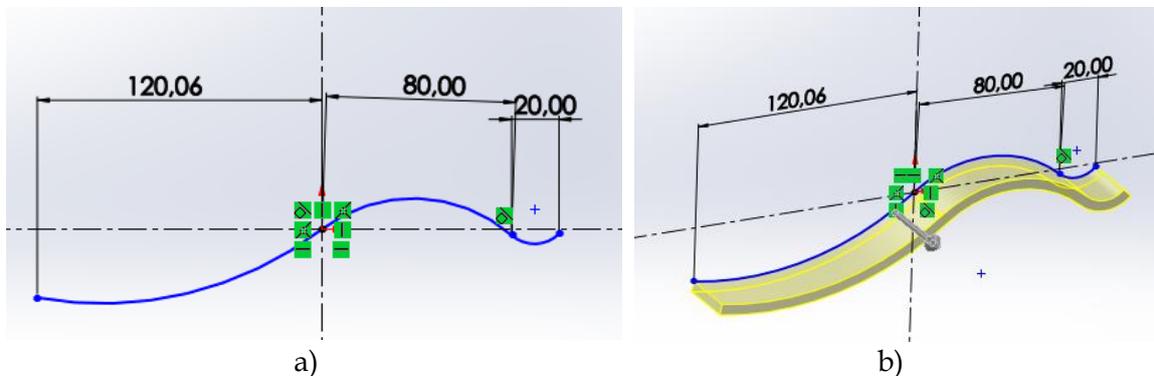


Figura III.31. a) Dimensiones iniciales para la realización del croquis del retractor, b) vista de la realización de la extrusión de 32 mm del retractor.

Una vez realizado este paso, se procederá a la realización de un croquis para la posterior ejecución de una operación de corte.

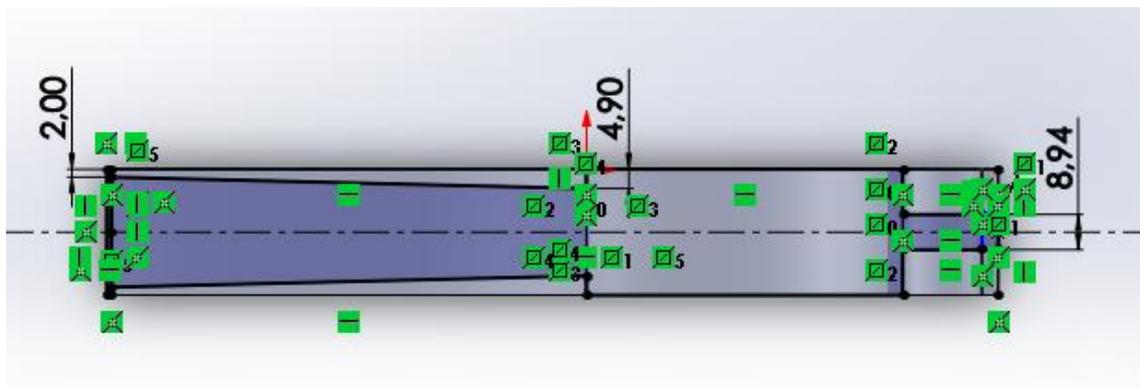


Figura III.32. Dimensiones para la realización del croquis de corte.

III. Desarrollo proyecto

Cuando el croquis ya se haya realizado, se efectuará el corte del croquis para la obtención de la pieza deseada.

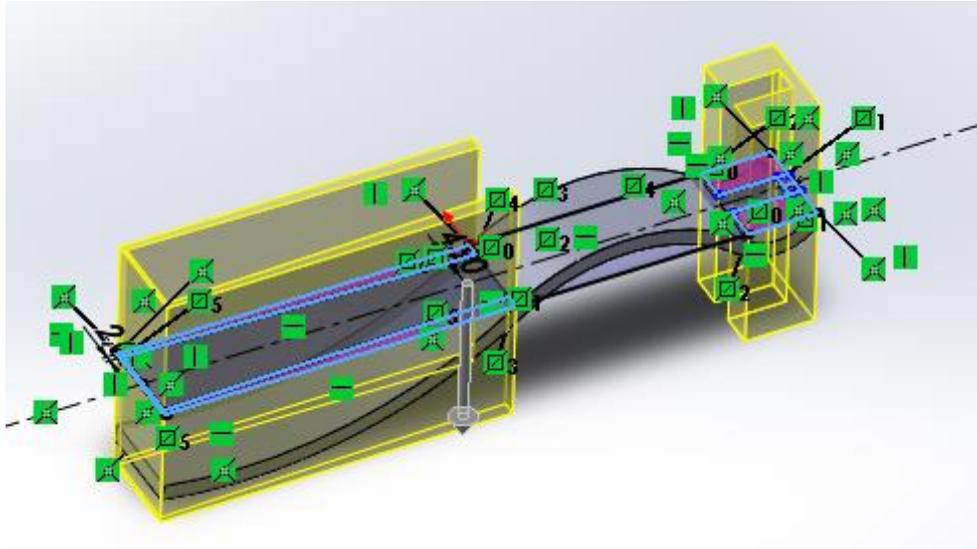


Figura III.33. Vista del corte realizado para la obtención del retractor.

Seguidamente cuando ya estén realizados los pasos anteriores, se hará otro croquis para la obtención de los agujeros de la pieza mediante una operación de corte.

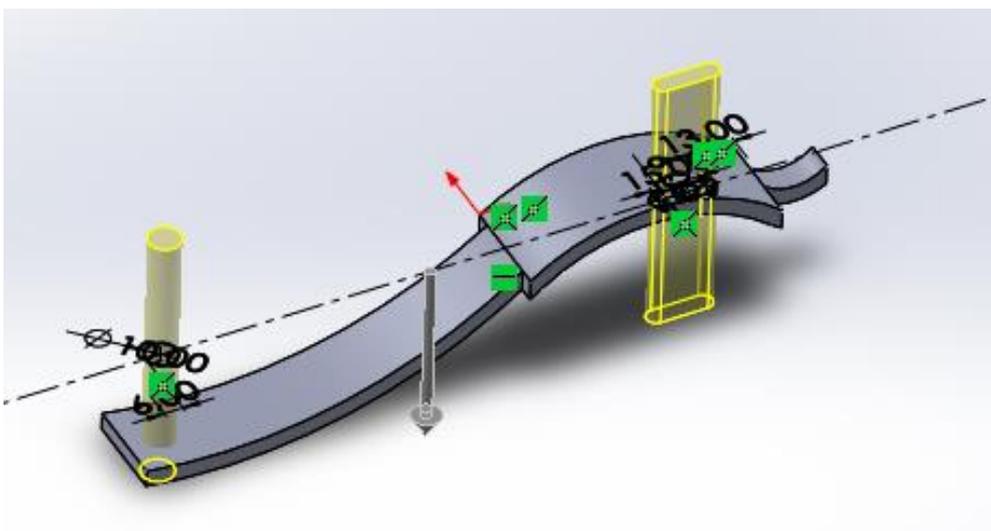


Figura III.34. Vista del corte realizado para los agujeros del retractor.

III. Desarrollo proyecto

Cuando ya estén realizados los demás pasos, se procederá a la realización de los redondeos de la pieza. Los primeros redondeos que se aplicarán serán en el cabezal de la pieza.

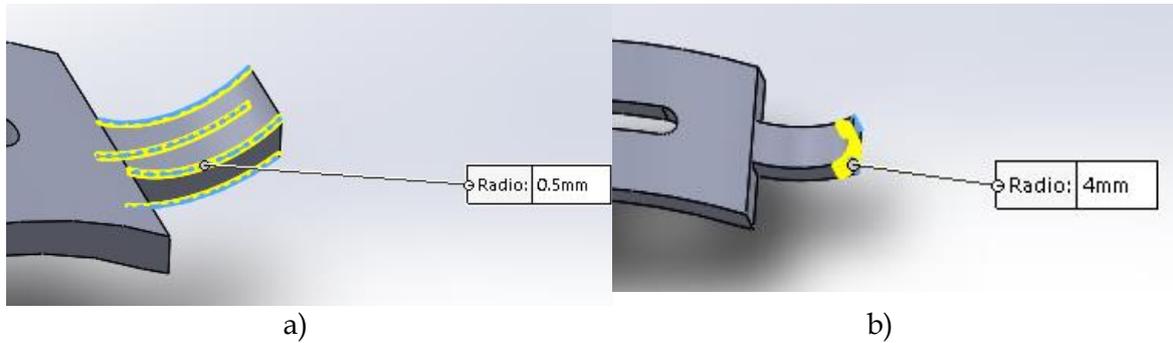


Figura III.35. a) Dimensiones del redondeo con un radio de 0,5 mm aplicado en las aristas del extremo de la pieza, b) dimensiones del redondeo con un radio de 4 mm realizado en las aristas.

Los siguientes redondeos, se realizarán en la parte más ancha de la pieza.

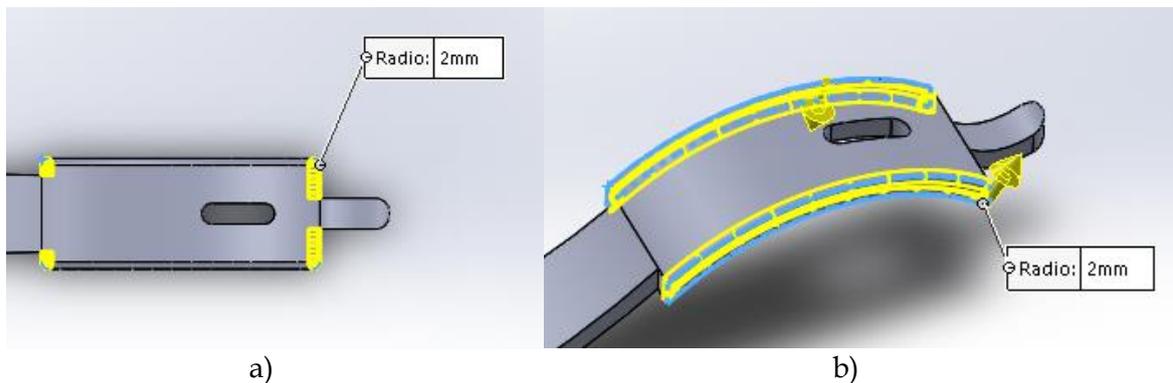


Figura III.36. a) Dimensiones del redondeo con un radio de 2 mm aplicado en las caras de la pieza, b) dimensiones del redondeo con un radio de 2 mm realizado en las aristas.

III. Desarrollo proyecto

El último redondeo se realizará en la parte del mango de la pieza.

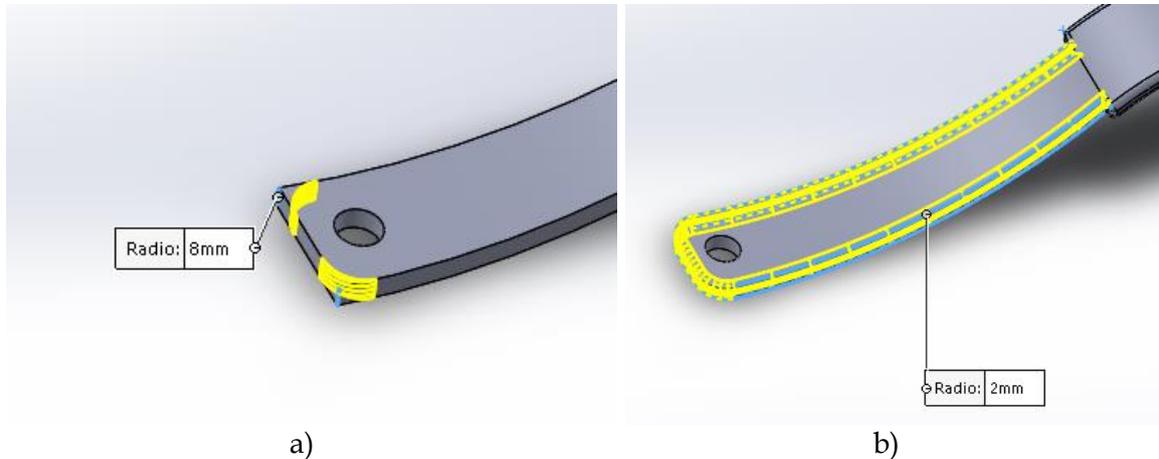


Figura III.37. a) Dimensiones del redondeo con un radio de 8 mm aplicado en las aristas, b) dimensiones del redondeo con un radio de 2 mm aplicado en las aristas.

Cuando se hayan realizado todos los redondeos, se obtendrá la pieza deseada.

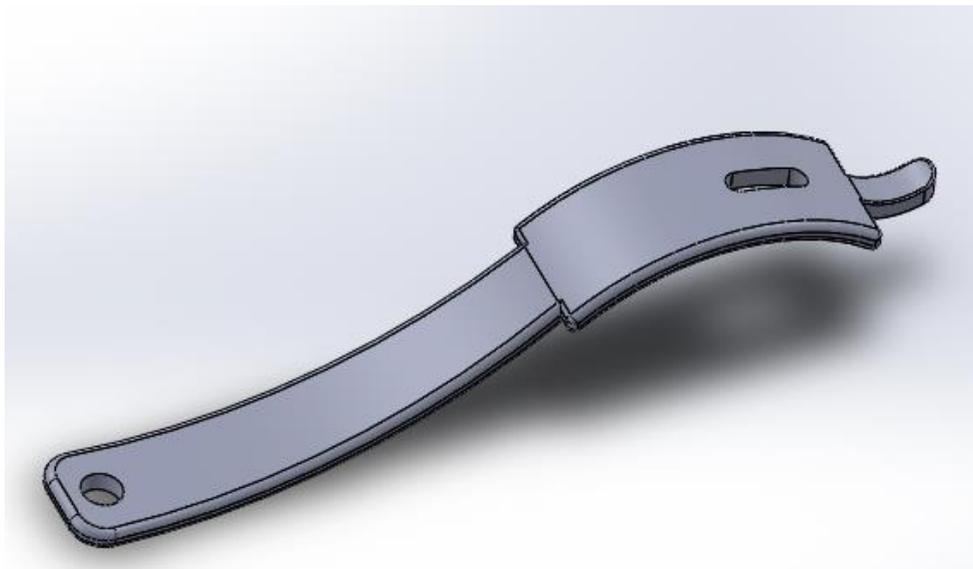


Figura III.38. Aspecto final de la pieza una vez se hayan aplicado los redondeos.

III. Desarrollo proyecto

Finalmente, se efectuarán unas líneas de partición que servirán para la fijación de la pieza.

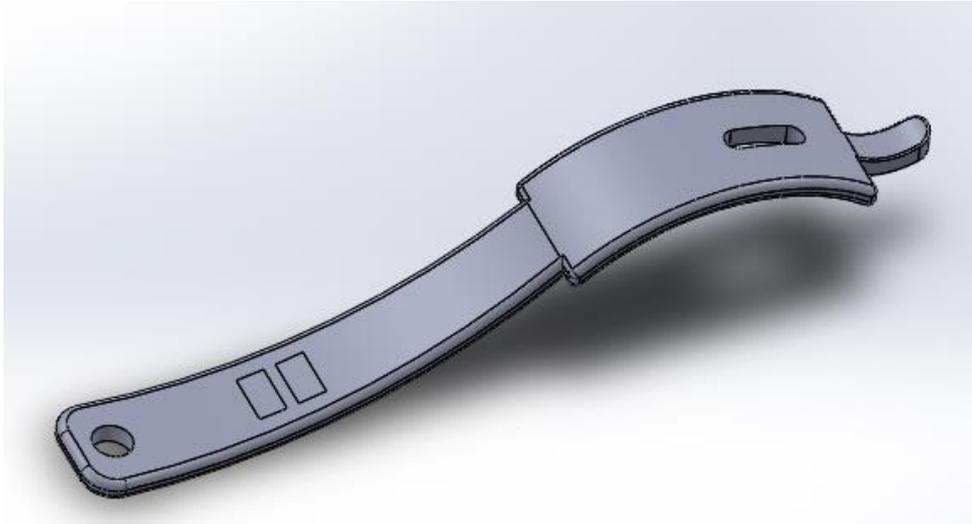


Figura III.39. Aspecto final de la pieza con la operación de las líneas de partición.

Una vez realizados todos los pasos, se variará el espesor de la pieza para que cumpla con los estudios realizados.

III.1.2. DISEÑO INICIAL CON UN PLÁSTICO DE ALTA PRESTACIÓN.

Cuando se haya realizado el diseño de la pieza con el acero, se procederá a la realización del diseño con el material polimérico a partir del de acero.

El primer paso de diseño de la pieza, se realizará a partir del diseño anterior. Se procederá a la ejecución de nervios en la pieza de acero, efectuando cortes de 3,50 mm de profundidad.

III. Desarrollo proyecto

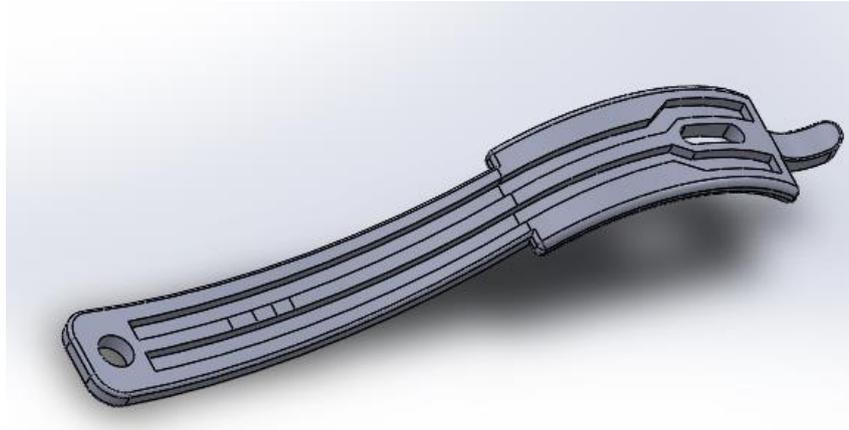


Figura III.40. Operación de corte de 3,50 mm para la realización de nervios en la pieza.

Una vez realizado este paso, se procederá a la realización de un diseño distinto que cumpla con las exigencias requeridas de la pieza.

Primero se procederá a la realización de un rediseño en el mango de la pieza, ya que los procesos de conformado de materiales poliméricos permiten la ejecución de formas más complejas que mediante aceros.

El primer paso, será la realización de un plano en el alzado a la mitad de la pieza para la ejecución del croquis.

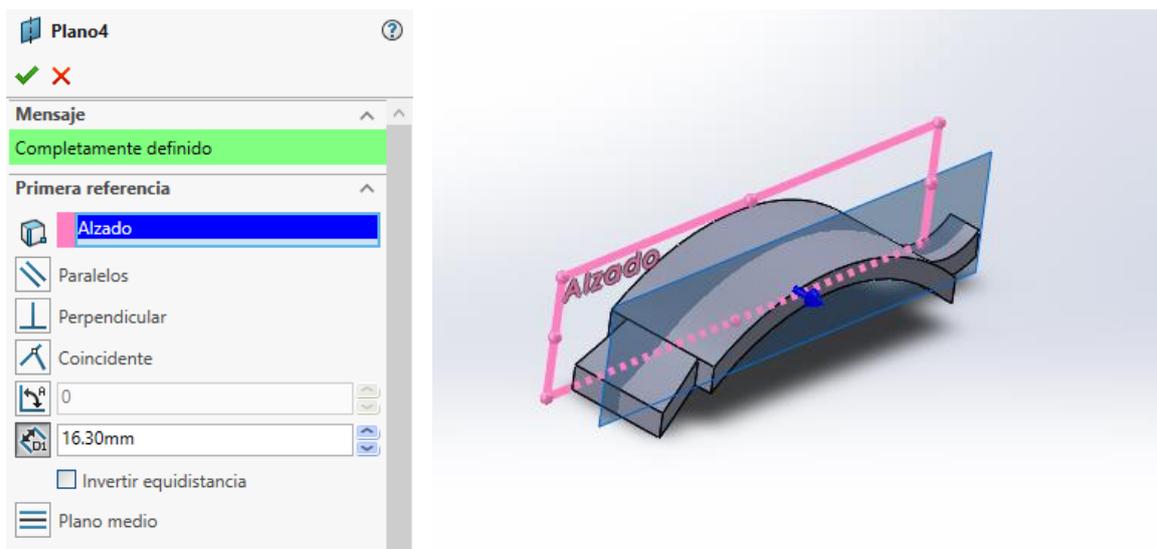


Figura III.41. Operación de plano para la posterior realización del croquis.

III. Desarrollo proyecto

En el plano obtenido se procederá a la ejecución del croquis para la posterior obtención del mango con un espesor de 12 mm, se realizará el croquis en una línea y en las otras se efectuará una relación de igualdad. La parte final tendrá una cota de 8 mm. El mango tendrá una longitud de 107,12 mm, para que la pieza cumpla con una longitud total de 220 mm.

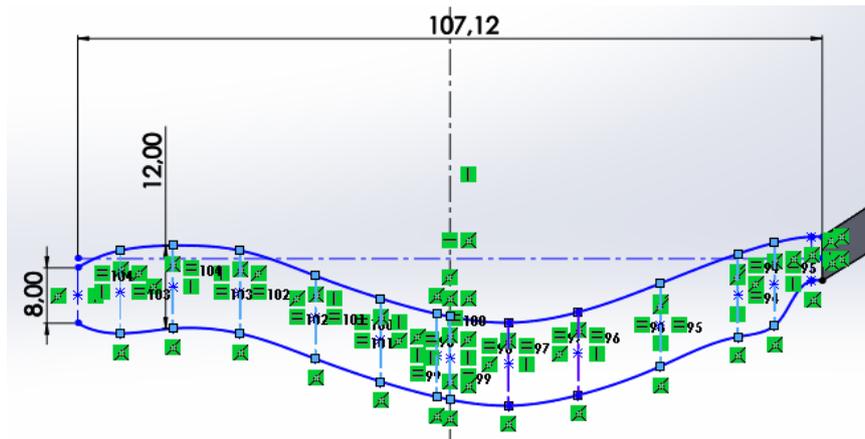


Figura III.42. Croquis del mango realizado en el plano realizado anteriormente.

Cuando ya esté realizado el croquis, se procederá a la realización de diversos planos.

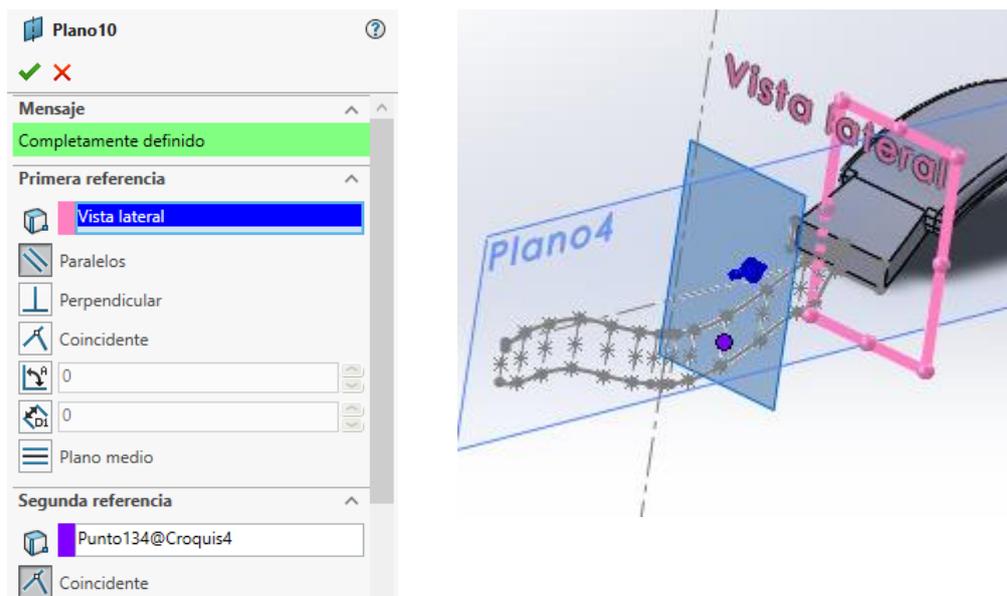


Figura III.43. Operación de plano para la posterior realización del croquis.

III. Desarrollo proyecto

Una vez realizados todos los planos se efectuarán elipses de tamaño entre 24 y 27 mm, en cada uno de ellos.

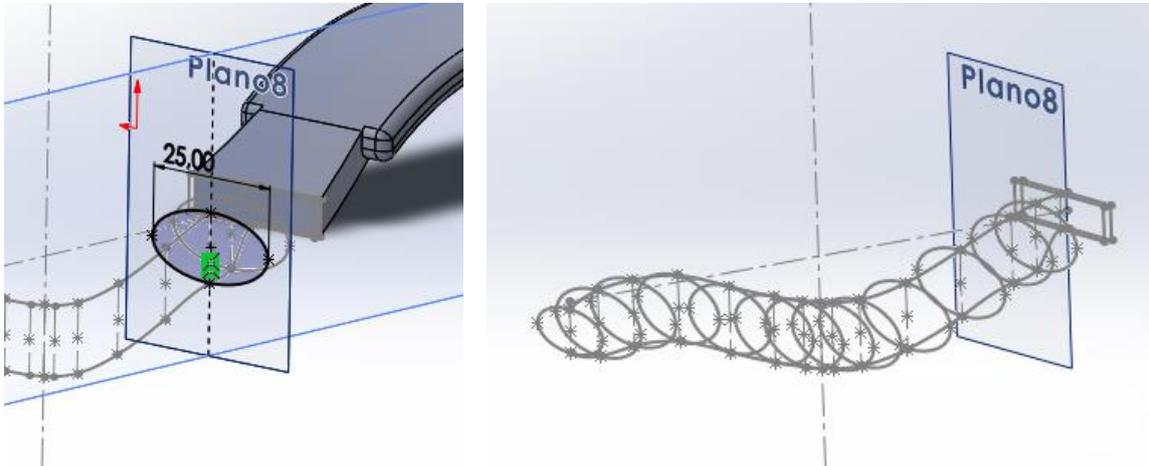


Figura III.44. Realización de elipses en los croquis para la posterior obtención del mango.

Después de realizar todas las elipses en cada plano, se procederá a la ejecución de una operación de recubrir para la obtención del mango de la pieza.

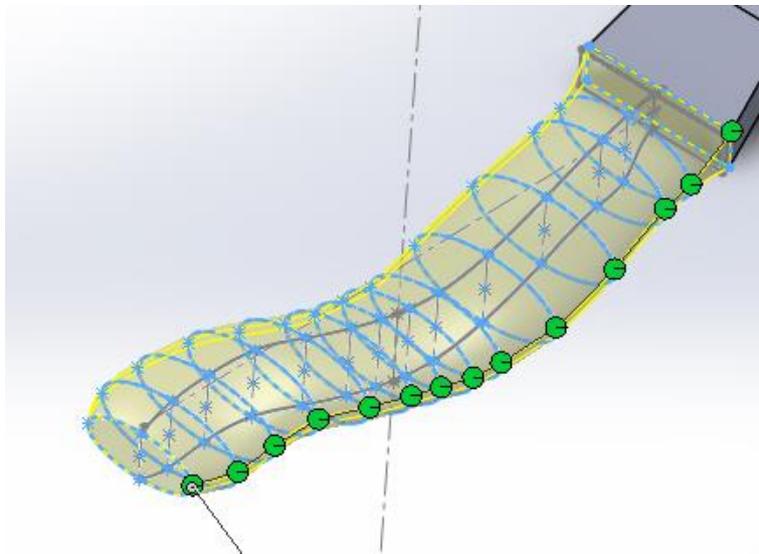


Figura III.45. Operación de recubrir realizada para en el mango de la pieza.

Con el mango ya obtenido se realizará un croquis con la forma de media elipse de 3 mm de longitud, este croquis se repetirá 5 veces mediante una operación de

III. Desarrollo proyecto

matriz lineal a una distancia de 3,50 mm. Seguidamente, se realizará una operación de extrusión en la cara de 0,20 mm. Este croquis y operación se efectuará en cada cara del mango.

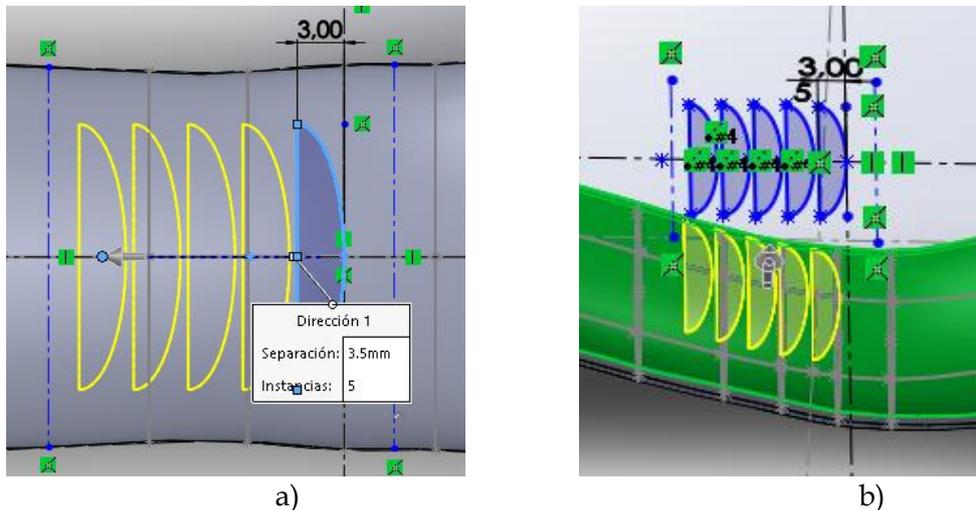


Figura III.46. a) Realización del croquis de media elipse de 3 mm de longitud, b) vista de la realización de la extrusión de 0,20 mm para el agarre del mango.

Esta operación servirá para fijar la pieza, obteniendo un agarre más ergonómico.

Una vez realizadas todas las operaciones, se obtendrá la pieza final deseada.

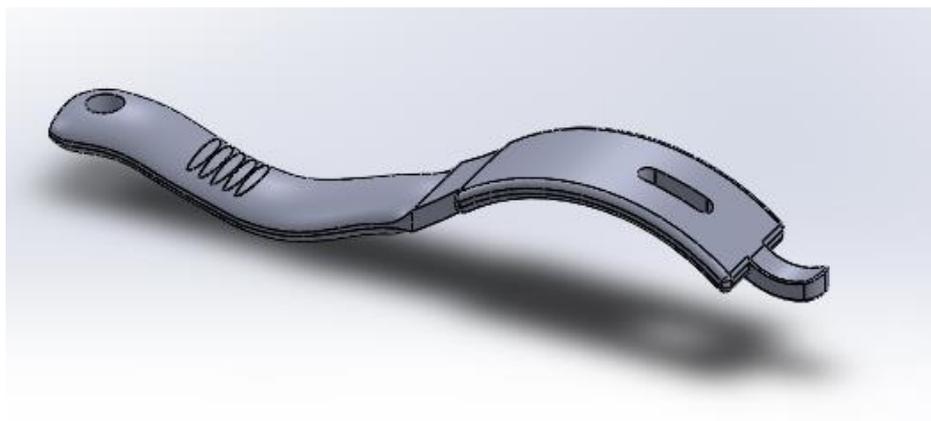


Figura III.47. Aspecto final de la pieza una vez se hayan realizado todas las operaciones.

Cuando estén realizados todos los pasos, se variará el espesor inicial de la pieza y la anchura de las elipses para que cumpla con los análisis realizados.

III. Desarrollo proyecto

III.2. NORMATIVA APLICABLE.

Antiguamente había una normativa que se aplicaba a los instrumentos quirúrgicos, publicada en el BOE por el Ministerio de Sanidad y Consumo, “*Orden de 13 de junio de 1983 por la que se regula el material e instrumental médico-quirúrgico estéril para utilizar una sola vez*”. La cual se encuentra actualmente derogada.

Las normativas que actualmente están vigentes para el instrumental quirúrgico, hacen referencia a la correcta esterilización de estos utensilios.

Estas normas son:

- UNE-EN ISO 13402:2001. Instrumentos quirúrgicos y dentales de mano. Determinación de la resistencia a la esterilización en autoclave, a la corrosión y a la exposición térmica.
- UNE-EN ISO 15883-2:2009. Lavadoras desinfectadoras. Parte 2: Requisitos y ensayos de lavadoras desinfectadoras que utilizan desinfección térmica para instrumentos quirúrgicos, equipos de anestesia, cuencos, platos, recipientes, utensilios, recipientes de vidrio, etc.

III. Desarrollo proyecto

III.3. ESTUDIO Y DEFINICIÓN DE ESTADOS TENSIONALES.

En este apartado se hará un estudio sobre la forma en la que trabaja la pieza, desde un punto de vista mecánico.

El retractor de cadera se comportará de forma similar a la de una viga en voladizo de sección rectangular, por lo que se podrá utilizar la misma fórmula para efectuar los cálculos que deberá de soportar la pieza.

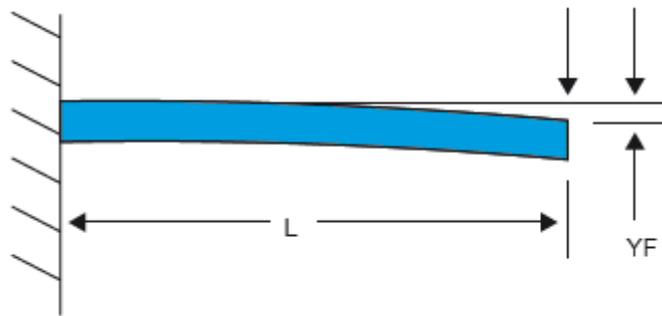


Figura III.48. Representación esquemática de la viga en voladizo de sección rectangular.

La fórmula que se empleará para el cálculo es la siguiente:

$$Y = \frac{F \cdot L}{8 E \cdot I}$$

III. Desarrollo proyecto

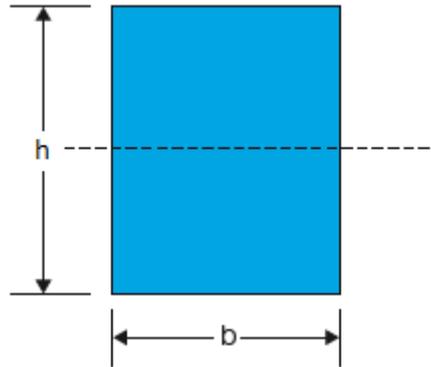


Figura III.49. Representación esquemática del momento de inercia para una sección rectangular.

La fórmula que se empleará para el momento de inercia es:

$$I = \frac{b \cdot h^3}{12}$$

La pieza se ha estimado para que sea capaz de soportar una fuerza de 60 N, durante la ejecución de la operación. Esta carga se ha obtenido a partir del estudio realizado en el siguiente artículo¹⁶.

Se han considerado dos formas distintas para la sujeción de la pieza, cada una será diferente dependiendo del material con la que se fabrique.

¹⁶ N. W. Van Vliet *et al.* "Metal-to-Plastic Conversion Case Study of a Surgical Hip Retractor" Solvay Specialty Polymers (2017).

III. Desarrollo proyecto

Para el acero inoxidable, se utilizará la siguiente sujeción.

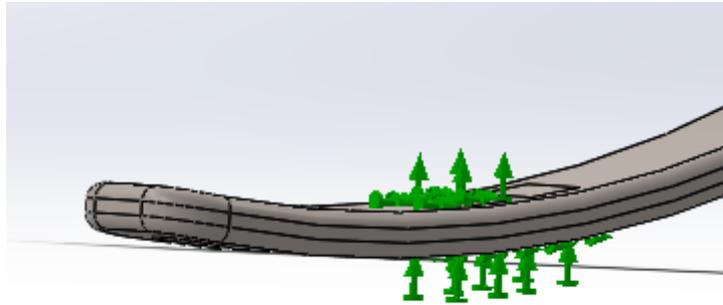


Figura III.50. Vista de la sujeción de la pieza del SolidWorks con el acero inoxidable.

En el caso del plástico de alta prestación, el agarre será más ergonómico por la variabilidad de geometría que permiten los procesos de conformado de los polímeros.

Utilizando el siguiente sistema de sujeción para la pieza.

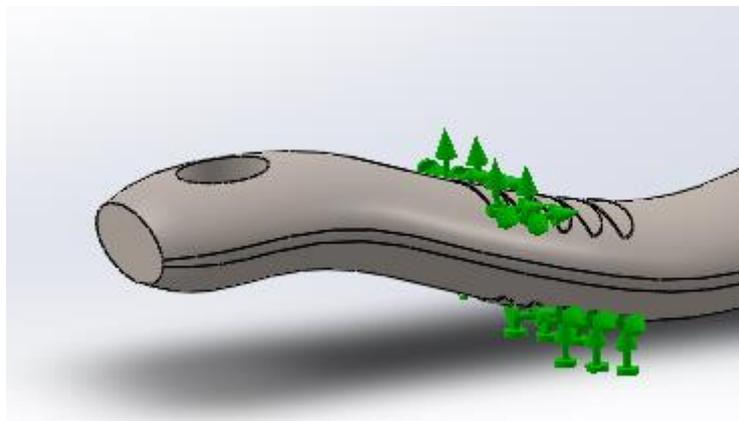


Figura III.51. Vista de la sujeción de la pieza del SolidWorks con el plástico de alta prestación.

III. Desarrollo proyecto

III.4. SELECCIÓN DE MATERIALES.

Este apartado se centrará en la definición de los materiales más adecuados para la fabricación del producto. Se obtendrán las propiedades mecánicas necesarias para su modelización con SolidWorks.

Para seleccionar el material primero se hará un estudio con un material metálico, un acero inoxidable 316L. Y posteriormente con un plástico de alta prestación, el PEEK+CF15.

Se han seleccionado estos materiales debido a sus buenas propiedades, ya que el acero inoxidable 316L aporta unas buenas propiedades mecánicas, su esterilización y es un material inoxidable, además de proporcionar buena biocompatibilidad. Esto hace que sea un material que se use con frecuencia para la fabricación de instrumentos quirúrgicos.

El PEEK+CF15, es un material que aporta buenas propiedades mecánicas y mayor ligereza que los materiales metálicos.

III.4.1. Acero inoxidable 316L.

Este material se ha seleccionado con los datos aportados por la biblioteca de materiales del "SolidWorks".

Tabla III.8. Propiedades mecánicas del acero inoxidable 316L del SolidWorks.

Módulo elástico (MPa)	200000
Coefficiente de poisson	0,265
Módulo cortante (MPa)	82000
Densidad (kg/m ³)	8027
Límite de tracción (MPa)	485
Límite elástico (MPa)	170
Coefficiente de expansión térmica (K ⁻¹)	1,65 · 10 ⁻⁰⁵
Conductividad térmica (W/m · K)	14,65

III. Desarrollo proyecto

III.4.2. Plástico de alta prestación.

El material polimérico seleccionado es PEEK+CF15, este material es isotrópico elástico lineal.

El material se ha introducido en el programa, a partir de la ficha técnica proporcionada por la base de datos campusplastics.

El coeficiente de poisson se ha obtenido del siguiente artículo¹⁷ y el módulo cortante se ha calculado con la siguiente fórmula.

$$\text{Módulo cortante} = \frac{\text{Módulo elástico}}{2 \cdot (1 + \nu)}$$

Tabla III.9. Propiedades mecánicas del PEEK+CF15.

Módulo elástico (MPa)	14500
Coeficiente de poisson	0,385
Módulo cortante (MPa)	5235
Densidad (kg/m ³)	1430
Límite de tracción (MPa)	162
Límite elástico (MPa)	162

¹⁷ D. Garcia-Gonzalez *et al.* "Investigation of mechanical impact behavior of short carbon-fiber-reinforced PEEK composites" Composite Structures 133, 1116-1126 (2015).

III. Desarrollo proyecto

III.5. SIMULACIÓN MEDIANTE FEM.

III.5.1. Modelo FEM proyecto.

Se realizarán dos ensayos de fuerza, uno con el acero inoxidable 316L y otro con el PEEK+CF15.

Los ensayos se ejecutarán con un espesor final de la pieza, de 5,80 mm para el acero inoxidable 316L y 5,50 mm para el PEEK+CF15. En estos ensayos se comprobará que cumple con los objetivos de análisis planteados de tensiones, deformaciones y el factor de seguridad que deberá soportar la pieza.

III.5.1.1. Aplicación de materiales.

Los materiales que se aplicarán en el programa son los descritos anteriormente en el punto III.4.

Para el acero inoxidable se escogerá el AISI 316L acero inoxidable, este material se elegirá de la biblioteca de materiales del SolidWorks.

Propiedades de material
No se pueden editar los materiales en la biblioteca predeterminada. Para editar un material, cópielo primero a una biblioteca personalizada.

Tipo de modelo: Guardar tipo de modelo en l

Unidades:

Categoría:

Nombre:

Descripción:

Origen:

Sostenibilidad:

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	200000	N/mm ²
Coefficiente de Poisson	0.265	N/D
Módulo cortante	82000	N/mm ²
Densidad de masa	8027	kg/m ³
Límite de tracción	485	N/mm ²
Límite de compresión		N/mm ²
Límite elástico	170	N/mm ²
Coefficiente de expansión térmica	1.65e-05	/K
Conductividad térmica	14.6	W/(m·K)

Figura III.52. Vista del material AISI 316L acero inoxidable proporcionado por la biblioteca del programa.

III. Desarrollo proyecto

En el caso del plástico de alta prestación, se introducirá manualmente en el programa las propiedades mecánicas del PEEK+CF15.

Propiedades de material
No se pueden editar los materiales en la biblioteca predeterminada. Para editar un material, cópielo primero a una biblioteca personalizada.

Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal Guardar tipo de modelo en la biblioteca
Unidades: SI - N/mm² (MPa)
Categoría: Compuestos
Nombre: PEEK+CF15
Descripción:
Origen:
Sostenibilidad: AISI 316L Acero inoxidable en solidw

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	14500	N/mm ²
Coefficiente de Poisson	0.385	N/D
Módulo cortante	5235	N/mm ²
Densidad de masa	1430	kg/m ³
Límite de tracción	162	N/mm ²
Límite de compresión		N/mm ²
Límite elástico	162	N/mm ²
Coefficiente de expansión térmica		/K
Conductividad térmica		W/(m·K)

Figura III.53. Vista de la introducción del PEEK+CF15 en el programa.

III.5.1.2. Análisis estático de fuerza.

La pieza se someterá a un análisis estático de fuerza, para comprobar que soporta las cargas exigidas y tenga un uso correcto.

Estudio

✓ ✗ ↔

Mensaje

Estudie las tensiones, los desplazamientos, las deformaciones unitarias y el factor de seguridad para los componentes con material lineal

Nombre

Análisis estático 1

Simulación general

Análisis estático

Utilizar simplificación 2D

Estudio de frecuencia

Figura III.54. Vista de la introducción del estudio de análisis estático.

III. Desarrollo proyecto

Se efectuarán dos análisis distintos, uno para el acero inoxidable 316L y otro para el PEEK+CF15.

Una vez creados los materiales, se aplicarán en el análisis del programa.

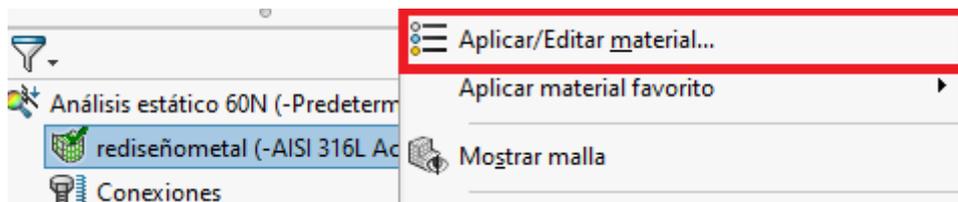


Figura III.55. Vista de la introducción del material en el estudio del programa.

Seguidamente se añadirá la carga de la pieza, que estará sometida a una carga de 60N y se colocará en la cara del cabezal de la pieza.

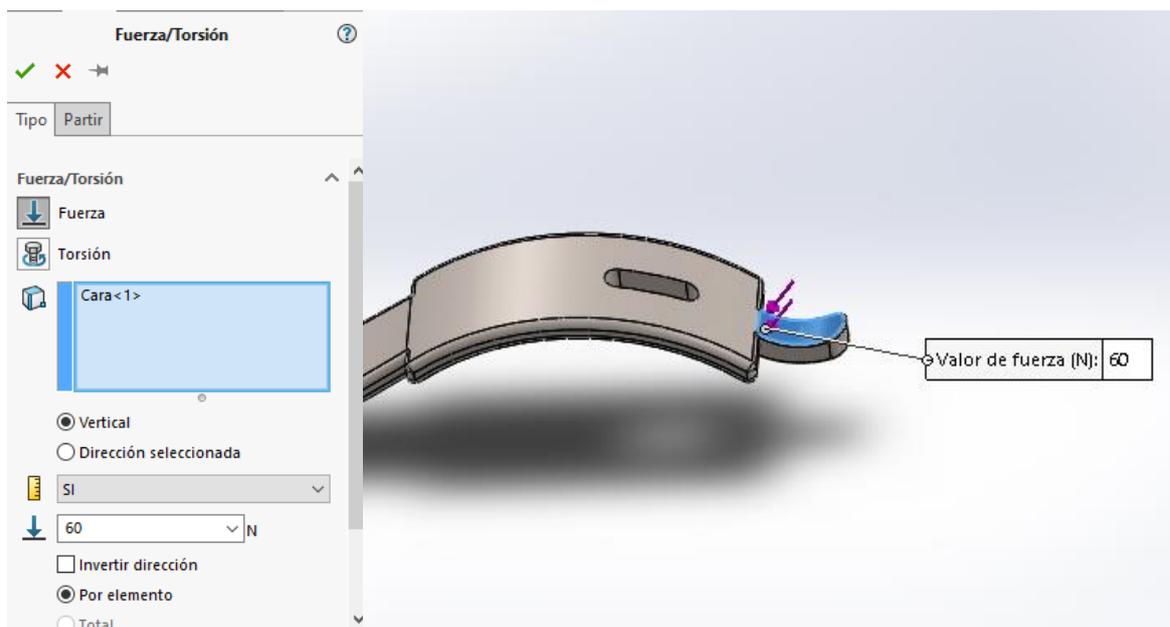


Figura III.56. Vista de la introducción de la fuerza en el cabezal de la pieza.

El siguiente paso, será la introducción de la sujeción a la que estará sometida la pieza. En cada modelo se ha creado una sujeción distinta, debido a la diferencia de diseño que nos ofrece cada material.

III. Desarrollo proyecto

En el caso del acero inoxidable 316L, se ha añadido una geometría fija en las caras del mango de la pieza. Estas sujeciones simularán el agarre que tendrían las piezas durante su uso.

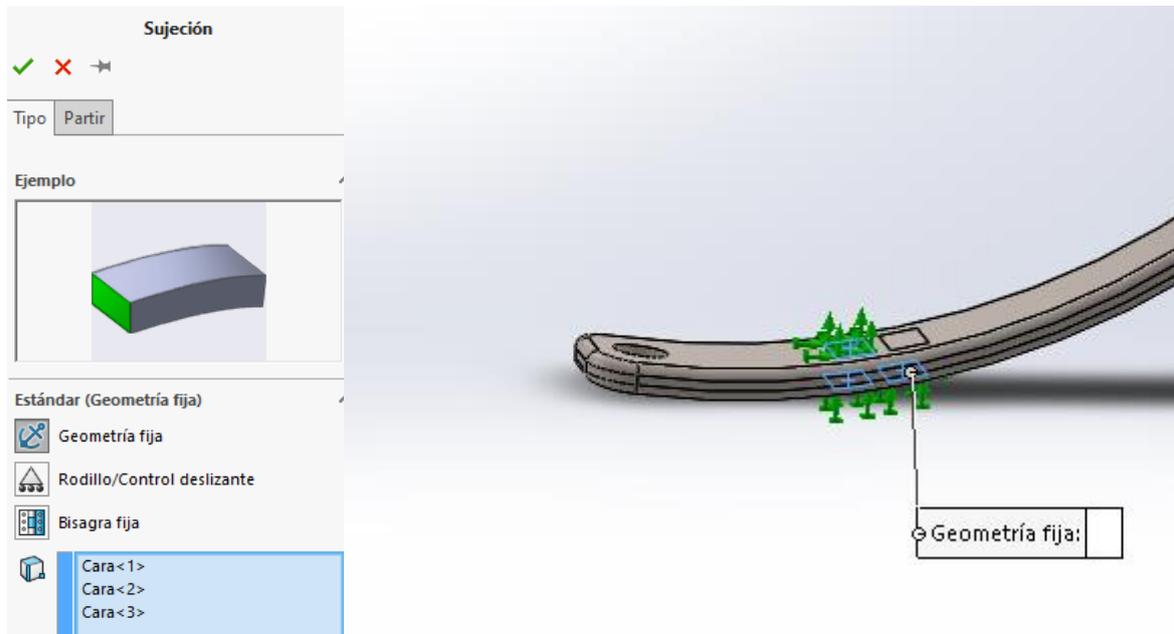


Figura III.57. Vista de la introducción de geometría fija de la pieza en el acero inoxidable 316L.

En el PEEK+CF15, se ha creado otro tipo de agarre ya que los procesos de conformado permiten la creación de diferentes diseños. Este agarre permite una sujeción más ergonómica durante su uso.

III. Desarrollo proyecto

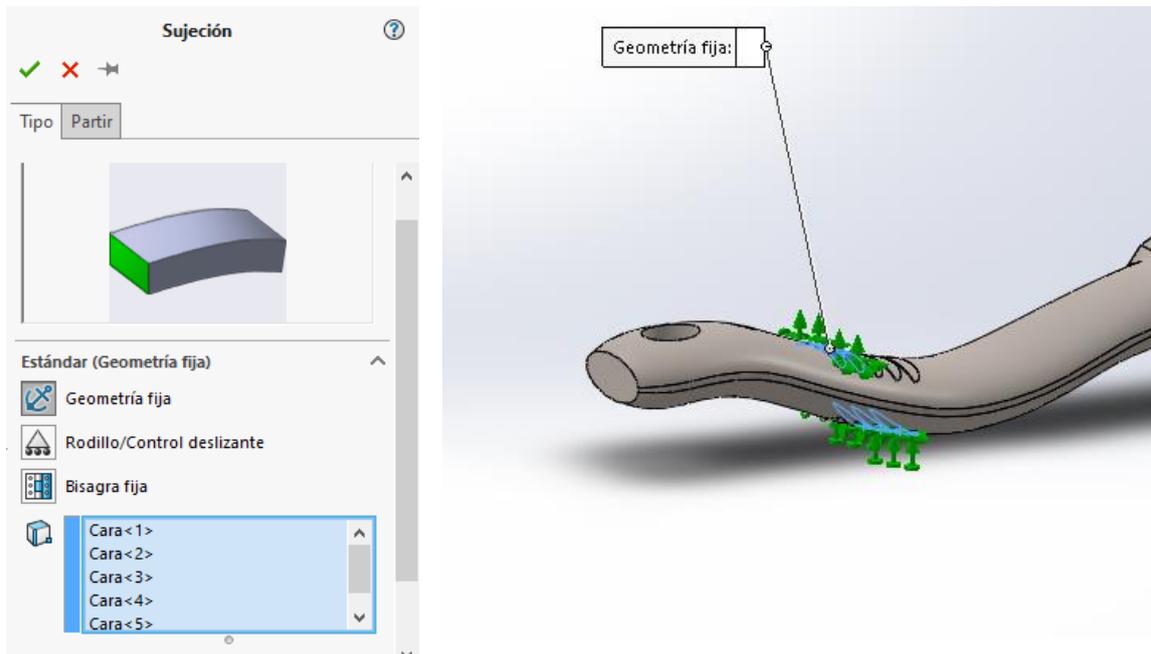


Figura III.58. Vista de la introducción de geometría fija de la pieza en el PEEK+CF15.

Cuando se hayan restringido todas las operaciones, se procederá a la creación de la malla y posterior ejecución del estudio. Se puede crear una malla más gruesa o delgada en función de la requerida, a medida que sea más delgada más se tardará en obtener los resultados del estudio.

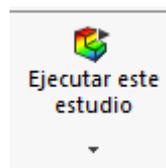


Figura III.59. Vista de la ventana de la ejecución del estudio.

III. Desarrollo proyecto

III.5.2. Análisis de estados tensionales y deformaciones.

En este apartado, se analizarán los resultados de los datos obtenidos en el análisis del estudio.

Se obtendrán los resultados de los datos de tensión, desplazamiento y deformaciones unitarias. En el caso de las tensiones, el límite elástico del material no deberá de ser superior de la tensión máxima a la que está sometida la pieza. En los análisis se pueden observar los estados de tensiones, desplazamientos y deformaciones a los que está sometida la pieza en cada zona. La escala de deformación aplicada en los estudios es de 1.

A continuación, se pueden observar los resultados obtenidos con el acero inoxidable 316L.

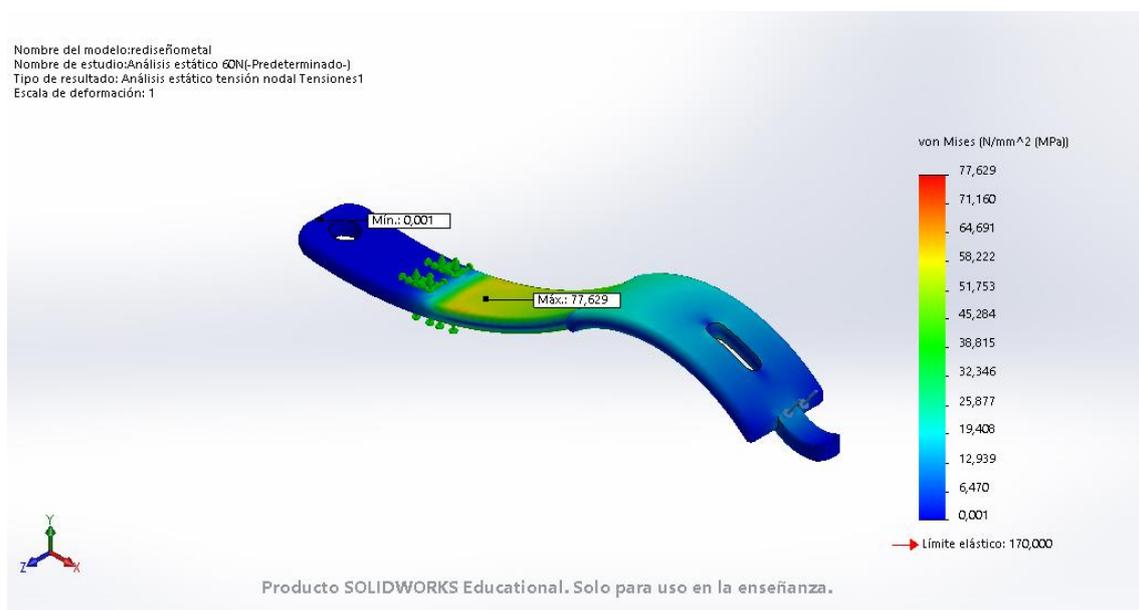


Figura III.60. Resultados del análisis de tensión con el acero inoxidable 316L.

III. Desarrollo proyecto

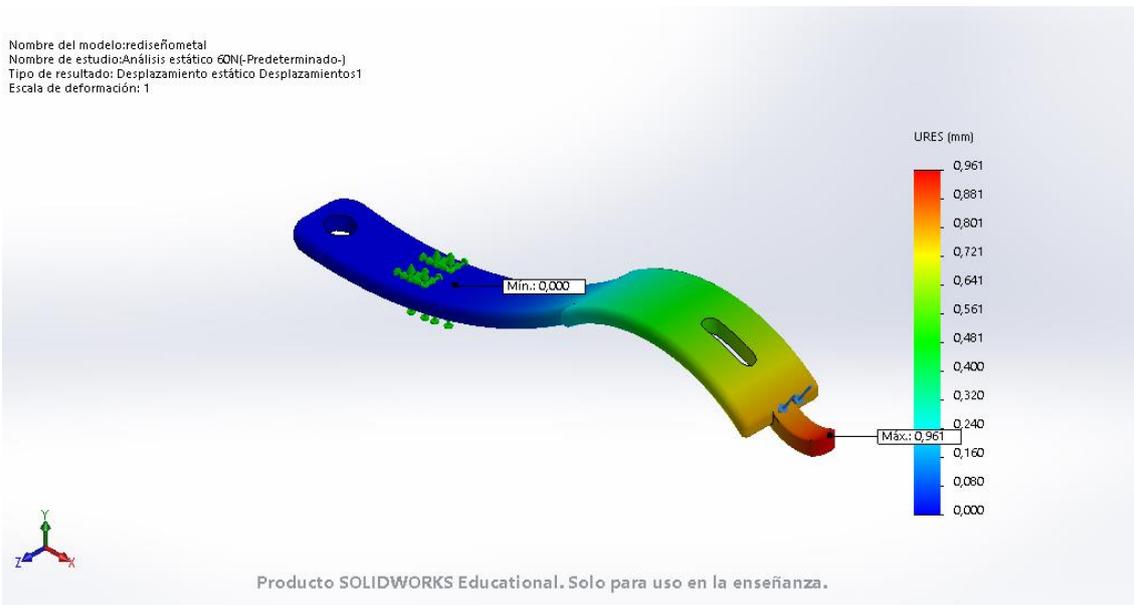


Figura III.61. Resultados del análisis de desplazamiento con el acero inoxidable 316L.

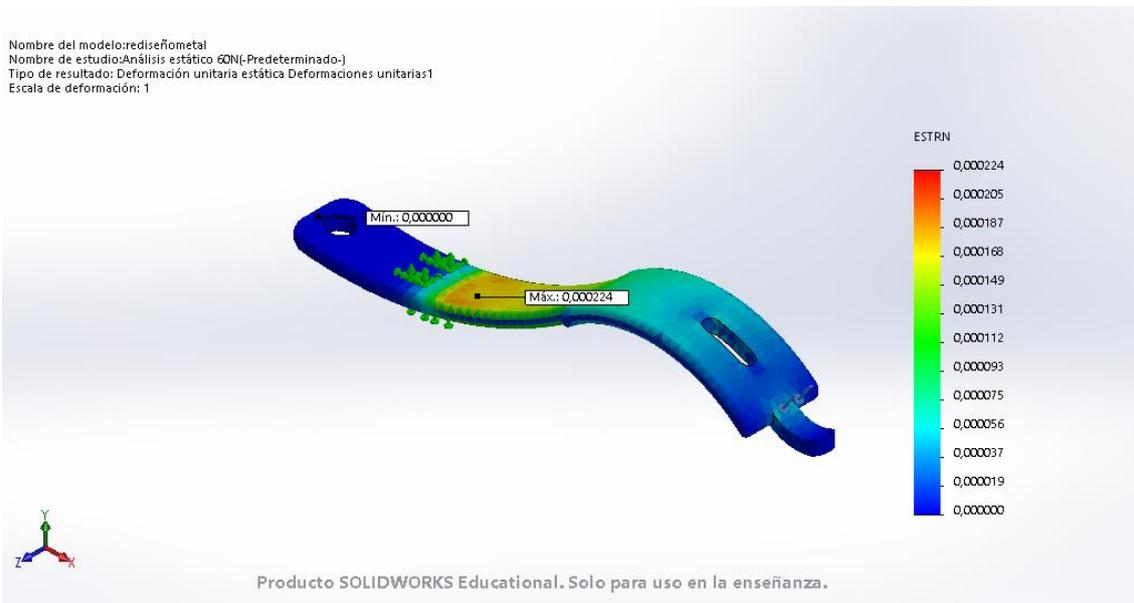


Figura III.62. Resultados del análisis de deformación unitaria con el acero inoxidable 316L.

III. Desarrollo proyecto

Seguidamente, se mostrarán los resultados obtenidos con el PEEK+CF15.

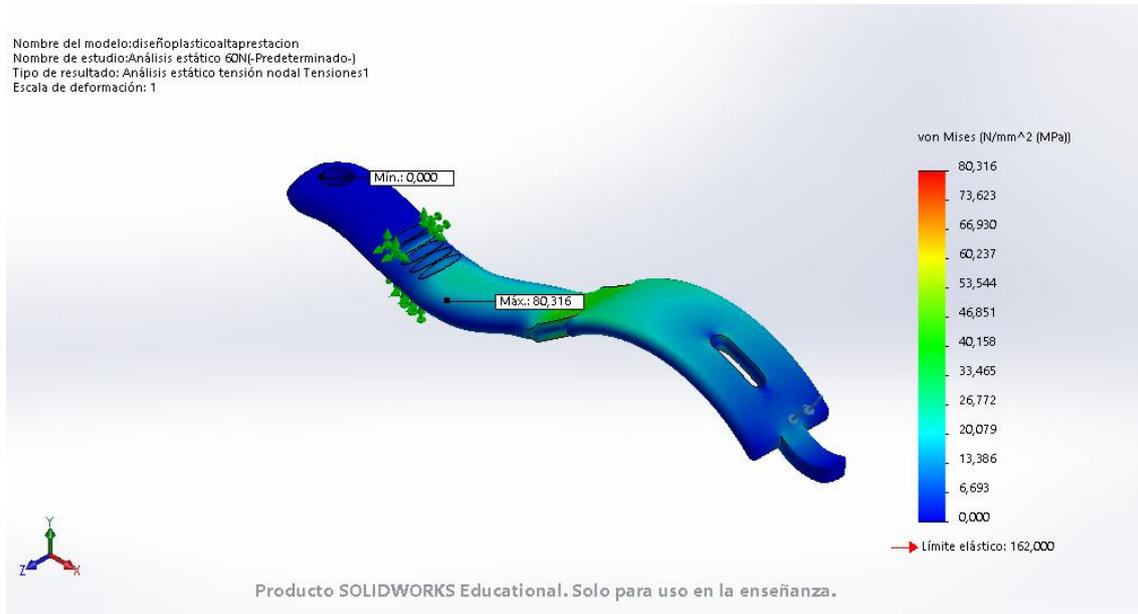


Figura III.63. Resultados del análisis de tensión con el PEEK+CF15.

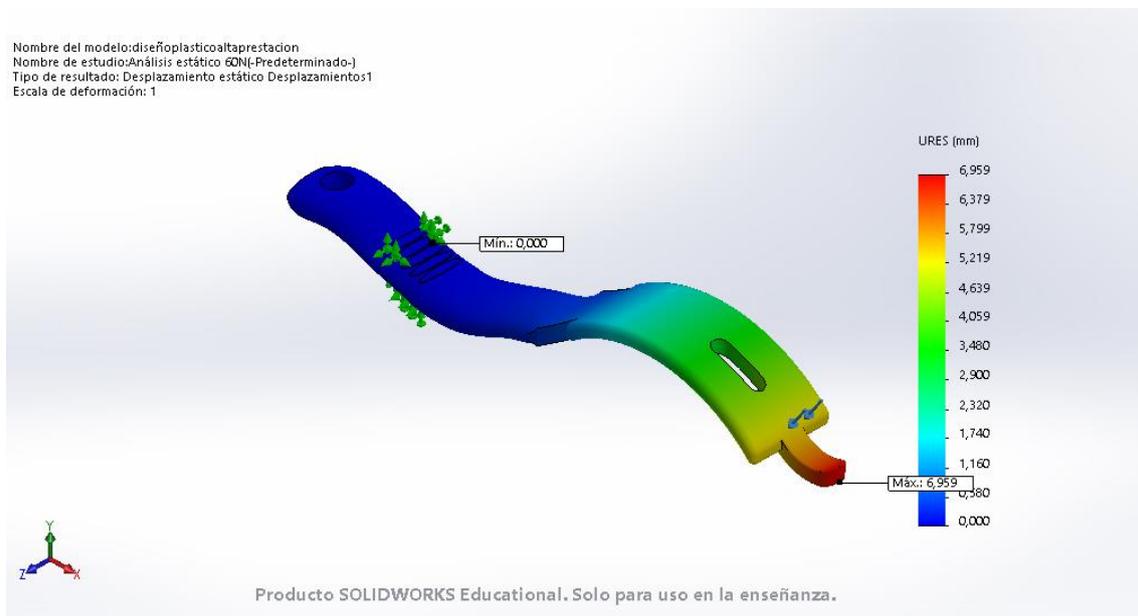


Figura III.64. Resultados del análisis de desplazamiento con el PEEK+CF15.

III. Desarrollo proyecto

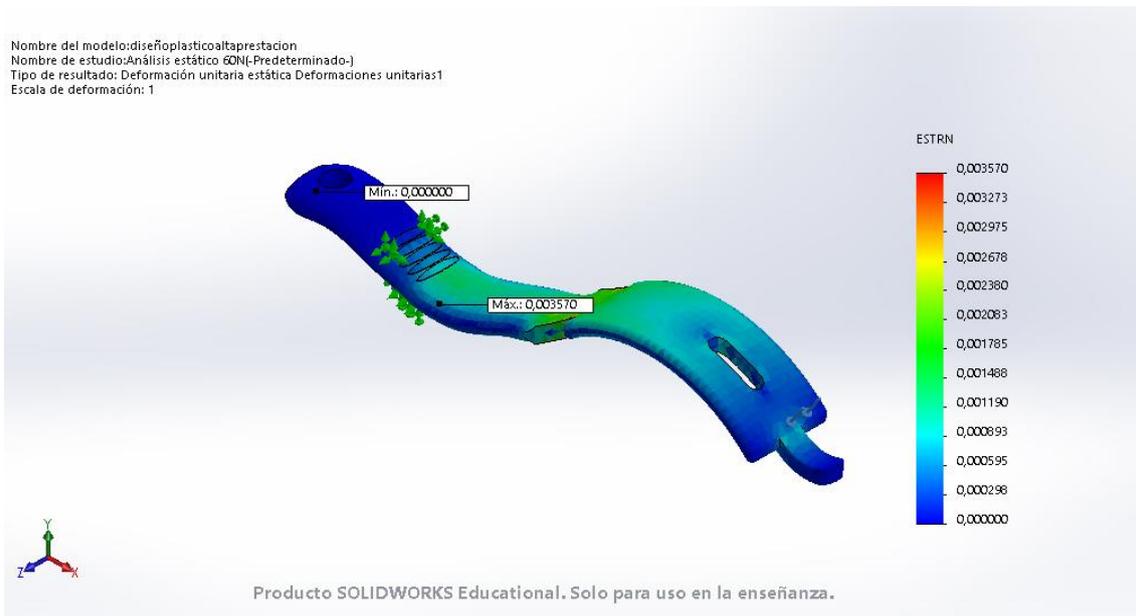


Figura III.65. Resultados del análisis de deformación unitaria con el PEEK+CF15.

A continuación, se expondrán los resultados obtenidos en la siguiente tabla.

Tabla III.10. Resultados obtenidos en el análisis con los dos materiales.

	Tensiones (MPa)	Desplazamientos (mm)	Deformaciones unitarias
Acero inoxidable 316L	77,63	0,96	0,000224
PEEK+CF15	80,32	6,96	0,003570

III.5.3. Trazado de Factor de Seguridad.

El factor de seguridad se calculará aplicando la siguiente fórmula:

$$\text{Factor de seguridad} = \frac{\text{Límite elástico}}{\text{Tensión máxima}}$$

III. Desarrollo proyecto

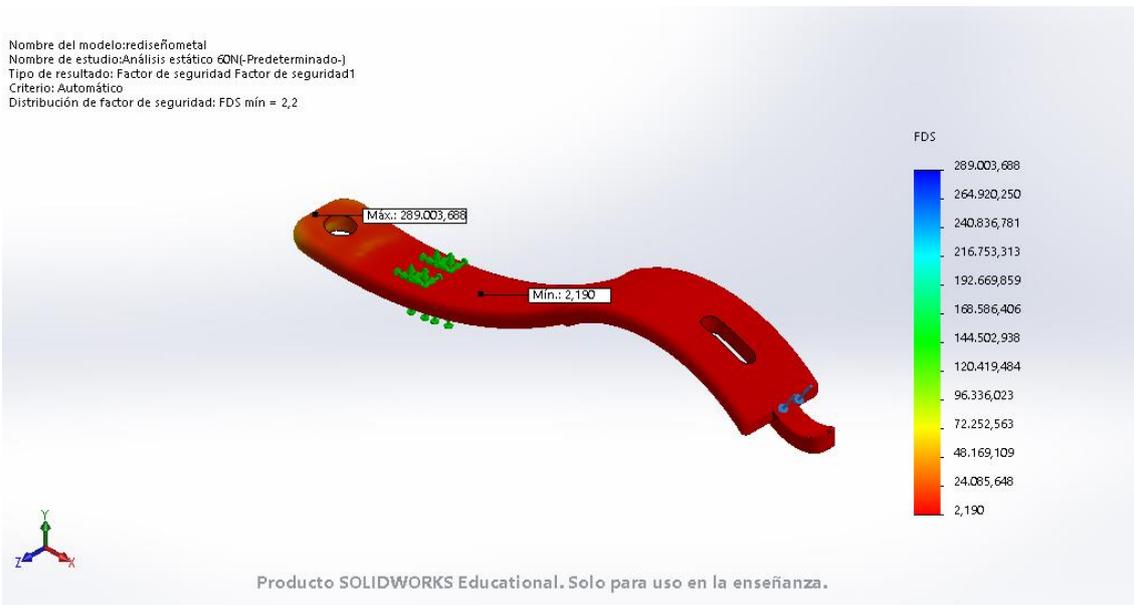


Figura III.66. Resultados del análisis de factor de seguridad con el acero inoxidable 316L.

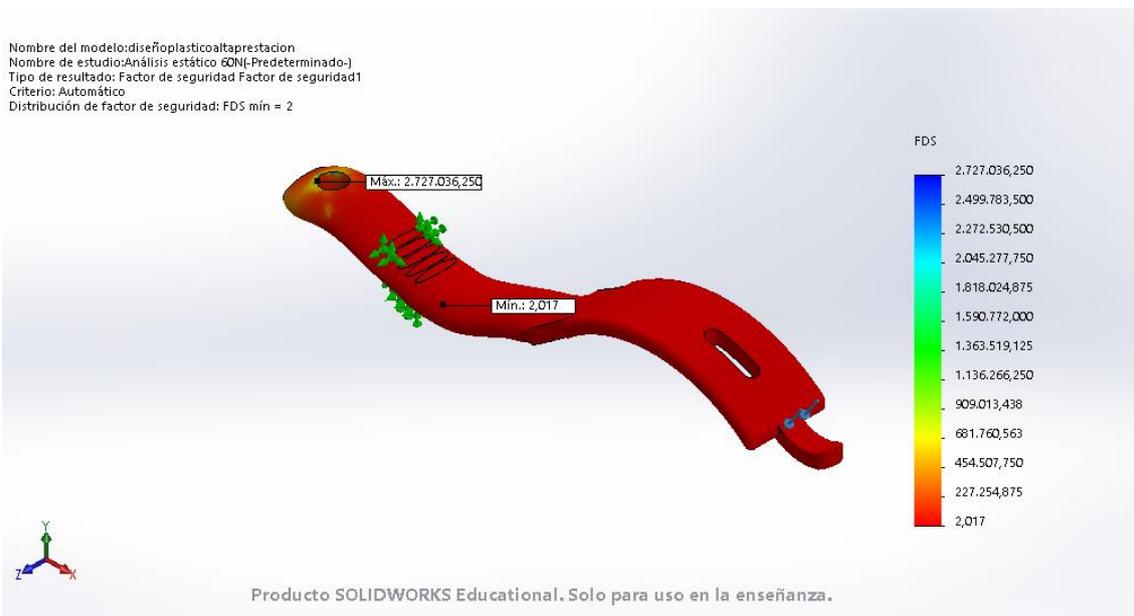


Figura III.67. Resultados del análisis de factor de seguridad con el PEEK+CF15.

III. Desarrollo proyecto

Seguidamente, se mostrará una tabla con los resultados obtenidos en los análisis.

Tabla III.11. Resultados obtenidos en el análisis con los dos materiales.

		Factor de seguridad
Acero	inoxidable	2,20
316L		
PEEK+CF15		2,02

Se puede observar como en los dos casos la pieza cumple con un factor de seguridad mínimo de 2, es decir, soportarían el doble de carga a la que estará sometida la pieza.

III. Desarrollo proyecto

III.6. DISEÑO FINAL.

En este apartado, se desarrollarán las conclusiones obtenidas en los resultados del trabajo.

Analizando los datos obtenidos con los diferentes análisis para cada material, se observa como el acero obtiene mejores resultados que el plástico. Esto es evidente ya que tiene mejores propiedades mecánicas.

Los dos materiales ofrecen un factor de seguridad superior a 2, con lo que podrán soportar la carga a la que está sometida la pieza con fiabilidad.

El material polimérico permite variar más el diseño de la pieza, esto es por los diferentes procesos de conformado que ofrecen los plásticos. Se obtiene una pieza más ligera que en el caso del acero y con un agarre más ergonómico, que ofrece al cirujano más comodidad en la operación.

Por lo tanto, como conclusión se observa como los materiales poliméricos reforzados con fibras ofrecen buenas propiedades en el campo de la ingeniería. Permitiendo la variabilidad de diseños, esto posibilita la creación de diversas formas para la fabricación de piezas.

III. Desarrollo proyecto

III.7. FABRICACIÓN.

El proceso de fabricación de la pieza será molde por inyección.

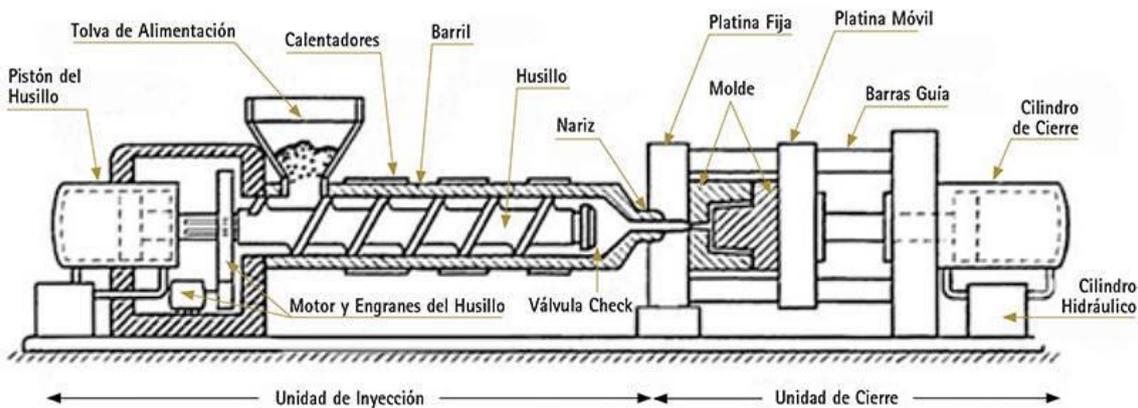


Figura III.68. Ilustración de una inyectora con el esquema de las diversas partes de la máquina.

En la inyectora, el material entra en forma de pellets o grana en la tolva. Para posteriormente, realizar las etapas de inyección.

Las etapas del proceso de inyección son:

- **Cierre del molde:** En esta etapa, se cierra el molde ejerciendo una fuerza. La fuerza realizada depende de la superficie que se tenga que proyectar y de la presión real.
- **Llenado:** En esta etapa, el husillo inyecta el material en el molde a una alta presión.
- **Plastificación:** En esta fase, el husillo comienza a dar vueltas para que el material se transporte desde la tolva de alimentación hasta la cámara de inyección.
- **Apertura del molde y expulsión de la pieza:** Cuando el material logra la temperatura requerida para la extracción, el molde se abrirá y expulsará la pieza.
- **Enfriamiento:** Esta fase, se realiza de manera simultánea a de la llenado, a medida que el material vaya enfriándose tocando las paredes del molde. Finaliza cuando la pieza haya alcanzado la temperatura requerida para su extracción.

III. Desarrollo proyecto

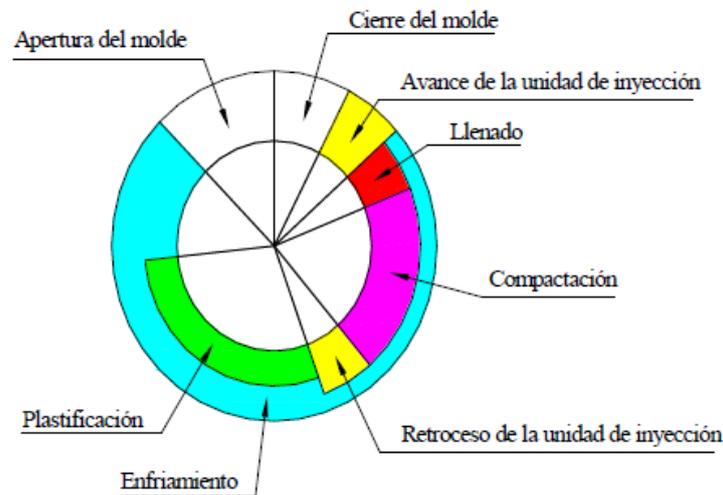


Figura III.69. Ilustración esquemática de las diferentes partes del proceso de inyectado.

Cuando se hayan realizado todas las etapas se cerrará el molde, volviendo a repetir las mismas fases para la creación de otra pieza.

Con este proceso se pueden obtener formas más complejas y con un buen acabado superficial, pero puede haber esfuerzos residuales debido al enfriamiento de la pieza en el molde.

Al ser un producto que se utilizará en la industria médica, se deberá inyectar en las conocidas como salas blancas. Estas salas están reguladas mediante la normativa ISO 14644.

III. Desarrollo proyecto

III.8. ESTUDIO ECONÓMICO.

Para realizar el estudio económico, primero se deberá de deducir el desembolso inicial que se requerirá.

Tabla III.12. Estudio económico del desembolso inicial efectuado.

Desembolso inicial	
Coste molde (€)	90.000
Inyectora (€)	70.000
Coste total (€)	160.000

Cuando se haya calculado el desembolso inicial, se procederá a calcular el coste anual. Este coste dependerá de la mano de obra requerida, para ello se necesitarán 2 trabajadores. El coste de la pieza se calculará a partir del coste del material, siendo PEEK+CF15 de grado médico, por lo que tendrá un precio superior. Este coste se obtendrá conociendo el peso que tendrá la pieza, que nos lo proporcionará el SolidWorks una vez creada la pieza.

Tabla III.13. Estudio económico del coste anual.

Coste anual	
Mano de obra (€)	22.800
Coste material (€/kg)	150
Peso 1 pieza (kg)	0,06
Precio 1 pieza (€)	9
Piezas al año (unidades)	32.760
Precio piezas 1 año (unidades)	294.840
Coste total anual (€)	219.360

Una vez calculados los datos anteriores, se procederá a calcular el beneficio que se obtendría. El precio se calculará a partir de las piezas fabricadas al año y el beneficio obtenido por ellas.

III. Desarrollo proyecto

Tabla III.14. Estudio económico del beneficio anual.

Beneficio anual	
Piezas en 1 día (unidades)	130
Días al año	252
Precio pieza (€)	10,95
Piezas al año (unidades)	32.760
Beneficio obtenido (€)	358.722

El estudio realizado será para un tiempo de 5 años, obteniendo el beneficio neto a partir del beneficio y coste anual.

Tabla III.15. Estudio económico de beneficio neto.

Años	Beneficio anual (€)	Coste anual (€)	Beneficio Neto (€)
1	358.722	317.640	41.082
2	361.922	318.740	43.182
3	361.422	319.140	42.282
4	360.522	318.940	41.582
5	360.322	318.740	41.582

Cuando estén calculados todos los datos anteriores de los costes y beneficios. Se calculará si el estudio económico realizado es rentable. Mediante las técnicas de valor actual neto (VAN) y tasa interna de retorno (TIR), estos datos se han calculado con el Excel.

La fórmula utilizada para calcular el VAN y TIR son:

$$VAN = -A + \frac{Q_1}{(1+k)^1} + \frac{Q_2}{(1+k)^2} + \dots + \frac{Q_n}{(1+k)^n}$$

$$TIR = 0 = -A + \frac{Q_1}{(1+k)^1} + \frac{Q_2}{(1+k)^2} + \dots + \frac{Q_n}{(1+k)^n}$$

Donde cada sigla es:

A= Desembolso inicial.

Q=Beneficio anual.

K= tasa descuento.

III. Desarrollo proyecto

Tabla III.16. Estudio económico del VAN.

VAN	
Tasa descuento (%)	0,05
Desembolso inicial (€)	-160.000
Beneficio 1 año (€)	41.082
Beneficio 2 año (€)	43.182
Beneficio 3 año (€)	42.282
Beneficio 4 año (€)	41.582
Beneficio 5 año (€)	41.582
Beneficio obtenido (€)	21.608,04

Tabla III.17. Estudio económico del TIR.

TIR	
Desembolso inicial (€)	-160.000
Beneficio 1 año (€)	41.082
Beneficio 2 año (€)	43.182
Beneficio 3 año (€)	42.282
Beneficio 4 año (€)	41.582
Beneficio 5 año (€)	41.582
	9,76%

En el estudio realizado se obtiene un beneficio de 9,76%, por lo tanto el proyecto realizado es económicamente viable.

El precio de venta obtenido para la pieza es de 10,95 €. Este precio hace atractivo el producto en el mercado. Ya que los precios de estas piezas fabricadas de material metálico, están muy por encima del obtenido en la pieza del plástico de alta prestación.

IV. APÉNDICES

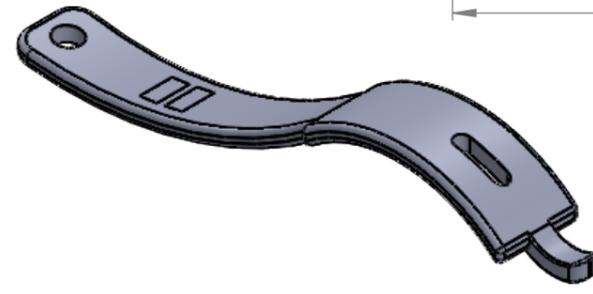
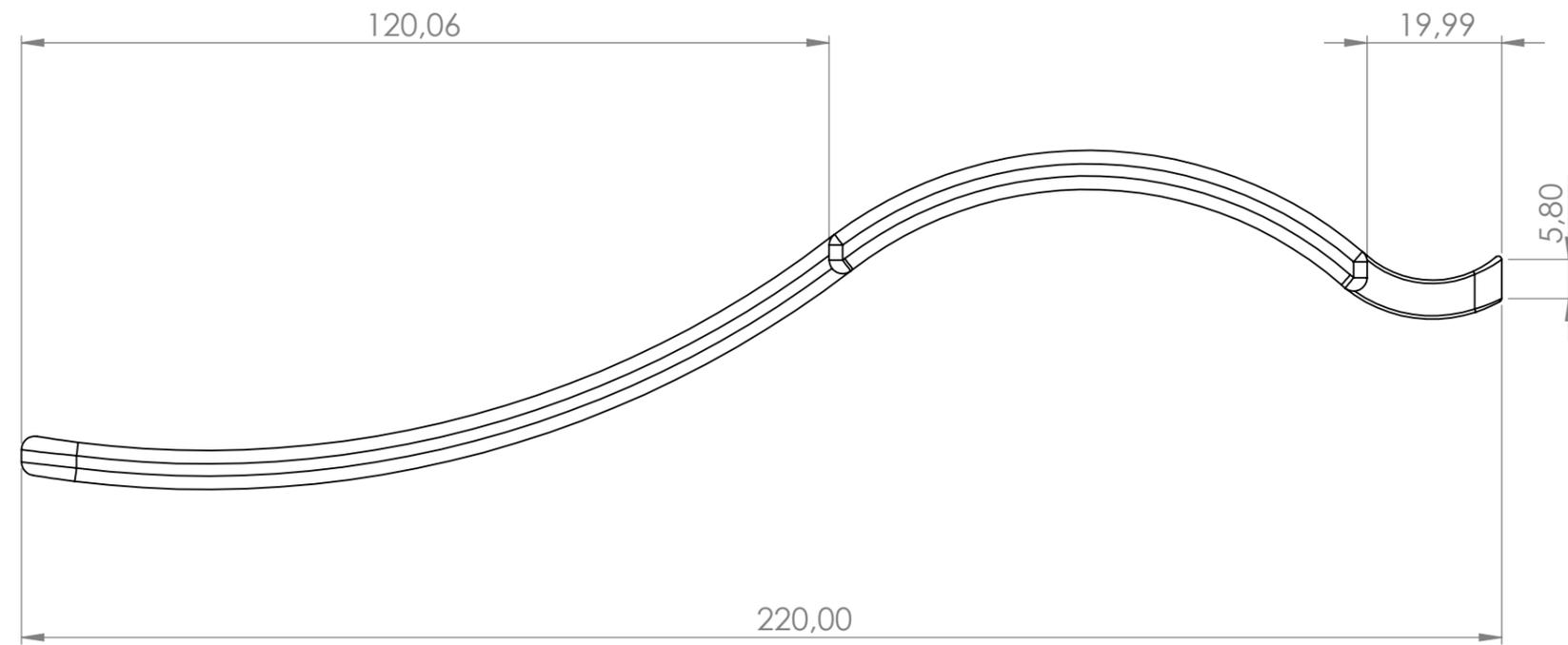
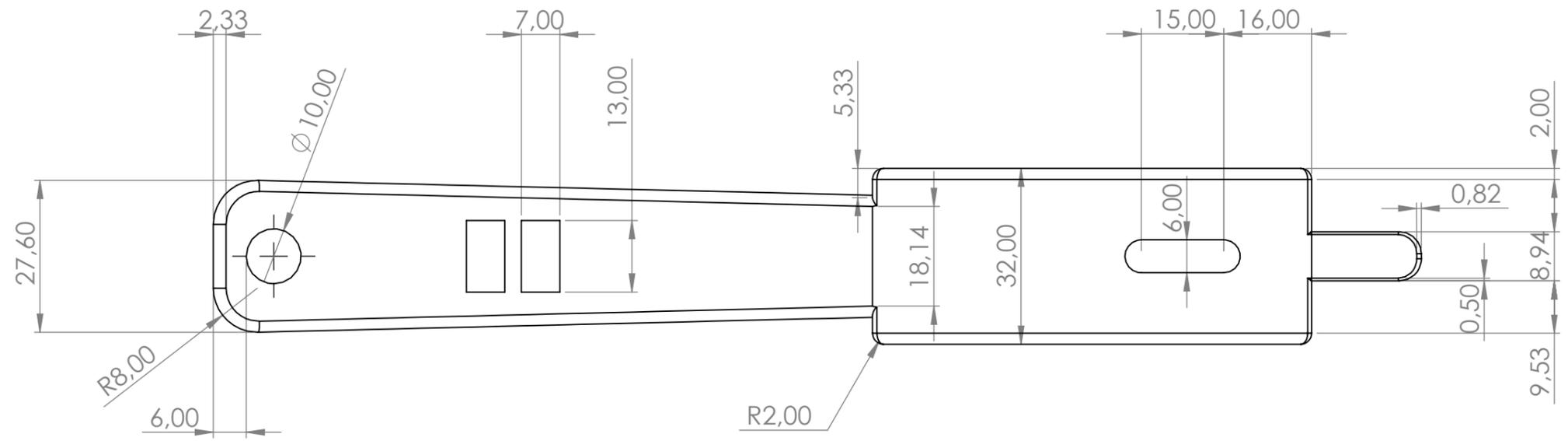
APÉNDICES

IV.1. REFERENCIAS.

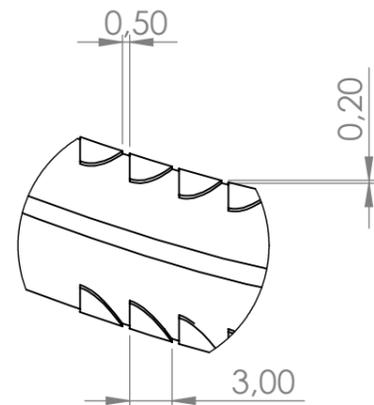
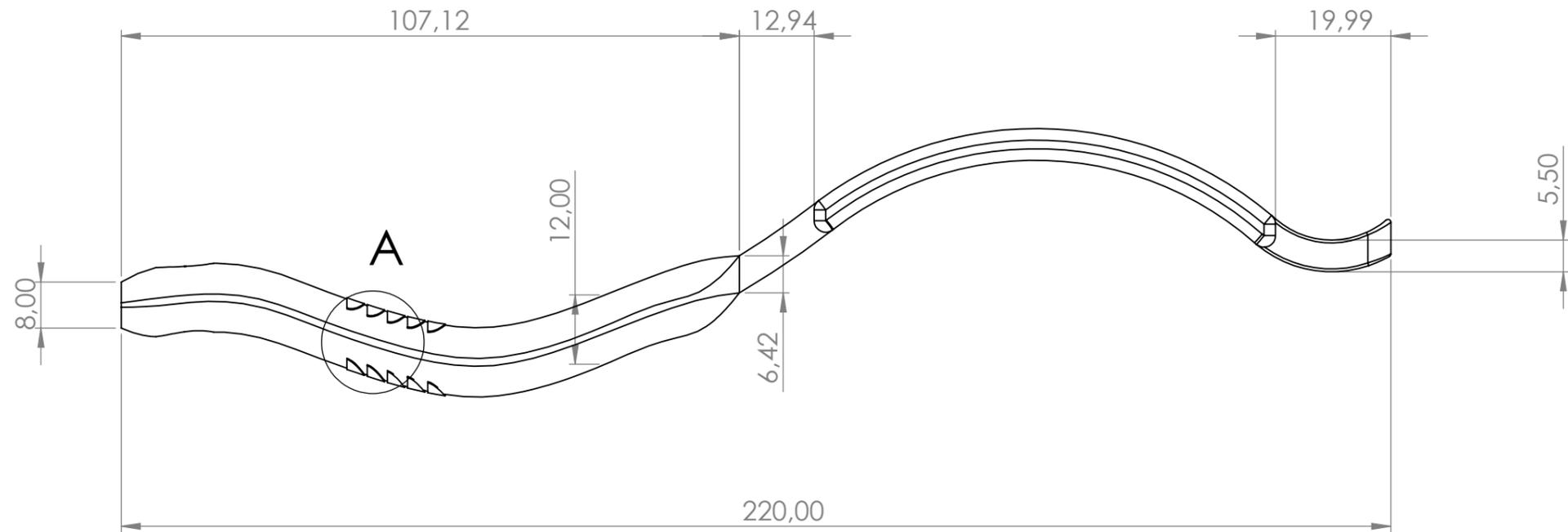
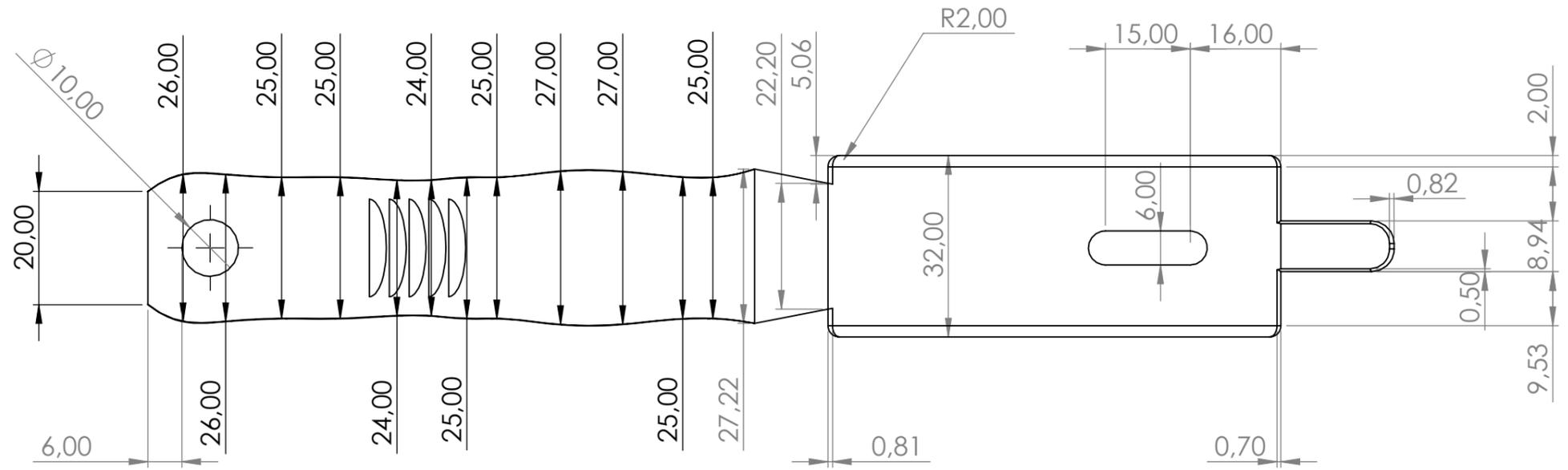
- S. Kalpakjian & S. R. Schmid, "**Manufactura, ingeniería y tecnología**", Ed. Pearson (2014).
- A. Schneider & H. Feussner, "**Biomedical Engineering in Gastrointestinal Surgery**", Ed. Academic Press (2017).
- R. Ballweg & E. Sullivan & D. Brown & D. Vetrosky, "**Physician Assistant: A Guide to Clinical Practice**", Ed. Saunders (2008).
- V. L. Vida & G. Stellin, "**Fundamentals of Congenital Minimally Invasive Cardiac Surgery**", Ed. Academic Press (2018).
- K. Ellenbogen & B. Wilkoff & G. N. Kay & C. P. Lau & A. Auricchio, "**Clinical Cardiac Pacing, Defibrillation and Resynchronization Therapy**", Ed. Elsevier (2016).
- G. Dockery & M. Crawford, "**Lower Extremity Soft Tissue & Cutaneous Plastic Surgery**", Ed. Saunders (2012).
- Apuntes de la asignatura: Ingeniería de materiales compuestos de matriz polimérica.
- Apuntes de la asignatura: Procesos de conformado de materiales compuestos de matriz polimérica.
- <http://www.elhospital.com/temas/Historia-del-acceso-abdominal-a-traves-de-orificios-naturales-antes-de-la-endoscopia-Parte-2+123376>
- <https://deaceroquirurgico.com/>
- <https://www.siora.hn/blog/retractores-quirurgicos/>
- <https://tecnologiadelosplasticos.blogspot.com/2011/08/polieter-eter-cetona-peek.html>
- <https://www.inalcoa.net/catalogo/plasticos-2/plasticos-pei/>

- [https://tecnologiadelosplasticos.blogspot.com/2011/06/inyeccion-de-materiales-plasticos-ii.html#:~:text=%E2%80%A2-Inyecci%C3%B3n,llenado%20y%20fase%20de%20mantenimiento.&text=Fase%20de%20llenado,llenado%20del%20molde%20\(inyecci%C3%B3n\).](https://tecnologiadelosplasticos.blogspot.com/2011/06/inyeccion-de-materiales-plasticos-ii.html#:~:text=%E2%80%A2-Inyecci%C3%B3n,llenado%20y%20fase%20de%20mantenimiento.&text=Fase%20de%20llenado,llenado%20del%20molde%20(inyecci%C3%B3n).)
- Cálculo VAN y TIR: <https://yirepa.es/ejemplo-van-desarrollo-formula.html>

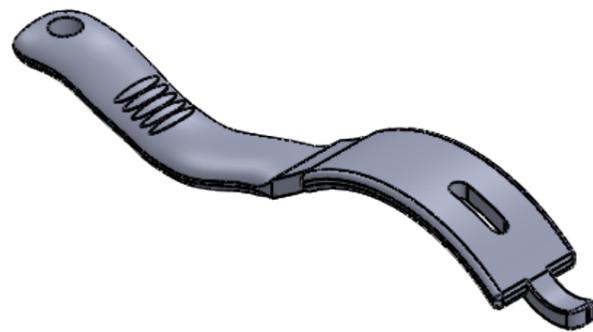
IV.2. PLANOS ACOTADOS.



 UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA CAMPUS D'ALCOI		<h1>Retractor de acero</h1>	
NOMBRE: ALEJANDRO LÓPEZ CRESPO		ESCALA: 1 : 1	
MATERIAL: ACERO INOXIDABLE 316L		FORMATO: A3	
FECHA: 20/07/2020		Nº PÁGINA: 1 DE 2	



DETALLE A
ESCALA 2:1



 UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA CAMPUS D'ALCOI	<h2>Retractor de plástico de alta prestación</h2>			
	NOMBRE:	ALEJANDRO LÓPEZ CRESPO	ESCALA:	1:1
	MATERIAL:	PEEK+CF15	FORMATO:	A3
	FECHA:	20/07/2020	Nº PÁGINA:	2 DE 2

IV.3. INFORMES SOLIDWORKS.

Simulación del acero inoxidable 316L

Fecha: sábado, 11 de julio de 2020

Diseñador: Solidworks

Nombre de estudio: Análisis estático 60N

Tipo de análisis: Análisis estático

Tabla de contenidos

Descripción	1
Suposiciones	2
Información de modelo	2
Propiedades de estudio	3
Unidades	3
Propiedades de material	4
Cargas y sujeciones.....	5
Definiciones de conector	5
Información de contacto	5
Información de malla	6
Detalles del sensor	7
Fuerzas resultantes.....	7
Vigas	7
Resultados del estudio	8
Conclusión	10



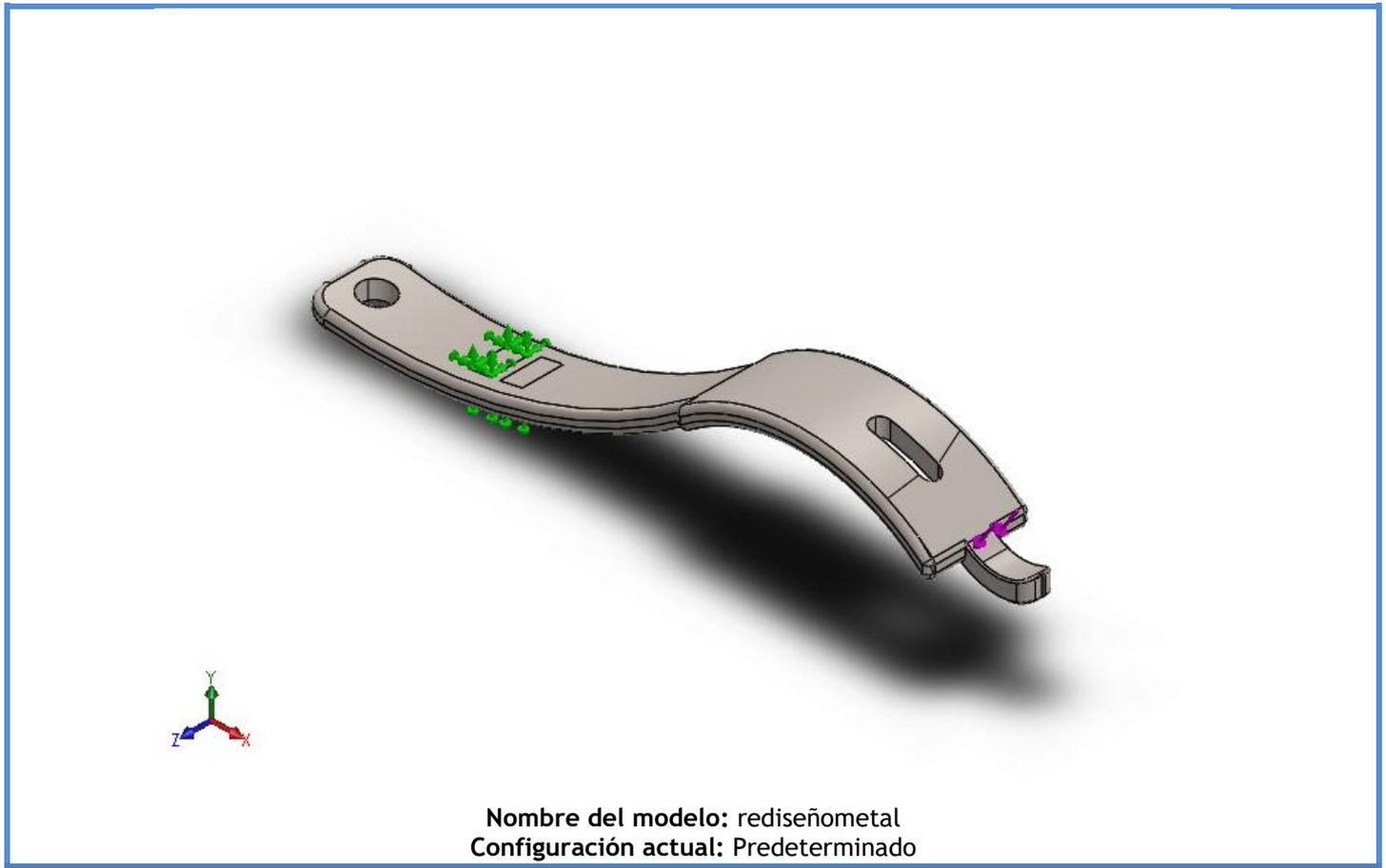
Descripción

No hay datos



Suposiciones

Información de modelo



Sólidos			
Nombre de documento y referencia	Tratado como	Propiedades volumétricas	Ruta al documento/Fecha de modificación
Redondeo13 	Sólido	Masa:0,26811 kg Volumen:3,34011e-05 m ³ Densidad:8.027 kg/m ³ Peso:2,62748 N	C:\Users\ASUS X552L\Desktop\universida d\tfg\solid\rediseñometal. SLDPRT Jul 11 13:37:58 2020



Propiedades de estudio

Nombre de estudio	Análisis estático 60N
Tipo de análisis	Análisis estático
Tipo de malla	Malla sólida
Efecto térmico:	Activar
Opción térmica	Incluir cargas térmicas
Temperatura a tensión cero	298 Kelvin
Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation	Desactivar
Tipo de solver	FFEPlus
Efecto de rigidización por tensión (Inplane):	Desactivar
Muelle blando:	Desactivar
Desahogo inercial:	Desactivar
Opciones de unión rígida incompatibles	Automático
Gran desplazamiento	Desactivar
Calcular fuerzas de cuerpo libre	Activar
Fricción	Desactivar
Utilizar método adaptativo:	Desactivar
Carpeta de resultados	Documento de SOLIDWORKS (C:\Users\ASUS X552L\Desktop\universidad\tfg\solid)

Unidades

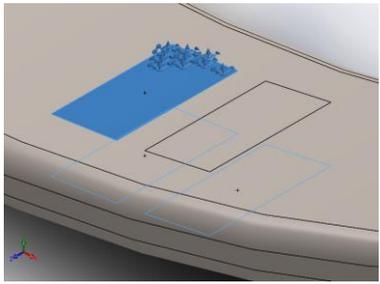
Sistema de unidades:	Métrico (MKS)
Longitud/Desplazamiento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidad angular	Rad/seg
Presión/Tensión	N/m ²

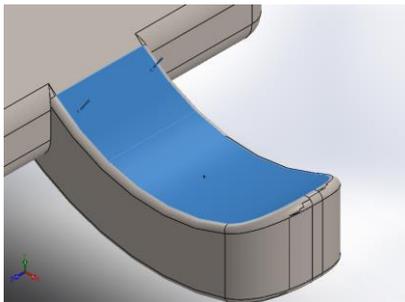


Propiedades de material

Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	<p>Nombre: AISI 316L Acero inoxidable</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Tensión de von Mises máx.</p> <p>Límite elástico: 1,7e+08 N/m²</p> <p>Límite de tracción: 4,85e+08 N/m²</p> <p>Módulo elástico: 2e+11 N/m²</p> <p>Coefficiente de Poisson: 0,265</p> <p>Densidad: 8.027 kg/m³</p> <p>Módulo cortante: 8,2e+10 N/m²</p> <p>Coefficiente de dilatación térmica: 1,65e-05 /Kelvin</p>	<p>Sólido 1(Redondeo13)(rediseño metal)</p>
<p>Datos de curva:N/A</p>		

Cargas y sujeciones

Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción		
Fijo-1		Entidades: 3 cara(s) Tipo: Geometría fija		
Fuerzas resultantes				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de reacción(N)	2,00775	55,433	0,0134649	55,4694
Momento de reacción(N.m)	0	0	0	0

Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga		
Fuerza-1		Entidades: 1 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: 60 N		

Definiciones de conector

No hay datos

Información de contacto

No hay datos



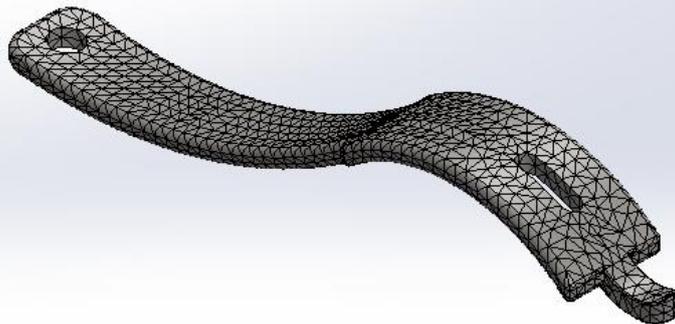
Información de malla

Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla estándar
Transición automática:	Desactivar
Incluir bucles automáticos de malla:	Desactivar
Puntos jacobianos	4 Puntos
Tamaño de elementos	3,84251 mm
Tolerancia	0,192126 mm
Trazado de calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden

Información de malla - Detalles

Número total de nodos	10571
Número total de elementos	5848
Cociente máximo de aspecto	18,901
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	93,8
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0,137
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:08
Nombre de computadora:	ASUSX552

Nombre del modelo:rediseñometal
Nombre de estudio:Análisis estático 60N(-Predeterminado-)
Tipo de malla: Malla sólida



Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.



Detalles del sensor

No hay datos

Fuerzas resultantes

Fuerzas de reacción

Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N	2,00775	55,433	0,0134649	55,4694

Momentos de reacción

Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N.m	0	0	0	0

Vigas

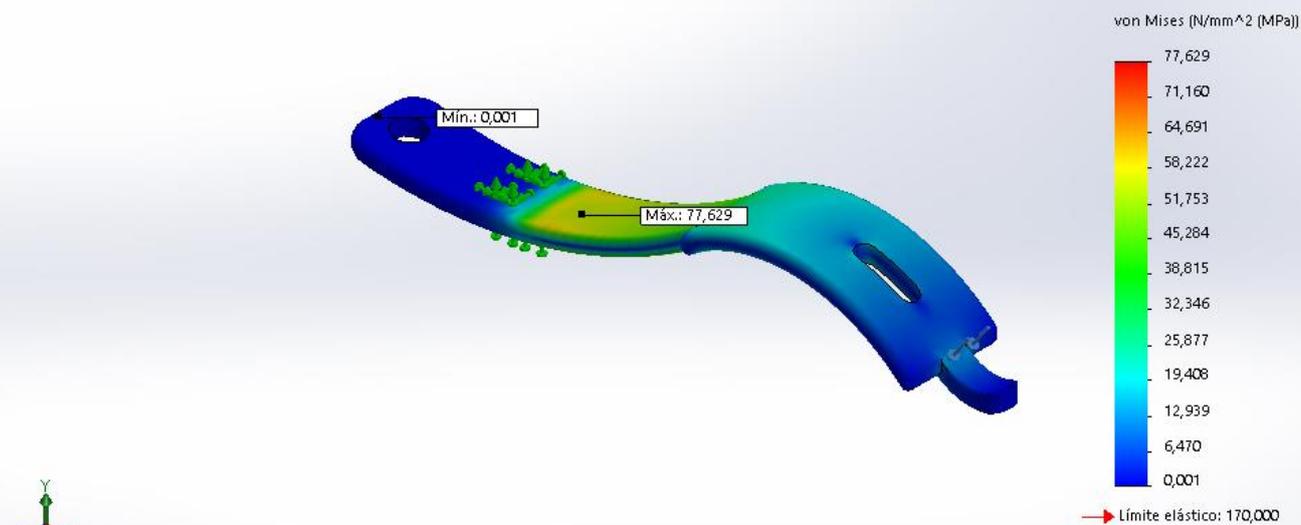
No hay datos



Resultados del estudio

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Tensiones1	VON: Tensión de von Mises	0,001 N/mm ² (MPa) Nodo: 3534	77,629 N/mm ² (MPa) Nodo: 7879

Nombre del modelo:rediseñometal
 Nombre de estudio:Análisis estático 60N(-Predeterminado-)
 Tipo de resultado: Análisis: estático tensión nodal Tensiones1
 Escala de deformación: 1



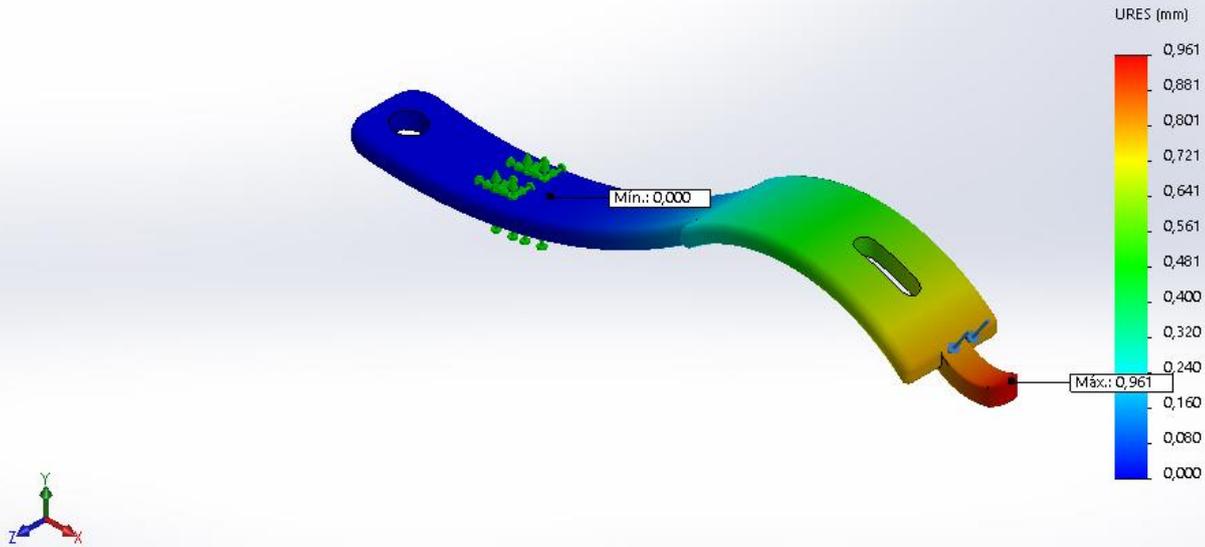
Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

rediseñometal-Análisis estático 60N-Tensiones-Tensiones1

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	URES: Desplazamientos resultantes	0,000 mm Nodo: 166	0,961 mm Nodo: 1182



Nombre del modelo:rediseñometal
 Nombre de estudio:Análisis estático 60N(-Predeterminado-)
 Tipo de resultado: Desplazamiento estático Desplazamientos1
 Escala de deformación: 1

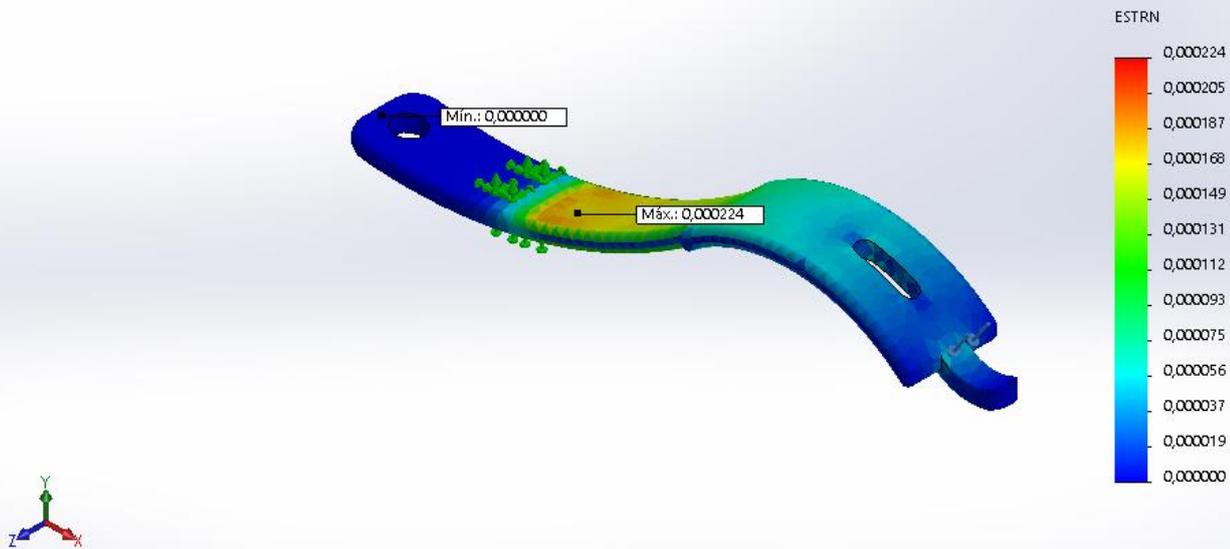


Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

rediseñometal-Análisis estático 60N-Desplazamientos-Desplazamientos1

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Deformaciones unitarias1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	0,000000 Elemento: 4211	0,000224 Elemento: 5574

Nombre del modelo:rediseñometal
 Nombre de estudio:Análisis estático 60N(-Predeterminado-)
 Tipo de resultado: Deformación unitaria estática Deformaciones unitarias1
 Escala de deformación: 1



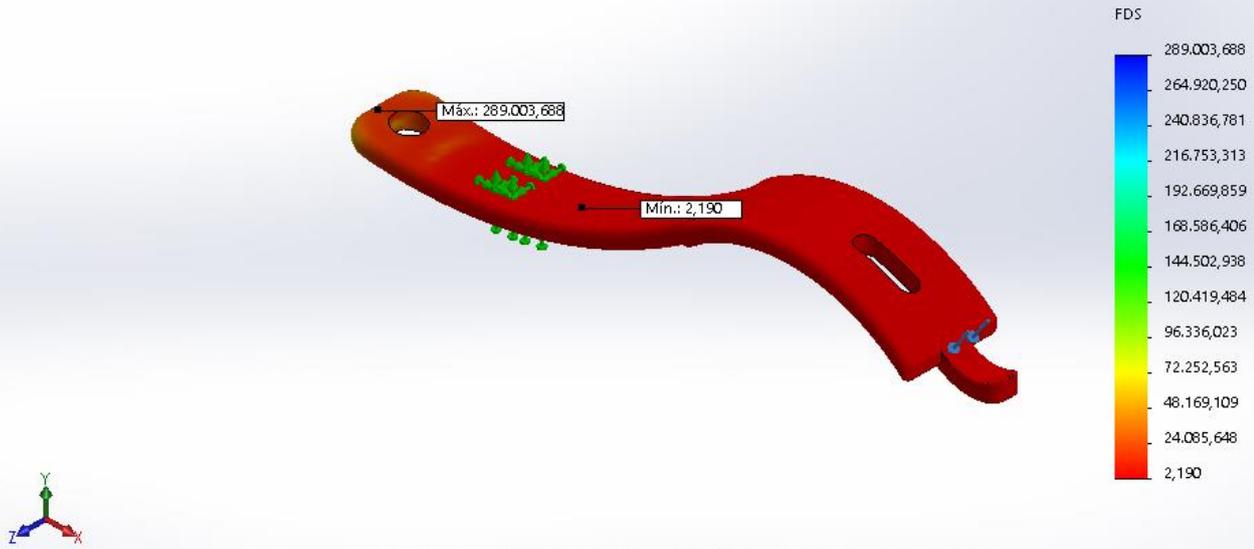
Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

rediseñometal-Análisis estático 60N-Deformaciones unitarias-Deformaciones unitarias1

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Factor de seguridad1	Automático	2,190 Nodo: 7879	289.003,688 Nodo: 3534



Nombre del modelo:rediseñometal
Nombre de estudio:Análisis estático 60N(-Predeterminado-)
Tipo de resultado: Factor de seguridad Factor de seguridad1
Criterio: Automático
Distribución de factor de seguridad: FDS mín = 2,2



rediseñometal-Análisis estático 60N-Factor de seguridad-Factor de seguridad1

Conclusión



Simulación del PEEK+CF15

Fecha: lunes, 13 de julio de 2020

Diseñador: Solidworks

Nombre de estudio: Análisis estático 60N

Tipo de análisis: Análisis estático

Tabla de contenidos

Descripción	1
Suposiciones	2
Información de modelo	2
Propiedades de estudio	3
Unidades	3
Propiedades de material	4
Cargas y sujeciones.....	5
Definiciones de conector	5
Información de contacto	5
Información de malla	6
Detalles del sensor	7
Fuerzas resultantes.....	7
Vigas	7
Resultados del estudio	8
Conclusión	10



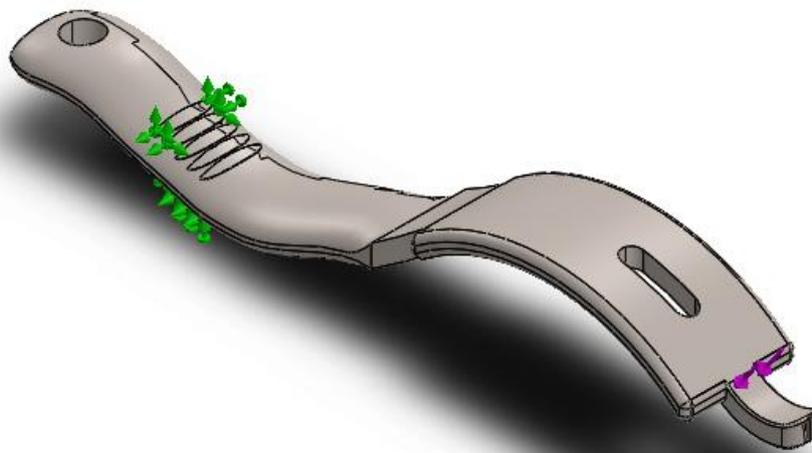
Descripción

No hay datos



Suposiciones

Información de modelo



Nombre del modelo: diseñoplasticoaltaprestacion
Configuración actual: Predeterminado

Sólidos

Nombre de documento y referencia	Tratado como	Propiedades volumétricas	Ruta al documento/Fecha de modificación
 Cortar-Extruir4	Sólido	Masa:0,0597135 kg Volumen:4,17583e-05 m ³ Densidad:1.429,98 kg/m ³ Peso:0,585193 N	C:\Users\ASUS X552L\Desktop\universida d\tfg\solid\diseñoplasticoa ltaprestacion.SLDPRT Jul 11 11:00:20 2020



Propiedades de estudio

Nombre de estudio	Análisis estático 60N
Tipo de análisis	Análisis estático
Tipo de malla	Malla sólida
Efecto térmico:	Activar
Opción térmica	Incluir cargas térmicas
Temperatura a tensión cero	298 Kelvin
Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation	Desactivar
Tipo de solver	FFEPlus
Efecto de rigidización por tensión (Inplane):	Desactivar
Muelle blando:	Desactivar
Desahogo inercial:	Desactivar
Opciones de unión rígida incompatibles	Automático
Gran desplazamiento	Activar
Calcular fuerzas de cuerpo libre	Activar
Fricción	Desactivar
Utilizar método adaptativo:	Desactivar
Carpeta de resultados	Documento de SOLIDWORKS (C:\Users\ASUS X552L\Desktop\universidad\tfg\solid)

Unidades

Sistema de unidades:	Métrico (MKS)
Longitud/Desplazamiento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidad angular	Rad/seg
Presión/Tensión	N/m ²

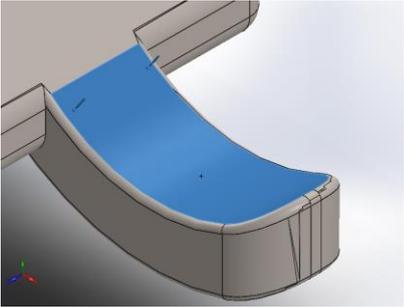


Propiedades de material

Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	<p> Nombre: PEEK+CF15 Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal Criterio de error predeterminado: Tensión de von Mises máx. Límite elástico: 1,62e+08 N/m² Límite de tracción: 1,62e+08 N/m² Módulo elástico: 1,45e+10 N/m² Coefficiente de Poisson: 0,385 Densidad: 1.430 kg/m³ Módulo cortante: 5,235e+09 N/m² </p>	<p>Sólido 11(Cortar-Extruir4)(rediseño plástico agarre CUMPLE)</p>
<p>Datos de curva:N/A</p>		

Cargas y sujeciones

Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción		
Fijo-1		<p>Entidades: 5 cara(s) Tipo: Geometría fija</p>		
Fuerzas resultantes				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de reacción(N)	2,00489	55,426	-0,0189443	55,4622
Momento de reacción(N.m)	0	0	0	0

Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga
Fuerza-1		<p>Entidades: 1 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: 60 N</p>

Definiciones de conector

No hay datos

Información de contacto

No hay datos



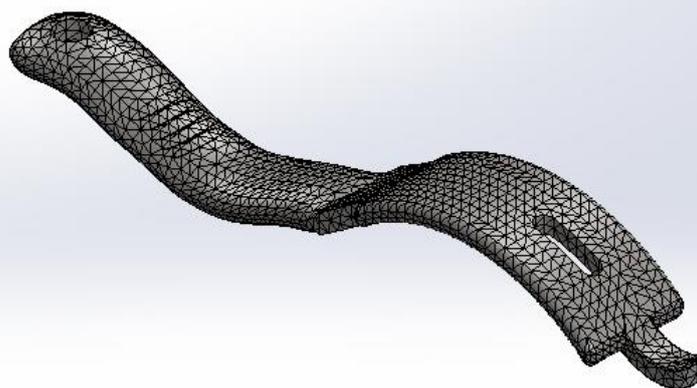
Información de malla

Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla estándar
Transición automática:	Desactivar
Incluir bucles automáticos de malla:	Desactivar
Puntos jacobianos	4 Puntos
Tamaño de elementos	3,0579 mm
Tolerancia	0,152895 mm
Trazado de calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden

Información de malla - Detalles

Número total de nodos	23304
Número total de elementos	14196
Cociente máximo de aspecto	21,014
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	92,1
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	2,61
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:16
Nombre de computadora:	ASUSX552

Nombre del modelo: diseño plástico a alta prestación
Nombre de estudio: Análisis estático 60N(-Predeterminado-)
Tipo de malla: Malla sólida



Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.



Detalles del sensor

No hay datos

Fuerzas resultantes

Fuerzas de reacción

Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N	2,00489	55,426	-0,0189443	55,4622

Momentos de reacción

Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N.m	0	0	0	0

Vigas

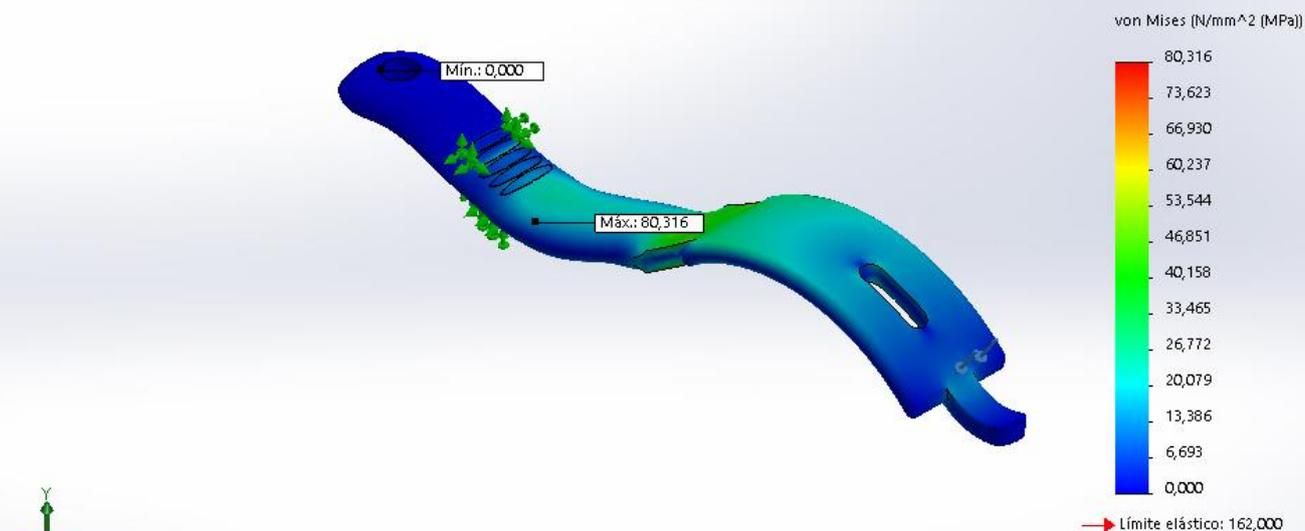
No hay datos



Resultados del estudio

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Tensiones1	VON: Tensión de von Mises	0,000 N/mm ² (MPa) Nodo: 23133	80,316 N/mm ² (MPa) Nodo: 22709

Nombre del modelo: diseñoplasticoaltaprestacion
 Nombre de estudio: Análisis estático 60N(-Predeterminado-)
 Tipo de resultado: Análisis estático tensión nodal Tensiones1
 Escala de deformación: 1



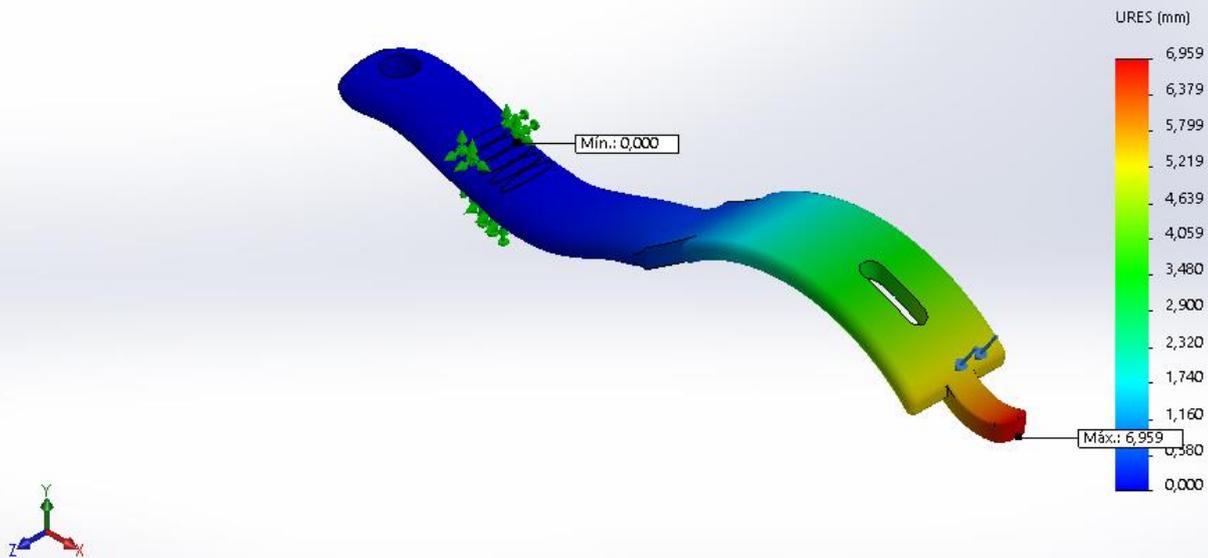
Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

diseñoplasticoaltaprestacion-Análisis estático 60N-Tensiones-Tensiones1

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	URES: Desplazamientos resultantes	0,000 mm Nodo: 85	6,959 mm Nodo: 1493



Nombre del modelo: diseñoplasticoaltaprestacion
 Nombre de estudio: Análisis estático 60N(-Predeterminado-)
 Tipo de resultado: Desplazamiento estático Desplazamientos1
 Escala de deformación: 1

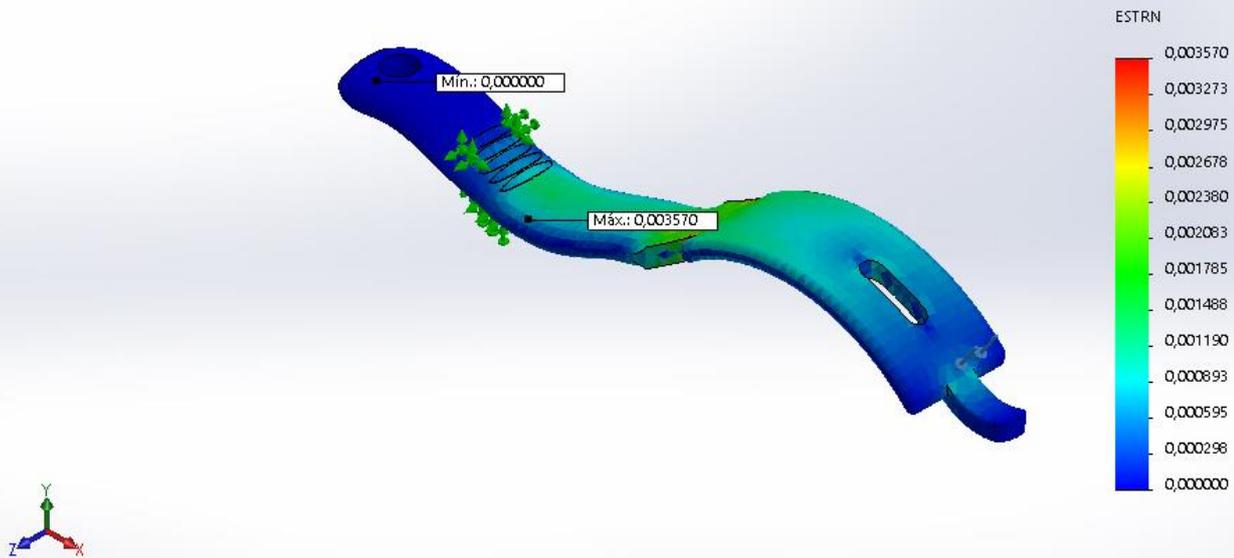


Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

diseñoplasticoaltaprestacion-Análisis estático 60N-Desplazamientos-Desplazamientos1

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Deformaciones unitarias1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	0,000000 Elemento: 12260	0,003570 Elemento: 4379

Nombre del modelo: diseñoplasticoaltaprestacion
 Nombre de estudio: Análisis estático 60N(-Predeterminado-)
 Tipo de resultado: Deformación unitaria estática Deformaciones unitarias1
 Escala de deformación: 1



Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

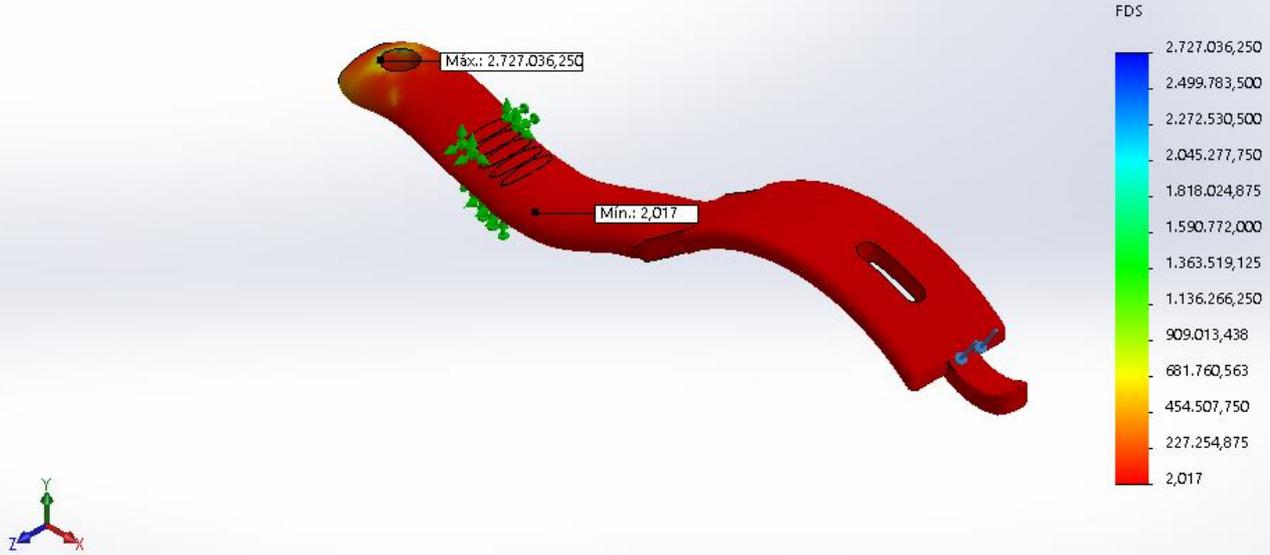
diseñoplasticoaltaprestacion-Análisis estático 60N-Deformaciones unitarias-Deformaciones unitarias1

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
--------	------	------	------



Factor de seguridad1	Automático	2,017 Nodo: 22709	2.727.036,250 Nodo: 23133
----------------------	------------	----------------------	------------------------------

Nombre del modelo: diseño plastico altaprestacion
Nombre de estudio: Análisis estático 60N(-Predeterminado-)
Tipo de resultado: Factor de seguridad Factor de seguridad1
Criterio: Automático
Distribución de factor de seguridad: FDS mín = 2



Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

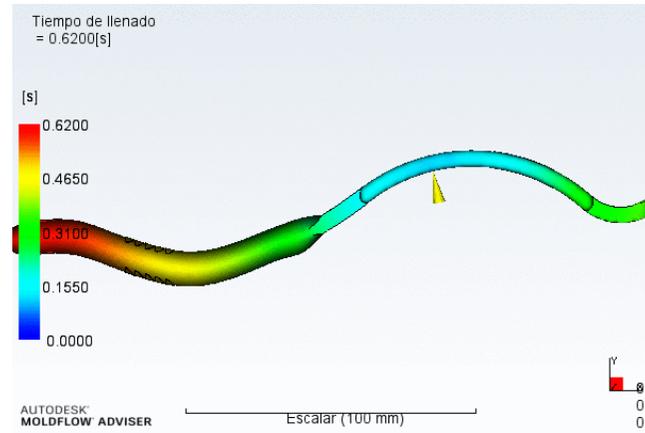
diseño plastico altaprestacion-Análisis estático 60N-Factor de seguridad-Factor de seguridad1

Conclusión

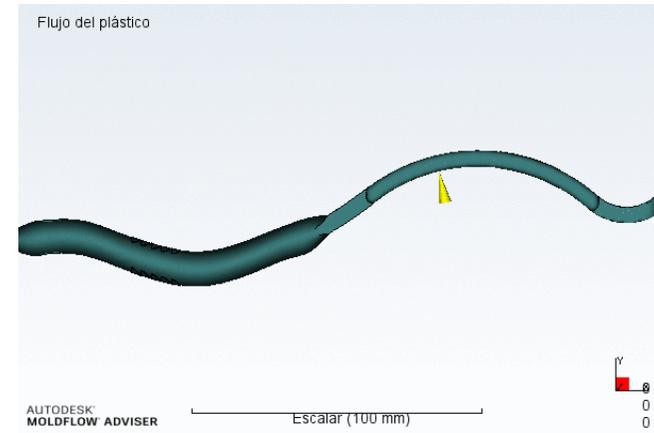


IV.4. INFORMES MOLDFLOW.

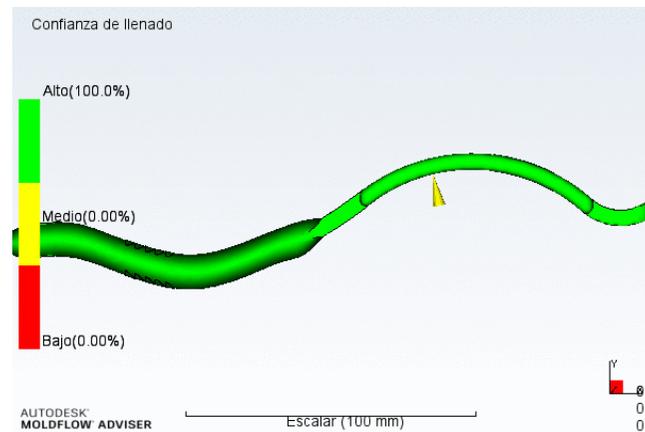
llenado+compactacion y deformacion:Tiempo de llenado



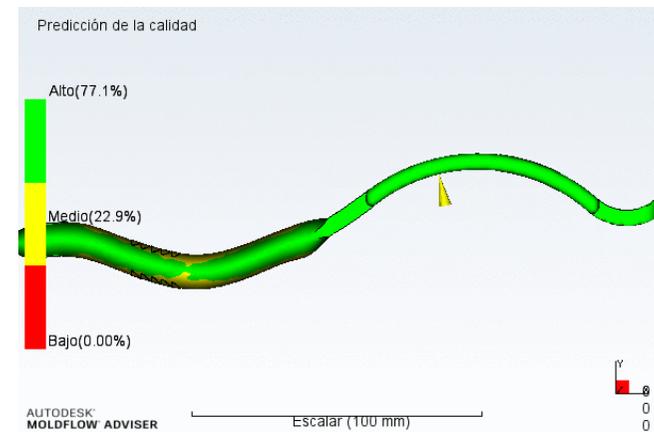
llenado+compactacion y deformacion:Flujo del plástico



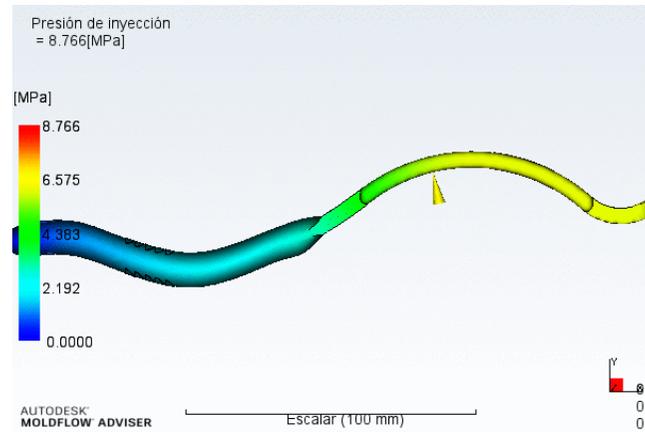
llenado+compactacion y deformacion:Confianza de llenado



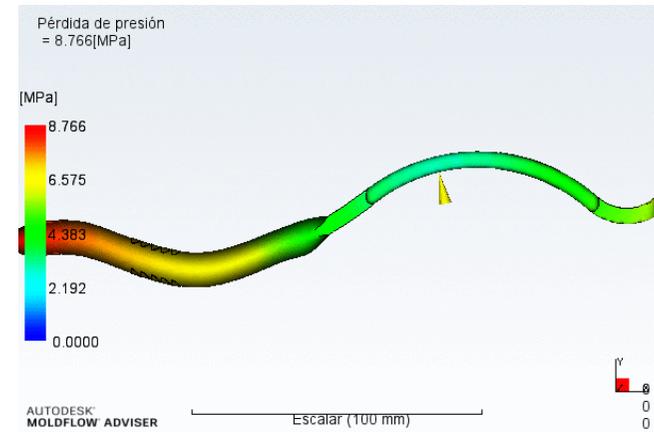
llenado+compactacion y deformacion:Predicción de la calidad



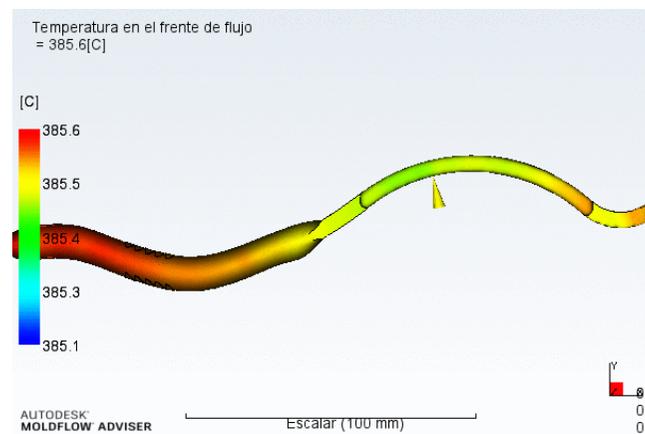
llenado+compactacion y deformacion:Presión de inyección



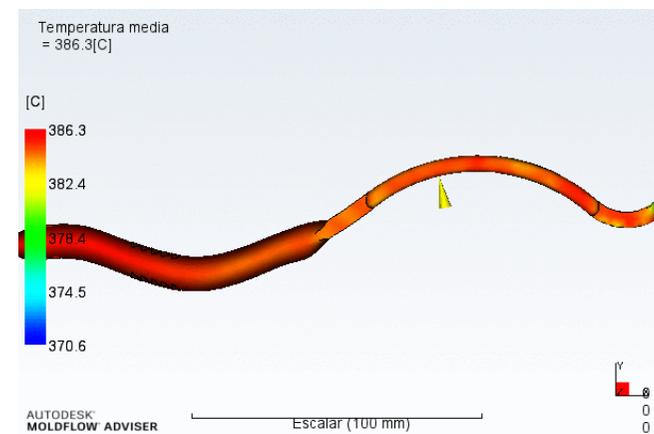
llenado+compactacion y deformacion:Pérdida de presión

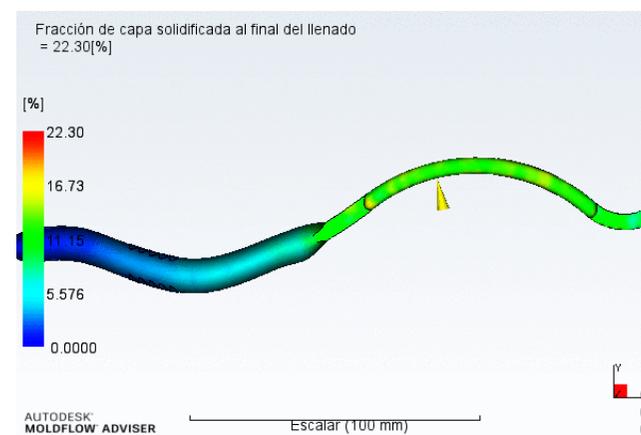
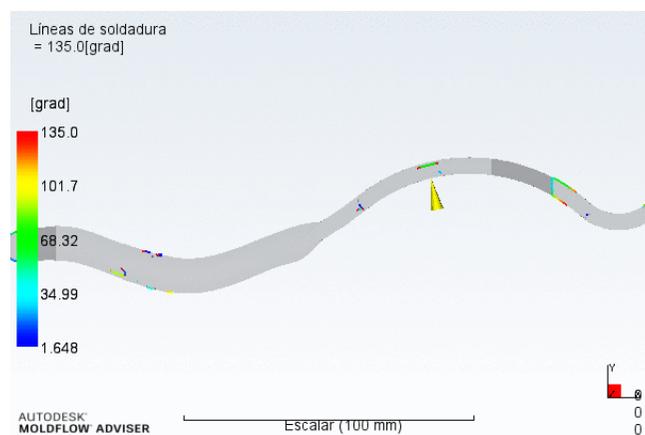
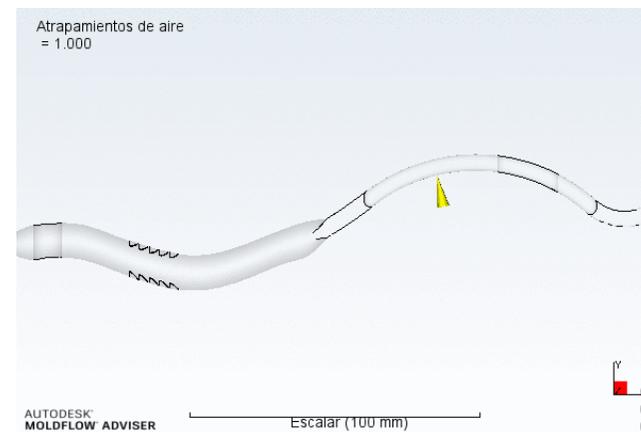
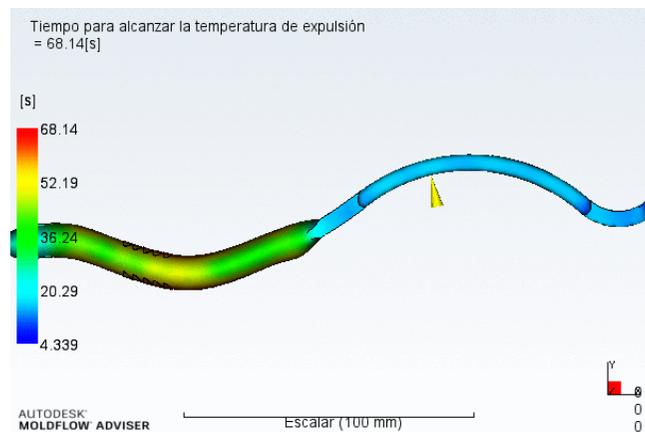


llenado+compactacion y deformacion:Temperatura en el frente de flujo

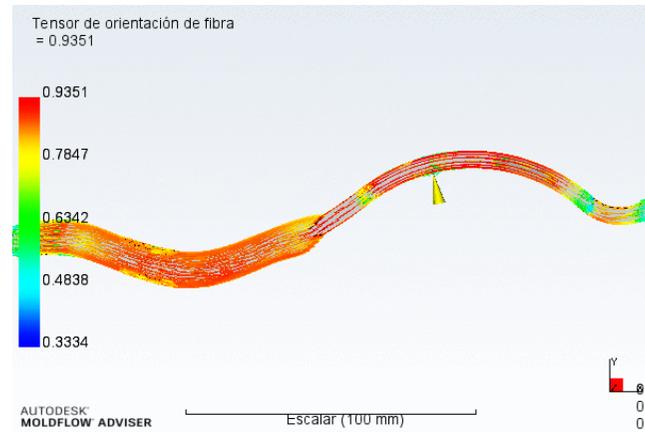


llenado+compactacion y deformacion:Temperatura media

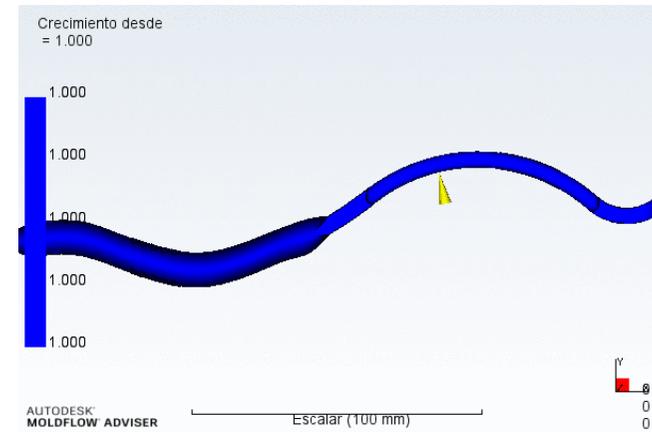




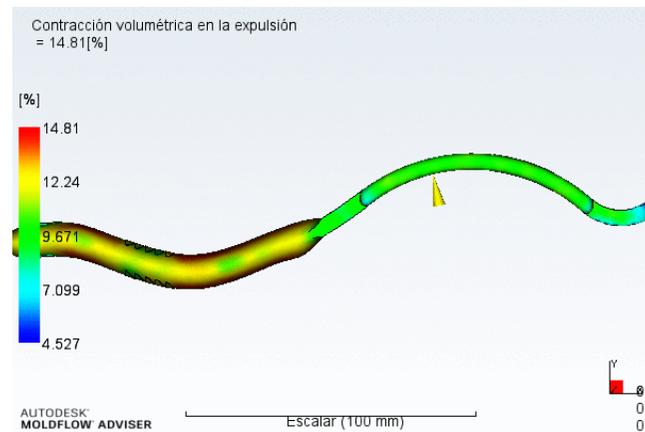
llenado+compactacion y deformacion:Tensor de orientación de fibra



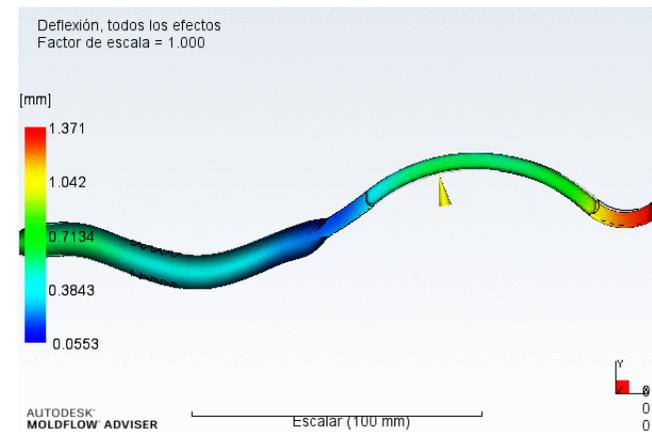
llenado+compactacion y deformacion:Crecimiento desde

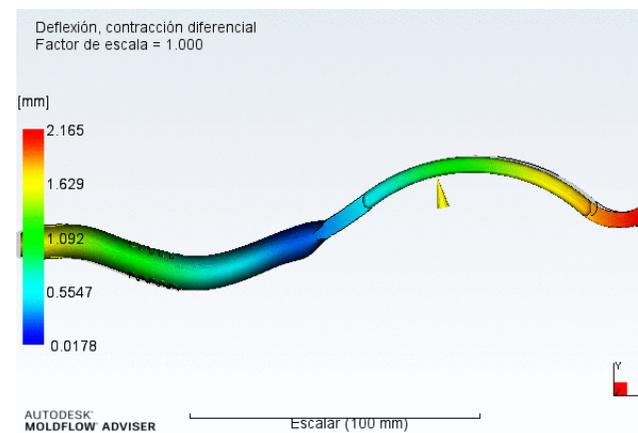
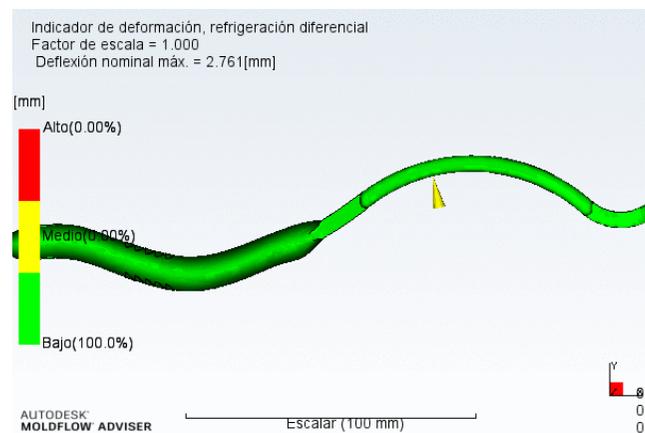
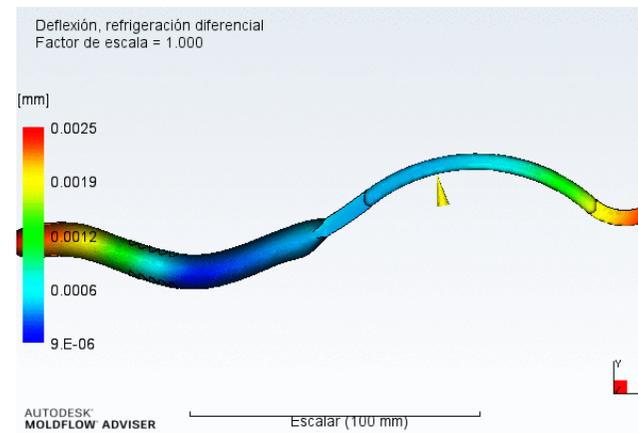
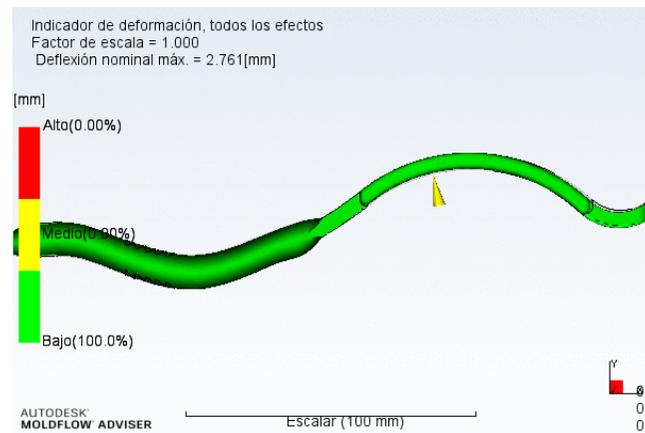


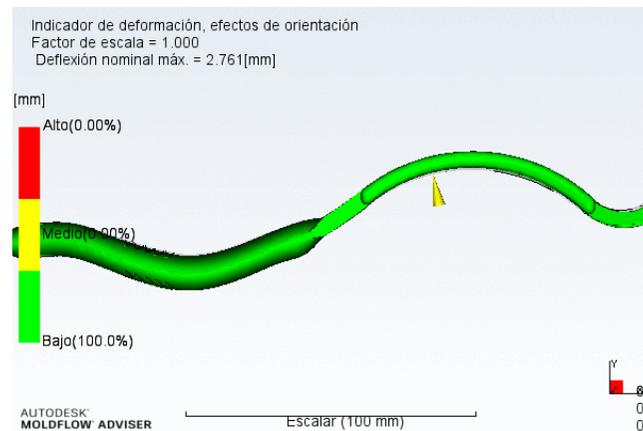
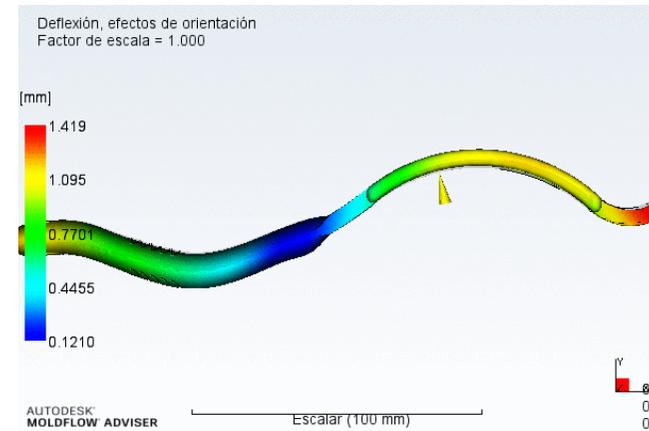
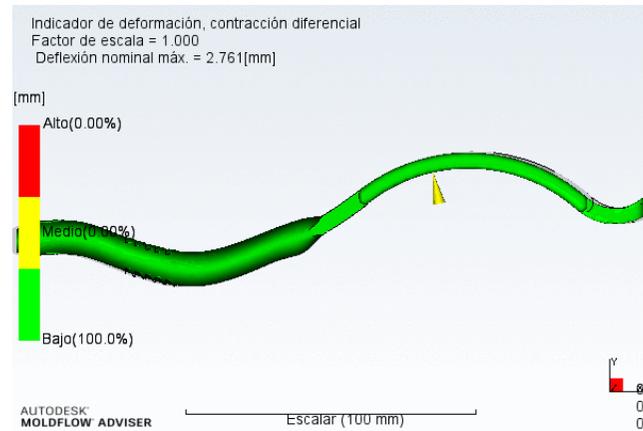
llenado+compactacion y deformacion:Contracción volumétrica en la expulsión



llenado+compactacion y deformacion:Deflexión, todos los efectos







- Número de versión: 2019
- Nombre del estudio: llenadocompactacion_y_deformacion.sdy
- Ubicación del estudio: C:\Users\ASUS
- X552L\Desktop\universidad\tfg\moldflow\TFG\llenadocompactacion_y_deformacion.sdy
- Nombre de la pieza: diseñoplasticoaltaprestacion
- Idoneidad del modelo: El modelo importado es grueso y de gran tamaño y es adecuado para el análisis 3D.
- Resolución del análisis: Nivel 0 (estándar)
- Fabricante del material: SABIC Innovative Plastics US, LLC
- Nombre comercial del material: Lubricomp LCL33E
- Código de identificación de resina del material: 7
- Indicador de uso energético del material: 2
- Temperatura de masa fundida: 385.0 (C)
- Temperatura del molde: 170.0 (C)
- Puntos de inyección: 2
- Presión máxima de inyección de la máquina: 180.000 (MPa)
- Tiempo de inyección seleccionado: Automático
- Conmutación velocidad/presión: Automático

Perfil de compactación

Tiempo (s)	% presión al final del llenado
0.00	80.00

Llenado+compactacion y deformacion:Resumen de resultados (General)

10.00 80.00

- ° Tiempo de refrigeración: Automático
- ° Tiempo de máquina con molde abierto: 5.00 (s)

Advertencias del modelo

Ninguno

Llenado+compactacion y deformacion:Resumen de resultados (Llenado)

Tiempo del reloj de pared transcurrido: 508.00 (s)

Su pieza puede llenarse fácilmente, pero la calidad podría no ser aceptable.

Para obtener ayuda sobre la forma de mejorar la calidad de la pieza, vea el gráfico de la predicción de la calidad y use el consultor de resultados.

- ° Tiempo real de llenado: 0.62 (s)
- ° Presión real de inyección: 8.766 (MPa)
- ° Área de fuerza de cierre: 22.0140 (cm²)
- ° Fuerza de cierre máx. durante el llenado: 0.719 (tonelada)
- ° Conmutación de velocidad/presión a % volumen: 99.68 (%)
- ° Conmutación de velocidad/presión en tiempo: 0.62 (s)
- ° Peso total de la pieza al final del llenado: 50.754 (g)
- ° Volumen de inyectada: 41.5011 (cm³)

Advertencias del solucionador

Ninguno

Llenado+compactacion y deformacion:Resumen de resultados (Llenado)

Anomalía de tiempo de ciclo

Llenado+compactacion y deformacion:Resumen de resultados (Compactación)

Tiempo del reloj de pared transcurrido: 508.00 (s)

Su pieza puede llenarse fácilmente, pero la calidad podría no ser aceptable.

Para obtener ayuda sobre la forma de mejorar la calidad de la pieza, vea el gráfico de la predicción de la calidad y use el consultor de resultados.

- ° Fuerza de cierre máxima durante el ciclo: 1.465 (tonelada)
- ° Esfuerzo de cizalla máx. de la pared: 0.213 (MPa)
- ° Peso total de la pieza: 50.754 (g)
- ° Tiempo de refrigeración: 41.36 (s)
- ° Tiempo del ciclo: 56.98 (s)

Advertencias del solucionador

Ninguno

llenado+compactacion y deformacion:Resumen de resultados (Compactación)
Perfil de compactación

llenado+compactacion y deformacion:Resumen de resultados (Compactación)
Perfil de compactación

Tiempo: Presión
0.00 (s): 7.013 (MPa)
10.00 (s): 7.013 (MPa)

llenado+compactacion y deformacion:Resumen de resultados (Deformación)
Tiempo del reloj de pared transcurrido: 138.00 (s)

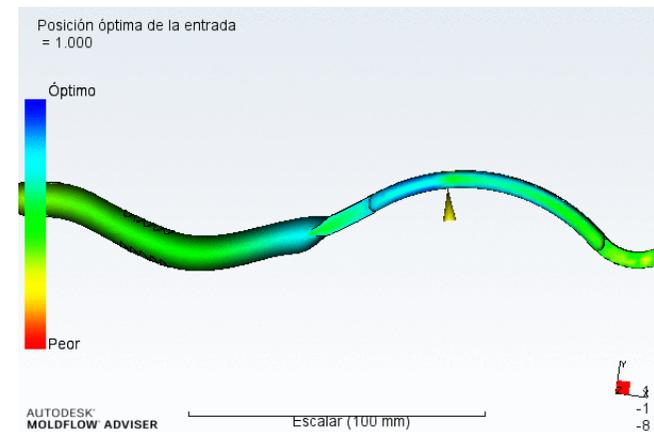
No se han establecido restricciones de deformación.

Consulte Indicador de deformación, todos los efectos para establecer la restricciones.

- Deflexión nominal máx.: 2.76 (mm)
- Porcentaje que supera la deflexión nominal máxima: 0.00 (%)
- El porcentaje está dentro de la deflexión nominal máx.: 100.00 (%)
- Puntos de ajuste óptimo

Advertencias del solucionador
Ninguno

posicion de entrada (copia):Posición óptima de la entrada



posicion de entrada (copia):Resumen de resultados (General)

- Número de versión: 2019
- Nombre del estudio: posicion_de_entrada_(copia).sdy
- Ubicación del estudio: C:\Users\ASUS
- X552L\Desktop\universidad\tfg\moldflow\TFG\posicion_de_entrada_(copia).sdy
- Nombre de la pieza: diseñoplasticoaltaprestacion
- Idoneidad del modelo: El modelo importado es grueso y de gran tamaño y es adecuado para el análisis 3D.
- Resolución del análisis: Nivel 0 (estándar)
- Fabricante del material: SABIC Innovative Plastics US, LLC
- Nombre comercial del material: Lubricomp LCL33E
- Código de identificación de resina del material: 7
- Indicador de uso energético del material: 2
- Temperatura de masa fundida: 385.0 (C)
- Temperatura del molde: 170.0 (C)
- Puntos de inyección: 1
- Presión máxima de inyección de la máquina: 180.000 (MPa)

Advertencias del modelo
Ninguno

posicion de entrada (copia):Resumen de resultados (Posición de la entrada)

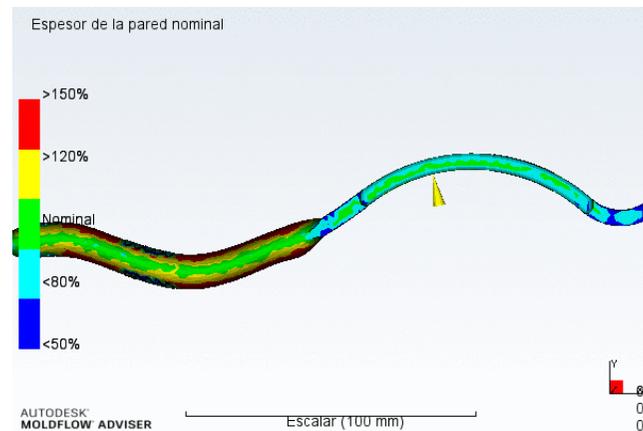
Tiempo del reloj de pared transcurrido: 115.97 (s)

Posiciones de entrada existentes: Coordenada
25.07, 6.00, 5.95

Nuevas posiciones de entrada: Coordenada
22.91, 5.40, 6.00

Advertencias del solucionador
Ninguno

consultor de diseño:Espesor de la pared nominal



consultor de diseño:Ángulo de desmoldeo

