

Diseño estructural de un dispositivo complementario a la máquina MTS Bionix 370.02 de la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad Industrial de Santander para el análisis de desgaste de cartílago de rodilla en un movimiento de flexo-extensión sometido a esfuerzos de compresión

Autores

Nicolás Guillermo Jerez Cote

Duván Santiago Mendoza Mancipe

Trabajo de Grado para optar por el título de Ingeniero Mecánico

Director

Diego Fernando Villegas Bermúdez

Ingeniero Mecánico, PhD

**Universidad Industrial de Santander
Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas
Escuela de Ingeniería Mecánica
Bucaramanga**

2021

Dedicatoria

Primeramente, agradecerle a Dios por la oportunidad de vivir esta etapa de la vida y por todos los privilegios y dones que me otorgó y me permitieron afrontarla.

¡¡¡A mi Madre!!! por su dedicación, sacrificio y amor durante todo este proceso pues su condición es uno de los principales motivos de desarrollar este proyecto. Aunque quizá mañana lo olvides, te dejaré por escrito que lo logré, te amo y siempre daré todo de mí hasta el final como tú.

A mi Padre por su paciencia, su tiempo y su vida. Siempre has sido mi inspiración e intento aprender de tus éxitos y también de tus errores, te debo muchísimo... más de lo que te podré dar jamás. Siempre estás en mi mente y en mi corazón, gracias por creer en mí. ¡Te amo e infinitas gracias!

A mi hermano porque no lo habría logrado sin su ayuda, sin sus consejos y sin su ejemplo. Te respeto y te valoro más de lo que te puedes imaginar y te agradezco por haber resistido conmigo en medio de tanta incertidumbre y confusión mientras me encontraba en un periodo crucial de mi formación universitaria. Nunca lo olvidaré doc, lo quiero un montón.

A mi pareja Bleidy Melissa, un integrante más de proyecto, quien conoce mis sacrificios, mi esfuerzo y estuvo a mi lado en los momentos en los que quería tirar la toalla. Gracias por tu incondicionalidad y por siempre darme esa voz de aliento cuando nadie más estuvo. Sin tu ayuda tampoco lo habría logrado, ¡mil gracias y te amo!

Nicolás Guillermo Jerez Cote.

Agradecimientos

Nosotros, Nicolás Guillermo Jerez Cote y Duván Santiago Mendoza Mancipe como autores del proyecto de grado “*Diseño estructural de un dispositivo complementario a la máquina MTS Bionix 370.02 de la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad Industrial de Santander para el análisis de desgaste de cartílago de rodilla en un movimiento de flexo-extensión sometido a esfuerzos de compresión*” queremos expresar nuestra eterna gratitud con todas y cada una de las personas que nos ayudaron a culminar este proceso.

Primeramente, a nuestros padres por su infinito sacrificio y por creer en nosotros todo este tiempo.

A la Universidad Industrial de Santander y nuestros docentes por siempre preocuparse por nuestra formación integral.

Al director de este proyecto el PhD. Diego Fernando Villegas Bermúdez por depositar su confianza en nosotros y por brindarnos su tiempo, paciencia y acompañamiento durante estos años con tantos inconvenientes causados por la pandemia.

Al profesor Jaime Ricardo por su colaboración, tiempo y por ayudarnos a completar la propuesta del sistema de control del dispositivo.

A la familia Rodríguez por permitirnos realizar las medidas pertinentes para llevar a cabo un diseño coherente y confiable cuando todas las entidades médicas e institucionales nos cerraron las puertas por protocolos de bioseguridad.

Finalmente, a nuestro amigo Caleb Ariza, auxiliar del laboratorio de ensayos mecánicos por instruirnos en el uso de la máquina MTS Bionix 370.02, capacitarnos en su uso y por la realización de las pruebas que se llevaron a cabo.

Tabla De Contenido

Introducción	15
1. Objetivos	19
1.1. Objetivo general	19
1.2. Objetivo específico	19
2. Metodología	20
2.1. Marco referencial	20
2.1.1. Marco Teórico	20
2.1.1.1. Anatomía de la rodilla	22
2.1.1.2. Nomenclatura anatómica general	24
2.1.1.3. Escala Kellgren y Lawrence	27
2.1.2. MTS Bionix 370.02	29
3. Marco conceptual	32
4. Criterios para el diseño	36
4.1. Requerimientos	36
4.2. Matriz de Calidad	37
4.3. Subsistemas	39
4.3.1. Subsistema motriz	39
4.3.2. Subsistema de soportes para la aplicación de esfuerzos	40

4.3.3. Subsistema de control electrónico	40
5. Descripción del diseño.....	41
5.1. Alternativas de dispositivos para estudiar desgaste en cartílago de rodilla por fricción	42
5.1.1. Simuladores de plataforma deslizante	42
5.1.2. Simuladores de motor lineal	44
5.1.3. Simuladores de eje rotante	45
5.2.2. Alternativa II.....	48
5.2.3. Alternativa III.....	49
5.3. Evaluación de alternativas y selección	50
6. Proceso de diseño.....	52
6.1. Dimensionamiento del banco de trabajo.....	52
6.2. Propiedades mecánicas y morfológicas pertinentes del cartílago de rodilla humano.....	55
6.3. Estudios de fricción del cartílago de la rodilla.....	59
6.4. Anatomía condilar del fémur y de la tibia	66
6.5. Toma de medidas in situ y su comparación	67
6.5.1. Influencia de los tejidos conectores de la rodilla ante los esfuerzos de compresión	71
6.5.2. Ensayo de compresión de rodilla de cerdo	73
6.6. Esquematización del dispositivo.....	78
6.7. Cálculos del sistema de fricción	79
6.8. Diseño del eje.....	85

6.9. Análisis de la línea de transmisión de torque y sus elementos	92
6.9.1. Selección del sensor torsional comercial	92
6.9.2. Selección del motor.....	97
6.10. Red de control y alimentación del motor.....	101
6.11. Selección de rodamientos	105
6.12. Selección de acoples	109
6.13. Cálculo del torque total del motor	111
6.14. Análisis del eje por elementos finitos	113
6.15. Análisis de los sujetadores por elementos finitos	115
6.16. Diseño de soportes	117
6.16.1. Soporte para rodamientos	117
6.16.2. Diseño del soporte motriz y del sensor	119
6.16.3. Análisis de elementos finitos para soporte motriz	123
6.17. Modelación del dispositivo ensamblado a la Máquina MTS 370.02.....	125
7. Hojas de ruta	127
8. Matriz FMECA	127
9. Conclusiones	133
10. Recomendaciones	134
Referencias bibliográficas.....	135
Apéndices.....	139

Lista de Figuras

Figura 1. Rodilla con sintomatología de artrosis	16
Figura 2. Rodilla antes y después de un proceso de reemplazo por prótesis	17
Figura 3. Elementos de la rodilla	23
Figura 4. Planos del cuerpo humano.....	24
Figura 5. Tipos de rotaciones y translaciones.....	26
Figura 6. Resonancia de rodilla	28
Figura 7. Mts bionix 370.02 de configuración axial y axial-torsional.....	31
Figura 8. Cartílago de la rodilla y sus niveles.....	33
Figura 9. Máquina mts bionix 370.02 de la escuela de ingeniería mecánica de la universidad industrial de santander.	35
Figura 10. Simulador de desgaste de rodilla de plataforma deslizante.....	43
Figura 11. Simulador de motor lineal	44
Figura 12. Simulador de eje rotacional.....	46
Figura 13. Alternativa I.....	46
Figura 14. Alternativa II	48
Figura 15. Alternativa III	49
Figura 16. Esquema de dimensiones de la mts bionix 370.02.....	53
Figura 17. Disposición del banco de trabajo.....	55
Figura 18. Distribución de esfuerzos en el cartílago tibial, femoral y de los meniscos a 1150n..	59
Figura 19. Esquema de superficies en contacto	60
Figura 20. Coeficientes de fricción del sistema cartílago vs cartílago	62

Figura 21. Coeficiente de fricción en rodillas con condición de osteoartritis	63
Figura 22. Coeficientes de varios materiales	64
Figura 23. Caso de factores de fricción del cartílago y meniscos.....	65
Figura 24. Modelo de soporte inferior presente en el laboratorio.....	67
Figura 25. Mediciones de la rodilla de un cuerpo exhumado	68
Figura 26. Parámetros a medir y comparar	69
Figura 27. Fuerza reactiva de una rodilla porcina en función de su compresión.....	75
Figura 28. Montaje para el ensayo de compresión	76
Figura 29. Resultados del ensayo de compresión	76
Figura 30. Expectativa del dispositivo sin sujetadores	78
Figura 31. Aplicación de torque según la norma iso 14243-1	80
Figura 32. Esquema de los sistemas de unión del sujetador al eje	82
Figura 33. Propuesta de tramos para el eje según sus elementos.....	85
Figura 34. Diagrama de cuerpo libre del eje.....	85
Figura 35. Esquema del eje y sus cargas, esfuerzos cortantes y momentos en el plano xy.....	87
Figura 36. Valores del factor de corrección.....	89
Figura 37. Kf para un eje con agujero sometido a flexión.....	91
Figura 38. Esquema del eje con sus diámetros	92
Figura 39. Aplicación de sensor torsional futek para estudio de frenos	93
Figura 40. Sensor trs705	94
Figura 41. Lectura de información del programa sensit test and measurement.....	95
Figura 42. Medidas del sensor	97
Figura 43. Curva de torque del motor 34hp59-6004s.....	98

Figura 44. Motor 34hp59-6004s	99
Figura 45. Bracket para motor nema 34.....	101
Figura 46. Fuente de alimentación.....	102
Figura 47. Driver del circuito de alimentación del motor.....	103
Figura 48. Microcontrolador arduino uno.....	103
Figura 49. Esquema de conexión	104
Figura 50. Rodamientos de bolas de inserción con prisionero skf	106
Figura 51. Rodamiento y carcasa seleccionados.....	109
Figura 52. Acople de araña, rotex.....	110
Figura 53. Selección de acoples.....	111
Figura 54. Factor de seguridad obtenido por la simulación del eje	114
Figura 55. Factores de seguridad en la simulación de los sujetadores a compresión	115
Figura 56. Esquema del arreglo para el soporte inferior.....	117
Figura 57. Factores de seguridad en la simulación del soporte inferior	118
Figura 58. Nuevo esquema de soporte	120
Figura 59. Perfiles comerciales de la empresa fanalca s.a.	121
Figura 60. Modelado del soporte motriz para sujeción a la base.....	122
Figura 61. Modelado del soporte del sensor	123
Figura 62. Desplazamientos verticales de la simulación del soporte del motriz	124
Figura 63. Ensamblaje en mts bionix 370.02.....	125

Lista de Tablas

Tabla 1. Resumen De Tipos De Rotaciones Y Sus Rangos.....	25
Tabla 2. Resumen De Tipo De Translaciones Y Sus Rangos.....	25
Tabla 3. Grados Kellgren Y Lawrence	27
Tabla 4. Criterios De Ponderación.....	37
Tabla 5. Matriz Qfd Para La Evaluación De Criterios.....	37
Tabla 6. Parámetros Para La Evaluación De Alternativas	38
Tabla 7. Ventajas Y Desventajas De Un Simulador De Plataforma Deslizante	43
Tabla 8. Ventajas Y Desventajas Del Simulador De Motor Lineal	45
Tabla 9. Ventajas Y Desventajas Del Simulador Por Eje Rotante	45
Tabla 10. Matriz Qfd Para La Evaluación De Alternativas	50
Tabla 11. Criterios De Ponderación De La Matriz Qfd Para La Evaluación De Alternativas	50
Tabla 12. Dimensiones Principales De La Máquina Mts Bionix 370.02.....	53
Tabla 13. Comparación Del Espesor Del Cartílago Condilar Del Fémur Según Varios Autores	56
Tabla 14. Rugosidad Del Cartílago De Rodillas Sanas Y Rodillas Con Osteoartritis.....	58
Tabla 15. Coeficientes De Fricción Estático De Las Juntas Sinoviales	61
Tabla 16. Comparación De Medidas Correspondientes Al Plano Sagital	69
Tabla 17. Comparación De Medidas Correspondientes Al Plano Coronal	70
Tabla 18. Comparación De Diámetros Máximos Femorales Y Tibiales	70
Tabla 19. Caso De Dimensiones De La Zona Distal Del Fémur	71
Tabla 20. Desplazamientos Verticales Del Fémur Sometido A Cargas Distintas De Compresión	72

Tabla 21. Comparación Morfológica De Ligamentos De Rodilla Humanos Y De Cerdo	73
Tabla 22. Comparación Morfológica De Los Meniscos Y La Cavidad Intercondílea Humana Del Cerdo.....	74
Tabla 23. Algunas Propiedades Del Acero Aisi 316	81
Tabla 24. Ventajas Y Desventajas Del Uso De Plancha O Tubo Concéntrico Como Conector ..	82
Tabla 25. Propiedades Mecánicas De Algunos Aceros Inoxidables.....	88
Tabla 26. Selección Del Sensor Del Catálogo Futek	96
Tabla 27. Detalles Rápidos Del Motor Nema 34.....	100
Tabla 28. Detalles De La Fuente.....	101
Tabla 29. Tabla De Factores Por Velocidad Y Duración	107
Tabla 30. Factores S_o Prácticos	108
Tabla 31. Deformaciones Permisibles De Los Acoples.....	111
Tabla 32. Momentos De Inercia De Masa Respecto Al Eje Del Rotor	112
Tabla 33. Aceros Estructurales Comerciales Más Comunes	119
Tabla 34. Matriz Fmeca	128

Lista de Apéndices

Apéndice A. Planos.....	139
Apéndice B. Hojas de ruta	176
Apéndice C. Estudio de elementos finitos	186
Apéndice D. Ficha técnica del motor.....	256
Apéndice E. Ficha técnica del sensor	257

Resumen

Título: Diseño estructural de un dispositivo complementario a la máquina MTS Bionix 370.02 de la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad Industrial de Santander para el análisis de desgaste de cartílago de rodilla en un movimiento de flexo-extensión sometido a esfuerzos de compresión*

Autores: Nicolás Guillermo Jerez Cote, Duván Santiago Mendoza Mancipe**

Palabras Clave: desgaste, cartílago, diseño, compresión, rodilla

Descripción: Actualmente uno de los intereses de la biomecánica y biomédica es el estudio del desgaste de las articulaciones con simuladores para conocer su comportamiento ante los diferentes esfuerzos que se pueden presentar. Para los estudiantes de la Facultad de Ingenierías Físico-mecánicas y para la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad Industrial de Santander, el poder usar este tipo de maquinaria brindaría la oportunidad de ampliar los alcances investigativos a nivel preclínico e incluso en la misma formación del estudiantado. En este proyecto se busca diseñar y modelar un dispositivo acoplable a la máquina MTS Bionix 370.02 del laboratorio de ensayos mecánicos de la escuela con el fin de estudiar el comportamiento tribológico del cartílago de esta articulación. Se expondrán las mediciones realizadas para validar la información brindada por la literatura, los parámetros del diseño y sus componentes al igual que su funcionamiento. A su vez, se simulará su comportamiento frente a las cargas máximas de diseño con el fin de dimensionarlos bajo condiciones críticas y finalmente se realizará una hoja de ruta de manufactura para las piezas requeridas con el fin de garantizar una correcta construcción en base a las hojas de ensamble que se obtendrán del modelado mediante el software SolidWorks.

* Trabajo de Grado

** Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez, Ingeniero Mecánico, PhD.

Abstract

Title: Structural design complementary device to the MTS Bionix 370.02 machine of the School of Mechanical Engineering of the Industrial University of Santander for the analysis of knee cartilage wear in a flexion-extension movement subjected to compression forces*

Authors: Nicolás Guillermo Jerez Cote, Duván Santiago Mendoza Mancipe**

Key Words: wear, cartilage, design, compression, knee

Description: Currently one of the interests of biomechanics and biomedical is the study of joint wear with simulators to know their behavior before the different efforts that can be presented. For the students of the Faculty of Physical-mechanical Engineering and for the School of Mechanical Engineering of the Industrial University of Santander, being able to use this type of machinery would provide the opportunity to expand the research scope at the preclinical level and even in the same training of the student body. This project seeks to design and model a device that can be attached to the MTS Bionix 370.02 machine from the school's mechanical testing laboratory in order to study the tribological behavior of the cartilage of this joint. The measurements carried out to validate the information provided by the literature, the design parameters and its components, as well as their operation, will be exposed. In turn, their behavior will be simulated against the maximum design loads in order to size them under critical conditions and finally a manufacturing roadmap will be made for the required parts in order to guarantee a correct construction based on the sheets. assembly that will be obtained from the model using SolidWorks software.

* Degree Work

** Faculty of Physical-Mechanical Engineering. School of Mechanical Engineering. Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez, Mechanical Engineer, PhD.

Introducción

Cuando los primeros homínidos se irguieron sobre sus piernas y liberaron su visión y sus manos del suelo hace aproximadamente 3.600 millones de años, distribuyeron sobre sus articulaciones nuevas cargas. Es por esto que las rodillas suelen representar la mayoría de los casos de problemas en lo que al deterioro del cartílago compete, a pesar de que la articulación de hombro sea la más fácil de luxar debido al bajo porcentaje de contacto o “agarre” que le brinda la cavidad glenoidea al humero del brazo comparándolo con el fémur y el menisco (Pérez *et al.*, 2017).

Ahora bien, sea cual sea la articulación, el cartílago es la estructura encargada de proteger del desgaste que se pueda generar en los huesos no solo ante un movimiento de rotación sino ante un caso de compresión o extensión amortiguando el fenómeno. Es un sistema más complejo de lo que aparenta y tiene tantas propiedades conjuntas en diferentes estratos las cuales le atribuyen variables muy particulares y la alteración de alguna de ellas debido a su deterioro puede conllevar a la pérdida permanente del mismo en su totalidad.

Cabe resaltar que a diferencia de muchos de los otros tejidos del cuerpo humano como los músculos o los huesos los cuales son ricos en vasos sanguíneos, el cartílago articular es un tejido avascular, por lo que no hay ninguna vía por la cual el cuerpo le entregue elementos para su reconstrucción y, por ende, este último no se regenera. Dicho comportamiento conlleva a que progresivamente el desgaste del cartílago con el paso del tiempo presente síntomas de dolor y pérdida de estabilidad en la articulación, sobre todo en la rodilla pues es una de las primeras estructuras en recibir los impactos de mayores cargas (sostenidas también) inclusive cotidianamente hablando. Y aunque bien se sabe que el cuerpo crea fibro-cartílago cuando el hueso subcondral empieza a verse afectado, este tiene un comportamiento mucho más plástico ante los traumas y además presenta un aumento de fricción en la articulación aun estando en contacto con

cartílago sano, por otro lado, tampoco es deseable que el desgaste llegue hasta ese nivel (Maestu *et al.*, 2015).

Figura 1.

Rodilla con sintomatología de artrosis



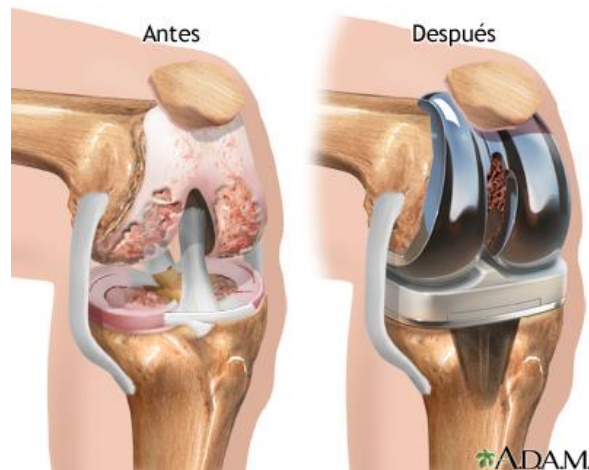
Nota. La imagen muestra claramente unos cóndilos femorales extremadamente afectados por las condiciones tribológicas existentes en una rodilla izquierda, donde el cóndilo medial está muy desgastado revelando ya la estructura subcondral del hueso. Adaptado de <https://www.clinicadarder.com/lesiones/rodilla/artrosis-de-rodilla/>. (Sin fecha).

Por esto mismo, estudiar la naturaleza tribológica del cartílago en la rodilla empleando simuladores de fricción y considerando las nuevas tendencias al sedentarismo y sobrepeso, se ha convertido en una herramienta vital para entender su comportamiento frente a diferentes materiales (incluyéndolo a él mismo), comprendiendo la razón de su deterioro y permitiendo determinar a qué lesiones sería propenso en función de la actividad anormal que esté realizando. A su vez, son una alternativa de análisis para el desarrollo de implantes pues permiten predecir la reacción del cartílago en contacto con una superficie de diferente material, un ejemplo conciso de la aplicación

de estas tecnologías lo podemos ver en una artroplastia total de cadera o THD, donde un estudio de desgaste puede sugerir en la evaluación preclínica del paciente un dispositivo artificial cerámico, metálico o polimérico acorde a los resultados obtenidos (Trommer y Maru, 2017).

Figura 2.

Rodilla antes y después de un proceso de reemplazo por prótesis



Nota. Estudiando el comportamiento del cartilago frente a condiciones morfológicas como las rodillas valgus¹ o la disimetría² y mecánicas como el caso del sobrepeso, se puede anticipar el tipo de afección que puede sufrir la articulación evitando llegar a la última opción, la cual consiste en un reemplazo total de rodilla como el que se muestra en el gráfico. Adaptado de <http://proloterapiard.com/cirugia-del-cartilago-de-la-rodilla-versus-celulas-madre/>, 2018.

Si bien existen diferentes tecnologías para el estudio de fricción en cartilago de rodilla en Europa, Asia y Norte América, son pocas las empresas latinoamericanas (mucho más escasas las colombianas) enfocadas al diseño de dichos dispositivos, por ende, en este trabajo se buscará

¹ Rodillas valgus: Curvatura de las rodillas hacia las entrepiernas.

² Disimetría: Condición física donde una pierna es más larga que la otra.

diseñar un dispositivo complementario para la máquina de ensayos axiales MTS Bionix 370.02 de la escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad Industrial de Santander el cual le permita realizar estos análisis, además de ser una alternativa económica en potencia frente a la adquisición de una máquina nueva enfocada a esta tarea.

1. Objetivos

1.1. Objetivo general

Diseñar un dispositivo adaptable a la máquina de ensayos axiales MTS Bionix 370.02 de la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad Industrial de Santander, cuyo desempeño esté enfocado a la ejecución de análisis de desgaste y deterioro de cartílago articular de rodilla haciendo uso del software SolidWorks.

1.2. Objetivo específico

- Diseñar y modelar un subsistema de soporte estructural acoplable a la máquina MTS Bionix 370.02 para la ejecución de ensayos de desgaste en cartílago de rodilla, teniendo como criterios de diseño una carga de compresión axial máxima de 2000 N y un número de ciclos de trabajo variable entre 0 y 3600 a una frecuencia de 1 Hz.
- Diseñar un subsistema de medición usando un sensor torsional comercial para determinar el coeficiente de fricción generado por una herramienta de fricción y la muestra de cartílago.
- Realizar una hoja de ruta de manufactura de las piezas diseñadas del dispositivo y una hoja de ensamble del mismo garantizando instrucciones de su correcta construcción.

2. Metodología

2.1. Marco referencial

2.1.1. Marco Teórico

Cuando se camina, se hace deporte, al levantarse de la cama o cuando se está simplemente de pie los miembros con mayor implicación en lo que cargas se refiere, son los inferiores, las piernas. Dependiendo de factores como la morfología ósea, el peso, la carga, el medio y el tipo de movimiento, los esfuerzos y las fuerzas que se producen en esta articulación pueden llegar a ser muy elevados. La rodilla puede fácilmente presentar una presión de contacto media de 7 MPa para una carga combinada de compresión de 1150 N y 134 N posterior, valor que, de no ser por las propiedades mecánicas de los ligamentos, cartílago y meniscos, podría fallar sin mucho esfuerzo (Peña *et al.*, 2006).

Aun así, cuando nos referimos específicamente a un movimiento de flexión o extensión de la pierna bajo cualquier presión de contacto, el elemento que absorbe la energía generada por los diferentes impactos además de soportar la fricción causada por la misma rotación de la junta es el cartílago y es por esto mismo que suele ser el primero en verse afectado (Sastre, 2020). Cabe aclarar que se puede hablar de una falla global de la estructura, pues al igual que un juego de engranajes mecánico, la falla del cartílago repercute en el deterioro crónico de las demás partes de la zona hasta imposibilitar su funcionamiento requiriendo de un reemplazo de las mismas.

El estudio de las condiciones tribológicas del cartílago de la rodilla usando tejidos biológicos reales es sin duda una fuente de información muy valiosa para evitar ese tipo de situaciones, ya que si miramos solamente la población estadounidense, alrededor del 25% de los adultos mayores para el 2012 sufren complicaciones de esta articulación, la gran mayoría vinculada a causas por sedentarismo y sobrepeso (Felson *et al.*, 2013), además, de contar con un

6.9% de la población total menor de 25 años para el 2007 que también presentaron algún tipo de sintomatología (Solomon *et al.*, 2017). Estas cifras son alarmantes ya que solo representan los casos que se reportan médicamente y es evidente que las lesiones de esta zona cada vez son más frecuentes en todas las edades de la población.

Es por esto mismo que la industria biomédica cada año aumenta el flujo de prótesis e implantes tal como lo expresa el artículo realizado titulado *TENDENCIAS Y CARACTERÍSTICAS DE LOS MERCADOS PARA LA EXPORTACIÓN E IMPORTACIÓN DE DISPOSITIVOS BIOMÉDICOS* (Calderón *et al.*, 2020), donde los autores expresan lo siguiente:

A nivel general este mercado es uno de los más dinámicos y crecientes, desde el año 2008 se ha mostrado un crecimiento en las ventas de estos productos con un promedio de 210.000 millones de dólares, con respecto a un estudio realizado en el año 2017 este sector tuvo un incremento del doble de sus ventas, lo que quiere decir que aumenta alrededor de un 6% anualmente. (p.5)

Claramente se ha buscado soluciones a los efectos físicos que las diferentes lesiones a nivel de rodilla pueden provocar, sin embargo, hay que tener en cuenta que las personas que las padecen se ven en gran medida cohibidas en ámbitos laborales, familiares y cotidianos. Son personas que no vuelve a practicar deportes de contacto e incluso, son personas que quedan imposibilitadas de trotar o de caminar en terrenos muy irregulares.

Un caso concreto podría ser la población que sufre de artritis reumatoide³, donde el dolor no le permite al paciente disfrutar de un tiempo al aire libre con su familia como una persona normal, o

³ Artritis reumatoide: Afección de los revestimientos de las articulaciones.

le impide cumplir una tarea específica que requiera de su desplazamiento. Básicamente el daño se extiende a la parte psicológica de la persona causando ansiedad y depresión, comportamiento que se presenta tanto en jóvenes como en adultos de ambos sexos (Maldonado *et al.*, 2017).

Hoy día, la medicina conoce muy bien todos estos efectos y existe tecnología avanzada al igual que procedimientos para tratarlos, sin embargo, es poca la maquinaria destinada al estudio in vitro y controlado de este tipo de fenómenos y es crucial ahondar en ellos, pues el objetivo real no debería consistir en reparar sino en anticipar los efectos a partir de los resultados que se obtengan en función de los parámetros que se estipulen. Claramente existen indicaciones de cuidado para el tejido cartilaginoso de la rodilla como evitar el levantamiento de pesos grandes o evitar movimientos poco naturales para el cuerpo, pero hay condiciones que no se pueden tratar de forma voluntaria por los pacientes como ya se mencionó anteriormente, que requieren de un conocimiento específico para permitir el desarrollo de metodologías alternativas de prevención o en caso extremo, el estudio preclínico de un posible reemplazo.

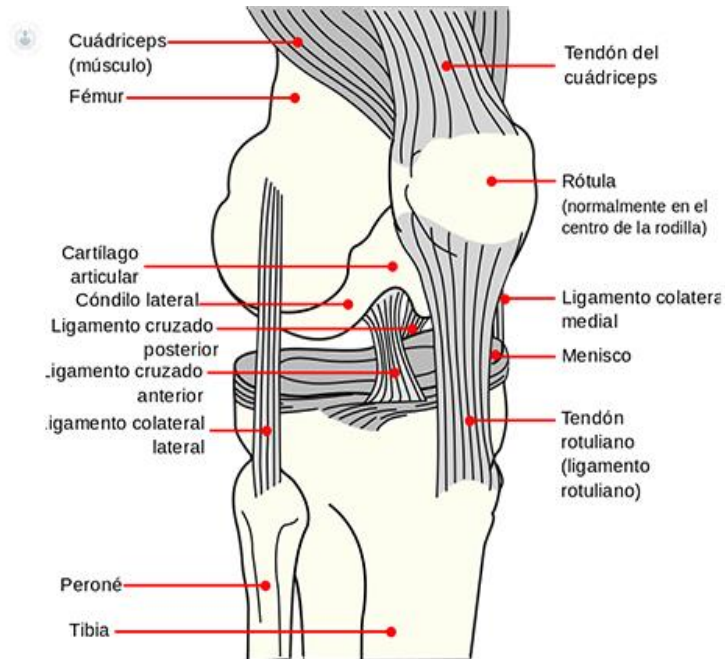
2.1.1.1. Anatomía de la rodilla. La rodilla es considerada como la articulación más grande y complicada del cuerpo humano, además une 3 huesos los cuales vienen siendo la rótula, el fémur y la tibia clasificándose como una articulación compuesta. Además, se encuentra unida por cuatro ligamentos responsables de la estabilidad de la misma: externo, medial, anterior y posterior. Estas estructuras trabajan en conjunto con los tendones rotuliano y del cuádriceps para absorber los impactos transversales a la orientación de la pierna y para compensar el torque resultante de la junta.

Por otro lado, existe una capa lubricante entre el tejido cartilaginoso del fémur y la tibia con el menisco y el del fémur con la rótula, el cual es el responsable de las condiciones tribológicas

de la estructura. Este líquido es denominado líquido sinovial y se encuentra encapsulado por una membrana.

Figura 3.

Elementos de la rodilla

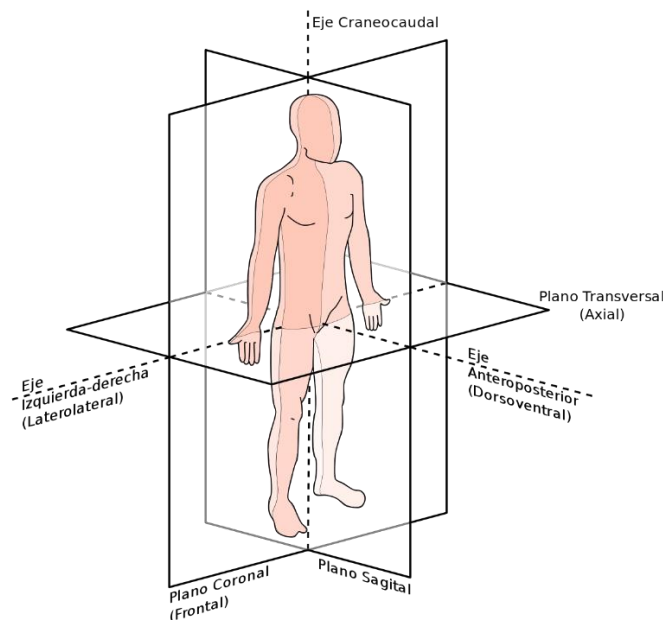


Nota. En el gráfico no se aprecia la membrana sinovial, sin embargo, esta rodea la articulación almacenando el líquido sinovial. Adaptado de <https://www.topdoctors.es/articulos-medicos/como-tratar-las-lesiones-del-ligamento-cruzado-anterior>. (2017).

2.1.1.2. Nomenclatura anatómica general. Para poder identificar de forma clara el rango de movimiento de los diferentes componentes del cuerpo, se ha establecido una estructura coordinada para el cuerpo la cual consta de tres ejes y tres planos. La flexión y extensión de la rodilla es el movimiento que más la compromete con diferentes cargas ya que su capacidad de rotación distribuye no solo las cargas axiales a través de la estructura ósea, sino que también es responsable de los efectos de fricción a nivel de cartílago y de tensiones excesivas sobre los ligamentos con una muy alta susceptibilidad del LCA⁴ (Garret *et al.*, 2008).

Figura 4.

Planos del cuerpo humano



Nota. Del gráfico se pueden destacar los ejes y planos del cuerpo humano según su nomenclatura anatómica. Adaptado de <https://paradigmia.com/curso/anatomia-humana/modulos/introduccion-y-generalidades/temas/nomenclatura-anatomica-general/>. (Sin fecha).

⁴ LCA: Ligamento cruzado anterior.

Si se quisiera comprender los desplazamientos y rotaciones de la rodilla, habría que respetar los seis grados de libertad en los cuales se desempeña. A simple vista la rodilla pareciera estar limitada en su movilidad, sin embargo, presenta tres tipos de rotaciones y tres tipos de translaciones resumidas en la Tabla 1 y la Tabla 2, tal como se expone en el estudio *THE ANALYSIS OF THE KNEE JOINT MOVEMENT* realizado por Molder *et al.*, (2016).

Tabla 1.

Resumen de tipos de rotaciones y sus rangos

Tipo de rotación	Rango (°)
Flexo-extensión	(-) 5 a 160
Vara-Valga	6 a 8
Interna-Externa	25 a 30

Nota. El rango de rotación de la flecho extensión se mide respecto al eje neutro del fémur, por ende, un valor negativo quiere dar a entender que la rodilla admite rotación hacia ambos sentidos desde el eje neutro, simplemente una de ellas es relativamente pequeña.

Tabla 2.

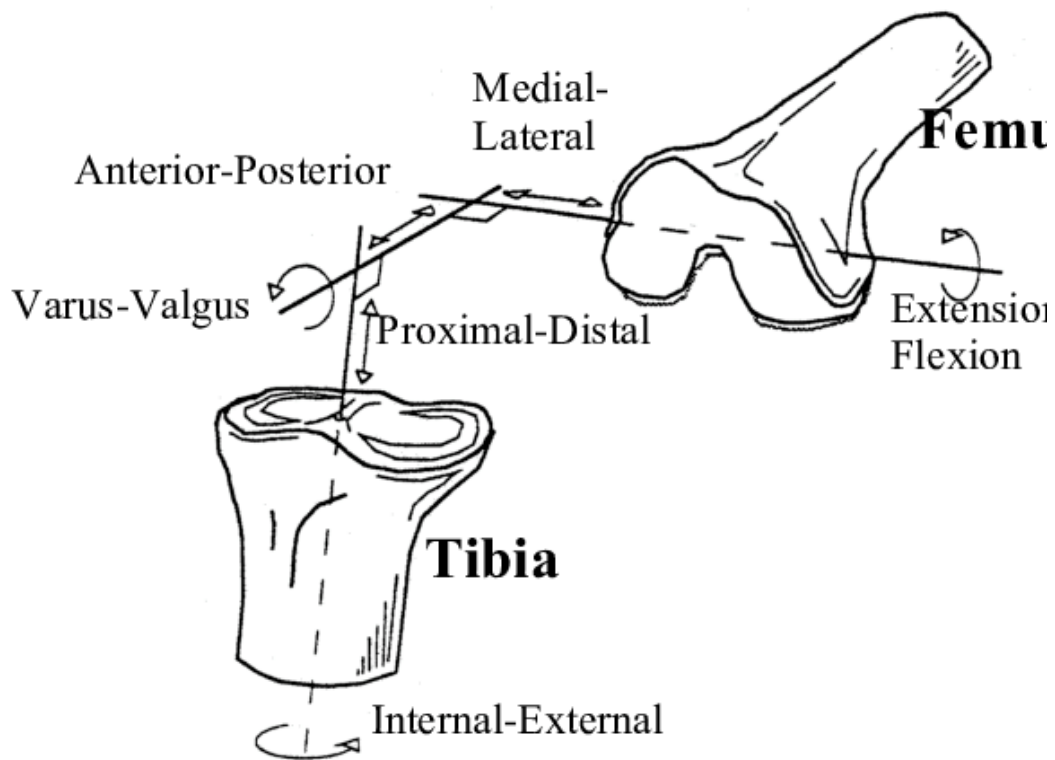
Resumen de tipo de translaciones y sus rangos

Tipo de translación	Rango (mm)
Anterior-Posterior	5 a 10

Compresión	2 a 5
Medial-Lateral	1 a 2

Figura 5.

Tipos de rotaciones y translaciones



Tomado de *A REAL-TIME MODEL OF THE HUMAN KNEE FOR A VIRTUAL ORTHOPAEDIC TRAINER*, por Peters y Riener, Institute of Automatic Control Engineering, Technical University of Munich, Germany, 2000.

2.1.1.3. Escala Kellgren y Lawrence. El estudio del desgaste de cartílago en rodilla puede clasificarse en 5 grados según la escala Kellgren y Lawrence y dicha valoración determina finalmente el nivel de artrosis que presenta el paciente y consiste en una examinación visual por medio de una radiografía o en su defecto de una resonancia magnética para poder observar completamente el estado de la superficie del cartílago a una profundidad específica. Aun así, este control visual es crucial para poder preservar la seguridad de la articulación pues un grado avanzado reduce la película lubricante del líquido sinovial entre los elementos en contacto dando origen a la osteoartritis (Liao *et al.*, 2017). En la Tabla 3. se puede observar las características de la escala de Kellgren y Lawrence.

Tabla 3.

Grados Kellgren y Lawrence

Grado	Características
0	No hay características radiográficas de deterioro del cartílago de la rodilla.
1	Se empieza a notar un nivel irregular en la zona articular.
2	Existe la presencia de osteofitos ⁵ además de una disminución del espesor del cartílago.
3	Los osteofitos dan lugar a la misma deformidad ósea y el estrechamiento del nivel articular ya es muy notorio.
4	Los síntomas son tan fuertes que dan lugar a una esclerosis ⁶ severa.

⁵ Osteofitos: crecimiento óseo generalmente de los bordes de un hueso.

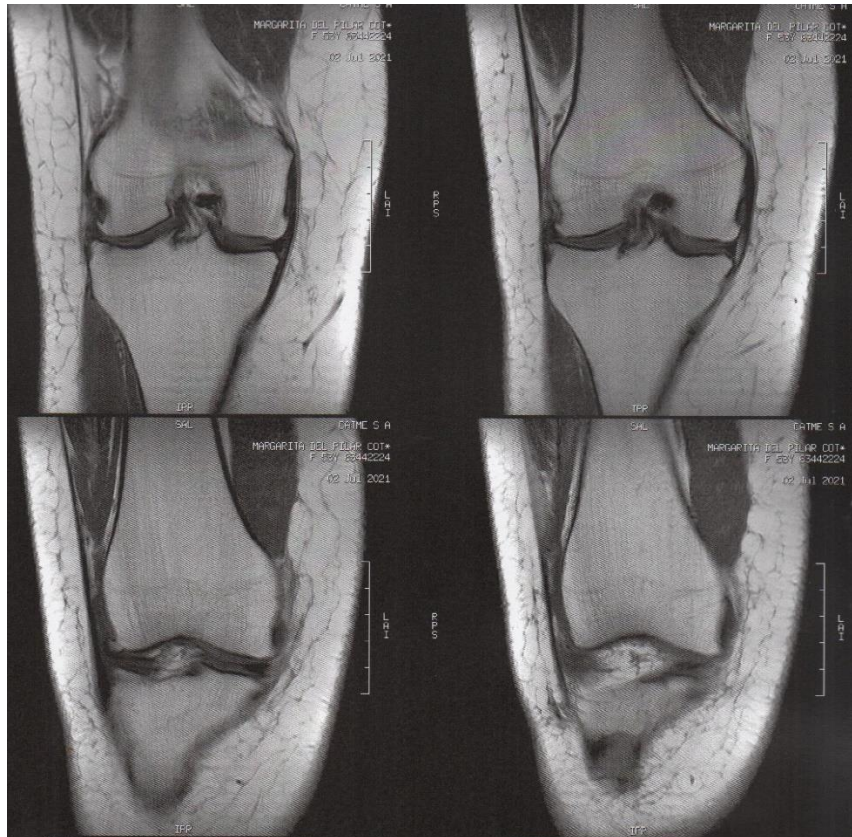
⁶ Esclerosis: enfermedad que da lugar al deterioro del tejido que cubre los nervios.

Es importante poder visualizar como las variables afectan el tejido cartilaginoso y calificar su grado Kellgren y Lawrence, pues mediante trabajo quiropráctico muchas de estas deficiencias se pueden corregir. Si bien la rodilla puede presentar ciertos defectos desde el nacimiento del paciente, determinar a tiempo una irregularidad en la misma a partir del conocimiento de su proceso de desarrollo puede evitar un procedimiento invasivo⁷, un ejemplo claro es el uso de una órtesis para la corrección de la rodilla valga o vara ante la detección de la reducción de la superficie cartilaginosa y por ende de la inclinación del fémur, reduciendo significativamente los momentos que se generan en los elementos de la articulación (Brüggemann, 2012).

Figura 6.

Resonancia de rodilla

⁷ Proceso invasivo: intervención quirúrgica que implica la agresión del cuerpo mecánica o químicamente mediante, inyecciones, un tubo o cualquier dispositivo mecánico.



Nota. En la imagen se puede apreciar la rodilla derecha de una paciente femenina de 53 años de edad con grado 3 Kellgren y Lawrence presentando dolor crónico e incapacidad de movimiento.

2.1.2. MTS Bionix 370.02

La industria MTS⁸ ofrece su máquina MTS Bionix 370.02 con funcionamiento servo-hidráulico⁹ calificado para el estudio y determinación de propiedades dinámicas de materiales y piezas para el sector biomédico, además, dentro de sus presentaciones se puede encontrar la

⁸ MTS Systems Corporation: distribuidor internacional americano de sensores y equipos para diferentes ensayos y simulaciones. Dentro de sus productos se pueden encontrar simuladores aerodinámicos, celdas de carga, actuadores hidráulicos y sensores entre otros.

⁹ Servo-hidráulico: Sistema cuyos elementos son operados eléctricamente con el fin de controlar un fluido en este caso líquido.

configuración netamente axial o axial-torsional según los requerimientos del cliente. Por otra parte, cuenta con el sistema de control integrado FlexTest, permitiéndole simular diferentes condiciones mecánicas en función del ensayo a realizar dentro de los cuales podemos encontrar los siguientes:

- Ensayos de tensión.
- Ensayos de compresión.
- Ensayos de durabilidad.
- Simulaciones de desgaste.
- Ensayos de fatiga.
- Estudios de propagación de grietas.
- Ensayos de torsión.

El laboratorio de ensayos mecánicos de la escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Santander dispone de una con configuración axial, por lo que, de requerirse un movimiento de índole rotacional sería necesario adaptar un nuevo mecanismo que permita dicha función, lo cual representa el objetivo principal de este proyecto en aras de buscar un modelo económico y funcional.

Figura 7.

MTS Bionix 370.02 de configuración axial y axial-torsional



Nota. Al lado izquierdo se puede ver cómo está configurada la presentación axial y a la derecha la axial-torsional.

Tomado de https://corp.mts.com/en/forceandmotion/biomaterialstesting/MTS_006241?article=2, octubre del 2011.

Uno de los factores limitantes para el diseño del dispositivo complementario es el espacio, pues la máquina se encuentra sobre un banco de proporciones relativamente similares lo cual podría condicionar el tamaño de los elementos del sistema. Además, se deben tener claras las medidas de la misma MTS Bionix 370.02 pues su configuración axial es significativamente más pequeña que la axial-torsional en ciertas partes.

3. Marco conceptual

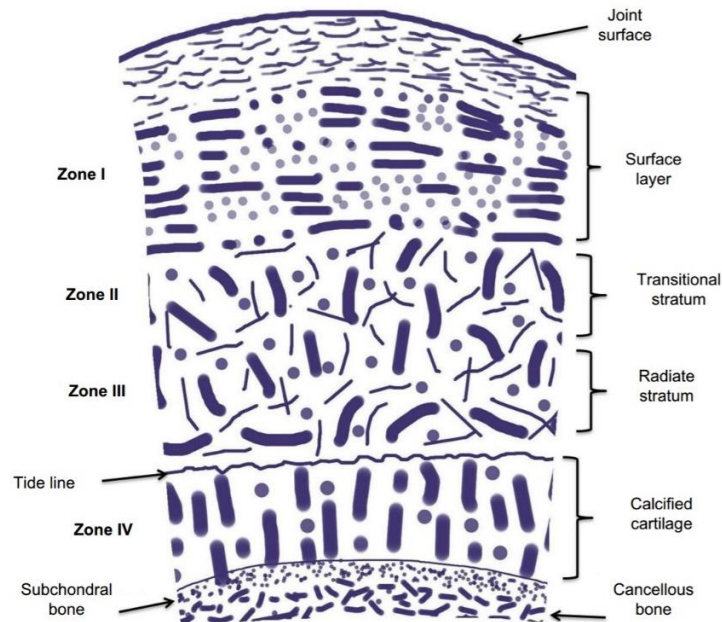
Rodilla: Es la articulación central de los miembros posteriores en los vertebrados la cual realiza movimientos de flexión y extensión. Está conformada por la unión de dos huesos, la tibia y el fémur los cuales se posan sobre una estructura llamada menisco, además de un pequeño hueso llamado rotula, la cual se ubica en la parte interior y posterior del fémur. Para mantener lubricada la articulación frente al desgaste, se encuentra rodeada por una cápsula encargada de albergar el líquido sinovial. A su vez se encuentra soportada por ligamentos y tendones dándole estabilidad y resistencia.

Cartílago: Es un tipo de tejido principalmente avascular y compuesto por células específicas llamadas condrocitos. Su superficie a simple vista pareciera ser muy lisa, pero al ser observada por un microscopio, se ve totalmente irregular. Esta es la encargada de que el líquido sinovial (el cual es responsable de la lubricación de la articulación) no se salga y permita un sistema tribológico óptimo.

Se le pueden distinguir una especie zonas donde cada una es caracterizada por la orientación de las fibras de colágeno allí presentes. En la zona I o tangencial, las fibras se encuentran posicionadas paralelamente a la superficie, más adelante en la zona II o transicional, el sentido de las fibras es muy aleatorio presentando una inclinación variable. En la siguiente zona denominada radial o III, las fibras se posicionan transversalmente a la superficie del tejido cartilaginoso para después terminar en la zona IV o calcificada. Se puede apreciar que la primera zona es ideal para el tipo de contacto que hay entre los huesos de las articulaciones, mientras que las zonas más profundas tienen fibras destinadas a la absorción o amortiguación de impactos. Además de esto, otro de los componentes presentes en este tejido son los proteoglúcidos, quienes por sus propiedades hidrofílicas le brindan una propiedad elástica al mismo (Sastre, 2020).

Figura 8.

Cartílago de la rodilla y sus niveles



Nota. En la imagen se puede apreciar la orientación de las fibras del tejido cartilaginoso. Tomado de *Osteoarthritis in young, active, and athletic individuals. Clin Med Insights Arthritis Musculoskelet Disord* (p. 27-32), por Amoako y Pujalte, 2014.

Articulación: Es una estructura anatómica que une dos huesos. Generalmente se encuentran estabilizadas por ligamentos y también por los músculos. Si bien muchas de ellas se caracterizan por permitir el movimiento y la rotación de las extremidades, algunas de ellas como por ejemplo las del cráneo humano, son prácticamente inmóviles (no totalmente), esto le brinda elasticidad y plasticidad al organismo. Por lo general su integridad depende de otros tejidos como el cartílago o la membrana sinovial; también depende de la ausencia o presencia del líquido sinovial. Externamente depende de la naturaleza de las cargas y los rangos de movimientos a los que son sometidas por lo que claramente algunas articulaciones son menos propensas a verse afectadas que otras.

Tribología: Es el estudio correlativo de tres conceptos: lubricación, fricción y desgaste. Desde el punto de vista ingenieril, la tribología busca estimar tendencias y comportamientos en los sistemas con el fin de prolongar, conservar o predecir su vida útil. Una buena investigación tribológica puede anticiparse a la falla de una estructura viendo solamente los tipos de materiales que se encuentran en contacto, o bien puede profundizar a la incidencia química que pueda estar deteriorando los elementos del fenómeno (Herrera y Cunalata, 2019).

Desgaste Articular: El desgaste articular es inevitable desde el punto de vista mecánico pues su primera manifestación es el deterioro del cartílago. Una vez este llega a su límite, los huesos empezarán a hacer contacto entre ellos y con esto los síntomas de dolor. Esta condición es denominada artrosis y actualmente es muy frecuente debido a la cantidad de casos de sobrepeso y sedentarismo a nivel mundial. También son causas las cargas excesivas, deficiencia nutricional, traumas y factores genéticos.

Simulador de fricción: Es un dispositivo el cual es diseñado para simular las condiciones de operación de un sistema tribológico para por estimar efectos a gran escala comparando los resultados obtenidos. De esta forma se puede adquirir gran cantidad de información solamente arriesgando una cantidad de muestras, a cambio de asegurar el correcto funcionamiento de un proceso más complejo y con mayor grado de responsabilidad, pero con la certeza de controlar los parámetros del mismo en todo momento. Por dar un ejemplo, los recientes estudios realizados en simuladores de desgaste en la articulación de cadera han dado cavidad a la implementación de mejores materiales bajo condiciones de uso mucho más óptimas en implantes de pacientes que lo requieren (Trommer y Maru, 2017).

Figura 9.

Máquina MTS Bionix 370.02 de la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad Industrial de Santander.



Tomado de *Estudio de la fatiga en láminas de tubería compuesta de matriz epóxica con fibra de vidrio para cargas de tracción*, Scientia Et Technica, vol. 23, núm. 4 (p. 479-489), por Pertuz *et al.*, 2018, Universidad Industrial de Santander.

SolidWorks: El diseño asistido por computador o CAD por sus siglas en inglés, es una de las herramientas fundamentales del modelado actual de dispositivos con el propósito de trabajar bajo precisiones muy altas. SolidWorks es un software especializado en el modelado 3D de piezas, permitiendo ensambles de las mismas, planos y simulaciones de la interacción física entre ellas, permitiendo incluso trabajar con materiales específicos para estimar un comportamiento similar al real.

4. Criterios para el diseño

4.1. Requerimientos

Para los parámetros requeridos para el dispositivo, se discutió con el director de la presente propuesta y con un operario del laboratorio de la escuela, con el fin de hacer énfasis en las características más relevantes a la hora de realizar el diseño respectivo. Mediante este proceso se logra identificar de forma general, una visión de las posibles alternativas con las cuales se puede proseguir. A su vez, se puede determinar la funcionalidad o tareas a realizar por parte de la máquina en base a las expectativas de quienes van a operarla.

A continuación, se muestran las características más relevantes que ellos esperarían del dispositivo:

- Económico
- Alta durabilidad
- Seguro
- Fácil Instalación
- Multifuncional
- Ligero
- Preciso
- Automático
- Estético
- Fácil de limpiar
- Fácil de usar
- Silencioso

Es muy importante el aspecto versátil o multifuncional ya que se quiere poder trabajar con cartílago de rodilla porcina y bovina conociendo la dificultad que implica el poder adquirir muestras de rodillas humanas únicamente, lo cual es una propuesta interesante que a su vez amplia el alcance del dispositivo.

4.2. Matriz de Calidad

Con el fin de determinar las características más relevantes para considerar a la hora de plantear el diseño, se realizó la metodología QFD desplegada en la Tabla 4.

Tabla 4.

Criterios de ponderación

Calificación	Valor
Alto	10
Medio	3
Bajo	1
Ninguno	0

Criterios de ponderación para la matriz QFD de evaluación de criterios

Tabla 5.

Matriz QFD para la evaluación de criterios

Matriz QFD	Importancia		Seguridad		Funcionalidad		Preciso		Tamaño		Materiales		Costo		Estética		Fácil de operar		Mantenimiento		Fácil Montaje		Peso		Durabilidad	
Preciso	12	10	120	10	120	10	120	1	12	1	12	3	36	0	0	3	36	3	36	1	12	0	0	3	36	
Económico	11	1	11	3	33	3	33	10	110	10	110	10	110	3	33	0	0	10	110	0	0	1	11	3	33	
Seguro	10	10	100	1	10	1	10	3	30	3	30	10	100	0	0	3	30	3	30	1	10	3	30	10	100	
Alta Durabilidad	9	10	90	3	27	10	90	0	0	10	90	3	27	1	9	1	9	10	90	1	9	0	0	10	90	
Multifuncional	8	3	24	10	80	3	24	3	24	1	8	10	80	1	8	3	24	10	80	10	80	1	8	3	24	
Fácil de usar	7	3	21	3	21	1	7	0	0	0	0	1	7	0	0	10	70	0	0	0	0	0	0	0	0	
Fácil Limpieza	6	10	60	10	60	10	60	3	18	10	60	3	18	3	18	1	6	10	60	1	6	3	18	10	60	
Automático	5	10	50	10	50	10	50	3	15	3	15	10	50	3	15	10	50	3	15	3	15	3	15	1	5	
Fácil de instalar	4	10	40	1	4	3	12	10	40	0	0	3	12	0	0	0	0	1	4	10	40	10	40	1	4	
Ligero	3	3	9	3	9	1	3	3	9	10	30	3	9	1	3	1	3	5	15	10	30	10	30	0	0	
Silencioso	2	3	6	1	2	0	0	1	2	3	6	3	6	0	0	1	2	3	6	0	0	0	0	0	0	
Estético	1	0	0	0	0	0	0	3	3	10	10	10	10	10	10	0	0	3	3	0	0	1	1	1	1	
Total			531		416		409		263		371		465		96		230		449		202		153		353	

Nota. En esta tabla se muestran los criterios más relevantes a tener en cuenta para diseñar el dispositivo.

Tabla 6.

Parámetros para la evaluación de alternativas

Criterio	Valor	Porcentaje
Seguridad	531	20
Costo	465	18
Mantenimiento	449	17
Funcionalidad	416	16
Precisión	409	16
Durabilidad	353	13
Total	2623	100

Como resultado de la matriz, la seguridad del operador al usar el dispositivo fue el factor más destacado, lo cual va ligado tanto a los parámetros de operación como los mismos valores con los que se calculen todos los elementos. Luego es indispensable pensar en un diseño económico y a su vez con un régimen de mantenimiento que se ajuste a este concepto sin disminuir la durabilidad del mismo. Finalmente, como ya se había especificado, la funcionalidad del mismo en función de su versatilidad es fundamental para un óptimo uso del mecanismo, el cual debe ejecutar sus funciones con precisión para una buena adquisición de información lo cual es imprescindible para la veracidad de los resultados.

4.3. Subsistemas

4.3.1. Subsistema motriz

Este conjunto se encargará de generar un desplazamiento relativo entre la muestra generadora de desgaste y la muestra que se encuentra fija para recibirla. Dentro de las opciones a considerar, tenemos al vástago de la misma MTS Bionix 370.02 como originador de dicho movimiento y se tiene el concepto de un motor para generar el roce de las muestras por un movimiento rotacional. También es posible la necesidad de emplear alguna metodología de transmisión de dicho movimiento con medidas precisas, pues es imprescindible comprender que el espacio que brinda la máquina es significativamente limitado y uno de los criterios de diseño que se quiere mantener es no comprometer de forma innecesaria o perjudicial a la celda de carga o al vástago evitando voladizos o piezas flotantes.

Por ende, los parámetros a tener en cuenta son:

- Selección del sistema generador de movimiento.
- Selección de elementos de acople.

- Diseño de sistema de transmisión de cargas.
- Selección de materiales.

4.3.2. Subsistema de soportes para la aplicación de esfuerzos

Este subsistema es el encargado de recibir y transmitir los esfuerzos mediante los cuales se ejercerá la presión de contacto y por ende la fuerza de compresión. Esto le será permitido por medio de algunas estructuras de acero comercial, capaces de resistir las cargas generadas por la misma geometría del dispositivo, además de adaptarse a las medidas exigidas por la biometría de las muestras que serán sometidas al ensayo de desgaste. Es importante tener en cuenta que la zona donde se va a desempeñar este subsistema implica el contacto directo los elementos que se analizarán, los cuales a su vez muy seguramente mojarán las piezas. Es por esto que se estima usar algún tipo de acero inoxidable, con el fin de evitar el deterioro de las partes del conjunto y ocasionar una posible falla durante su uso.

Bajo estas consideraciones, los ítems a considerar para el correcto funcionamiento de este conjunto serían los siguientes:

- Diseño de los sujetadores de la muestra móvil que dará origen al desgaste y de la muestra estática.
- Diseño de los soportes de sujeción a la máquina.
- Diseño de los soportes para los elementos adicionales implicados en otros subsistemas.
- Selección de materiales.

4.3.3. Subsistema de control electrónico

Es necesario emplear algún sistema de lectura del fenómeno que haga funcionalmente cuantificable el dispositivo, es por esto que se debe tener en cuenta un subsistema encargado de

recibir dicha información y que también permita alterar las variables de operación de tal forma que se puedan estudiar diferentes escenarios de forma precisa. También se busca la practicidad de su uso y lectura, de tal forma que la persona que vaya a realizar las prueba no tenga complicaciones con él, sea un estudiante que lo usa por primera vez, o el mismo auxiliar. Por esto mismo desde un principio se eligió un sensor de torque comercial como parte fundamental del dispositivo.

Entonces se pueden tener en cuenta los siguientes criterios para una propuesta óptima del conjunto de elementos electrónicos de control:

- Selección del sensor de torque comercial.
- Selección de dispositivos de control de variables de entrada al ensayo.
- Cableo.

5. Descripción del diseño

Actualmente existen diferentes mecanismos que permiten el estudio de desgaste en rodilla, sin embargo, son pocos los modelos desarrollados en Latinoamérica y las empresas más cercanas al área se encuentran en estados unidos. A su vez, gran parte de los simuladores de fricción de rodilla no se trabajan con el tejido vivo, sino que están destinados al diseño de prótesis epóxicas o metálicas para el reemplazo parcial o completo de los elementos afectados en la rodilla.

Estos dispositivos se caracterizan por variar en función de las etapas en las cuales se divide el estudio, lo cual se debe a los grados de libertad en los cuales la rodilla tiene rango de movimiento para los diferentes planos del cuerpo.

Entre más etapas se desarrollen, mejor se puede apreciar individualmente el efecto de cada movimiento en el comportamiento tribológico de la articulación, pues simular todos los efectos en una sola etapa con precisión compromete los resultados debido a una significativa dificultad. Es

por esto que se desarrollan bancos de una etapa individual cuando se quiere estudiar un rango específico, permitiendo examinar de forma detallada sus variables; este proyecto busca el análisis del movimiento de flexo-extensión de la rodilla el cual se desarrolla significativamente en el plano sagital del cuerpo por lo que se puede pensar en un equipo de única etapa.

5.1. Alternativas de dispositivos para estudiar desgaste en cartílago de rodilla por fricción

5.1.1. Simuladores de plataforma deslizante

Dentro de los dispositivos usualmente usados para la medición de desgaste de cartílago incluyendo los fenómenos tribológicos encontramos el de plataforma deslizante. Esta estructura actúa como una especie de carril orientado por unas guías en función de la dirección en la cual se efectúa el movimiento generador de fricción. De esta manera, la celda donde se encuentra ubicada la muestra que capta el impacto está unida por medio de un resorte a un dinamómetro¹⁰ para sensar la fuerza de desgarre que se genera entre las superficies en contacto mientras un elemento biológico o de un material específico rota gracias a un motor o gira en forma de péndulo.

En caso de ser requerido, la celda de carga (la cual debe ubicarse en la estructura de la plataforma) puede medir la carga axial del sistema y brindar la información por medio de un transductor¹¹ al sistema de lectura de señales.

¹⁰ Dinamómetro: instrumento de medición de fuerzas.

¹¹ Transductor: dispositivo para la conversión de señales eléctricas empleado en los sistemas de control y automatización de un proceso.

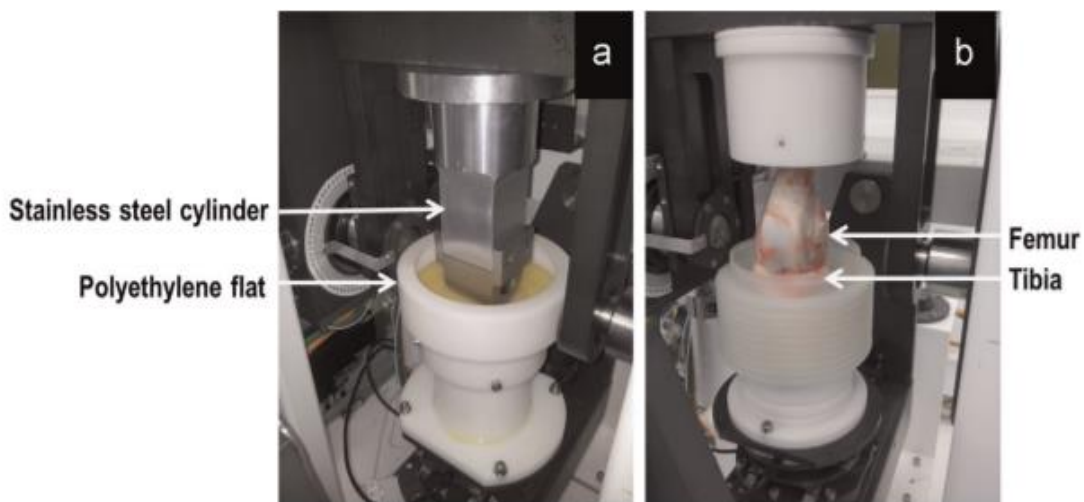
Tabla 7.

Ventajas y desventajas de un simulador de plataforma deslizante

Ventajas	Desventajas
Puede llegar a ser un conjunto muy compacto	Diseño complejo
Permite la obtención de información de diferentes fenómenos	Requiere de muchas piezas lo cual implica un mantenimiento riguroso
Da la posibilidad de simular el comportamiento de los ligamentos y tendones por elementos de amortiguación	Costoso
La alternativa se acopla a múltiples métodos de ejecución	Es muy susceptible a vibraciones significativamente altas

Figura 10.

Simulador de desgaste de rodilla de plataforma deslizante



Nota. En la imagen a) se realizar una prueba de desgaste de una pieza con curvatura similar a la de la rodilla hecha de acero inoxidable vs una placa de polietileno mientras que en la b) se está llevando a cabo otro ensayo con el fémur y

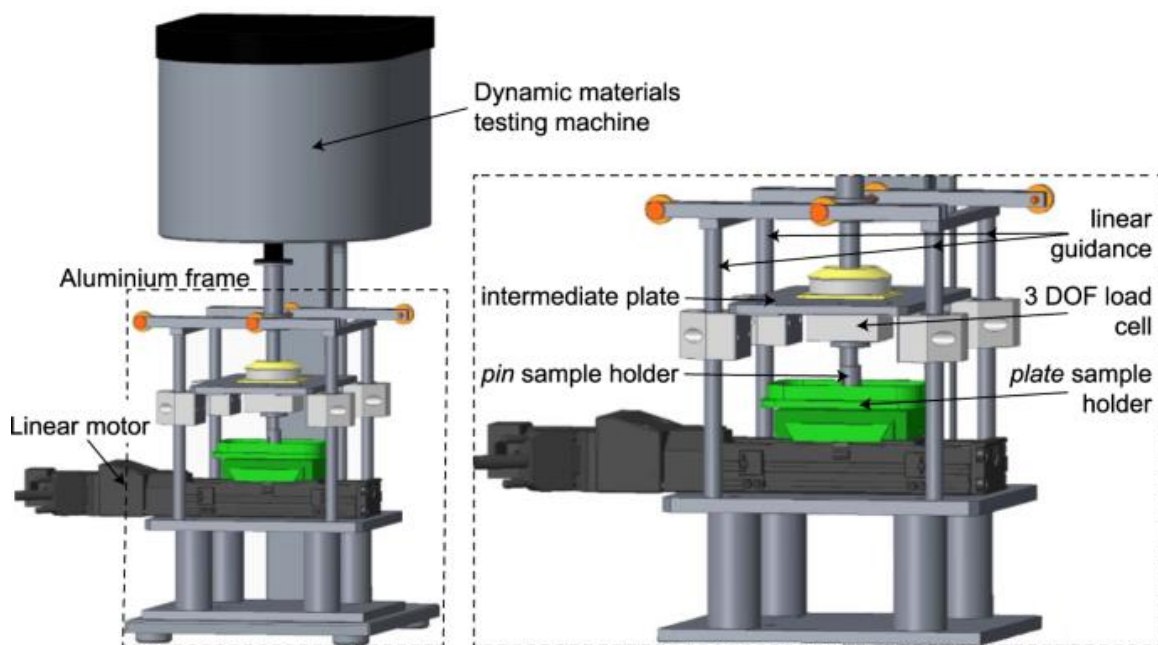
la tibia de un cerdo. Tomado de *Tribology studies of the natural knee using an animal model in a new whole joint natural knee simulator*, Journal of Biomechanics 48 (p. 3006), por Fisher *et al.*, 2015, University of Leeds.

5.1.2. Simuladores de motor lineal

En este tipo de simuladores también tienen una plataforma que se desplaza gracias al accionamiento de un motor lineal, por lo que permite controlar la velocidad y el rango de movimiento, así como la frecuencia del mismo durante la prueba. Este motor usualmente está acoplado a una estructura en la cual se encuentran las celdas de carga de fricción y de carga axial. Generalmente necesita de estructura con poca sensibilidad a las cargas radiales en sus elementos o de un diseño óptimo y adaptable a los requerimientos del sistema.

Figura 11.

Simulador de motor lineal



Tomado de *Articular cartilage and meniscus reveal higher friction in swing phase than in stance phase under dynamic gait conditions*, Scientific Report 9 Article 5785 (p. 3), por Meßemer *et al.*, 2019.

Tabla 8.*Ventajas y desventajas del simulador de motor lineal*

Ventajas	Desventajas
Permite controlar la velocidad y el desplazamiento del fenómeno	Ocupa un espacio significativo
El mismo peso de la estructura que sujeta las celdas amortigua su movimiento	Realiza un movimiento lineal por lo que se pierde la naturaleza del fenómeno de flexo-extensión natural
Brinda la capacidad de incluir celdas de lubricación	Muy costoso
Es perfecto para trabajar ensayos de fricción en diferentes geometrías (pines o piezas redondas)	Es muy susceptible a vibraciones significativamente altas

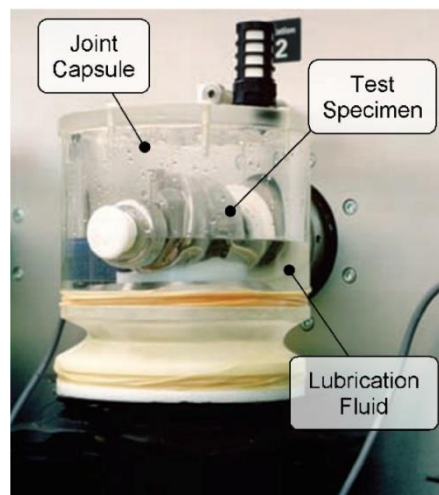
5.1.3. Simuladores de eje rotante

Este tipo de simuladores busca transmitir un torque específico mediante un motor a un eje para efectuar un movimiento rotacional similar al del rango de flexión y extensión de la pierna, por esto los resultados obtenidos en las pruebas de desgaste no solo revelan las características tribológicas entre las superficies en contacto. Gracias a esta característica es la metodología más empleada después del simulador de plataforma deslizante con péndulo para realizar pruebas para materiales de prótesis¹² e incluso de material biológico.

Tabla 9.*Ventajas y desventajas del simulador por eje rotante*

¹² Prótesis: dispositivo que busca reemplazar una parte del cuerpo con el fin de cumplir con su misma función de forma parcial o completa.

Ventajas	Desventajas
Montaje práctico	La velocidad del movimiento se limita a la sensibilidad del motor
Simula un movimiento muy similar al de la rodilla	Requiere de una buena disposición de cableo y alimentación según sea el caso (electrónico, hidráulico o neumático)
Costos viables	Vibraciones considerables
Puede generar torques altos	El eje condiciona el tamaño de las muestras y viceversa, puede requerir un eje específico para cada caso específico

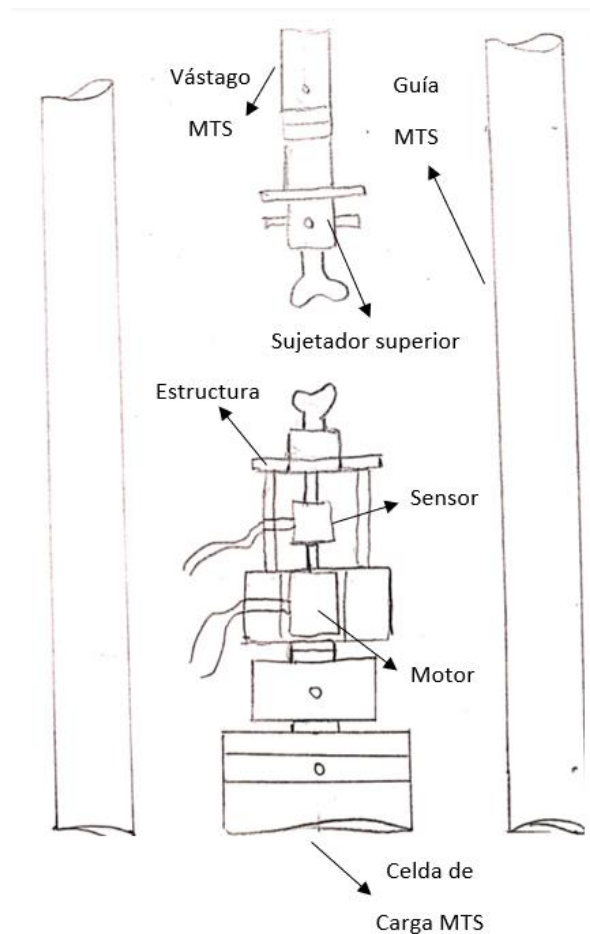
Figura 12.*Simulador de eje rotacional*

Tomado de *Continued Development of a Joint-Type Knee Wear Simulator*, Thesis (p. 17), por Merwe, 2012, Universidad de Stellenbosch.

5.2. Planteamiento de alternativas

5.2.1. Alternativa I

Figura 13.*Alternativa I*



Como primera opción se proponen dos estructuras que desempeñan el papel de soporte. Uno de ellos correspondería a un soporte superior el cual se encargará de albergar a la muestra fija. Esto se debe a la expectativa de no comprometer al vástago de la MTS Bionix 370.02 pues se pueden generar cargas radiales y afectar su desempeño e incluso llegar a provocar el balanceo de la misma máquina. Además, se tuvo en cuenta la sugerencia de un soporte ligero en aras de ser congruentes con el criterio anteriormente expuesto.

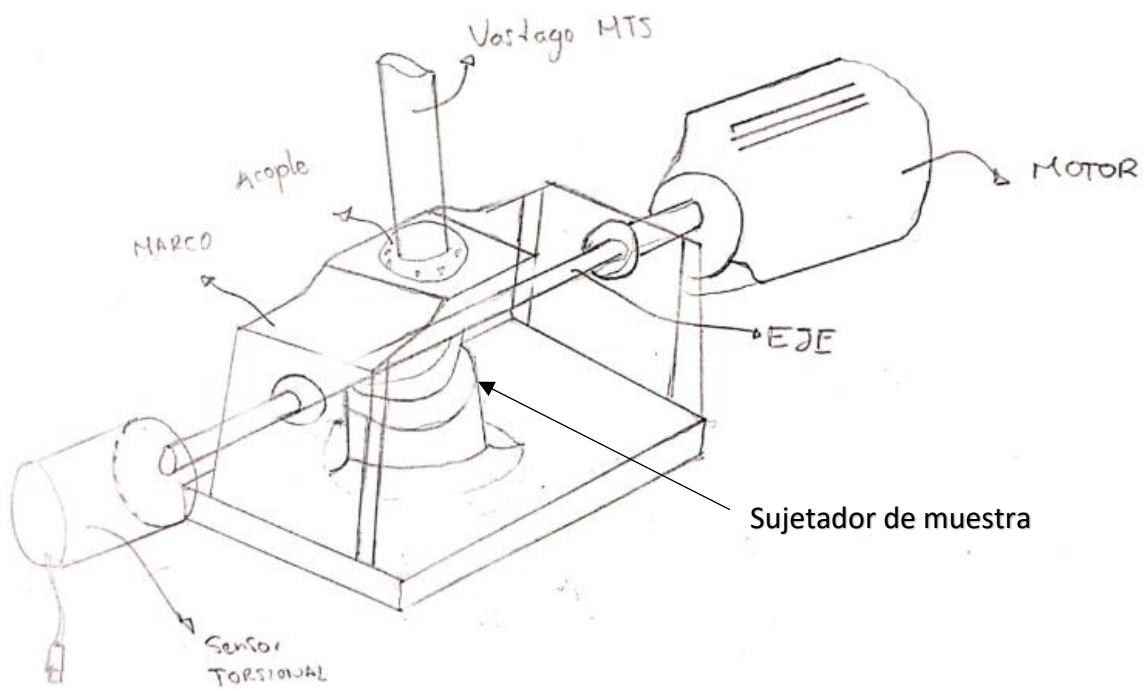
Por otra parte, se tiene una estructura acoplada a la celda de carga por la parte inferior la cual se encargará de sujetar la muestra móvil, un sensor torsional y un motor que permita realizar un movimiento rotacional, de esta forma una vez los elementos estén en contacto y se encuentren

sometidos a la carga axial deseada para el ensayo, por medio de un computador se puede programar el motor para que empiece la prueba mientras se obtiene la información por medio del sensor.

5.2.2. Alternativa II

Figura 14.

Alternativa II

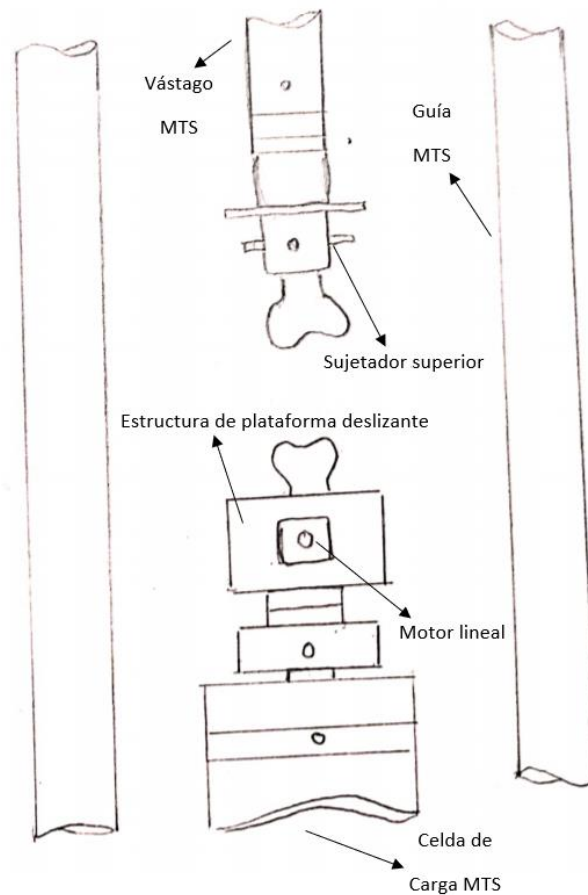


Esta alternativa se caracteriza por la ejecución de un movimiento rotatorio guiado por un eje de material inoxidable, el cual deberá encontrarse acoplado a un sensor torsional que suministrará la información de la prueba y a un motor el cual podría incluso programarse para girar en los grados de interés según el rango de la rodilla. Este mecanismo permite simular de una forma óptima el movimiento de flexión y extensión, sin embargo, se debe estudiar el comportamiento del eje y los soporte con el fin de garantizar la seguridad del dispositivo y del operador.

5.2.3. Alternativa III

Figura 15.

Alternativa III



Para este caso se propuso efectuar el movimiento por medio de una plataforma deslizante empujada y retraída por un motor lineal, dicho mecanismo deberá ser sostenido por una estructura la cual también se encargará de apoyar los transductores y demás elementos que complementan el funcionamiento de la placa. A su vez, en esta zona deberá estar acoplada la muestra móvil para realizar el desgaste junto con un sistema de amortiguación para asegurar un estudio coherente como ya se ha visto en la literatura.

5.3. Evaluación de alternativas y selección

Una vez analizados los parámetros de mayor importancia obtenidos en la matriz QFD de criterios y las características de cada una de las alternativas, se procede a analizar cada una de las alternativas con respecto a estos, bajo los mismos criterios de ponderación expuestos en la Tabla 4. con el fin de identificar la opción que más se ajusta a los requerimientos y al fenómeno que se quiere simular.

Tabla 10.

Matriz QFD para la evaluación de alternativas

CRITERIO	%	ALTERNATIVA 1		ALTERNATIVA 2		ALTERNATIVA 3	
Seguridad	20	1	0,2	10	2	10	2
Costo	18	10	1,8	1	0,18	3	0,54
Mantenimiento	17	1	0,17	3	0,51	3	0,51
Funcionalidad	16	3	0,48	10	1,6	3	0,48
Precisión	16	3	0,48	10	1,6	3	0,48
Durabilidad	13	10	1,3	10	1,3	10	1,3
TOTAL			4,43		7,19		5,31

Tabla 11.

Criterios de ponderación de la matriz QFD para la evaluación de alternativas

Calificación	Valor
Alto	10
Medio	3
Bajo	1
Ninguno	0

Una vez realizadas las comparaciones respectivas, se pudo determinar a la alternativa II como la propuesta más conveniente y óptima para el desarrollo del dispositivo. Se priorizó la naturaleza del movimiento que esta puede brindar pues se asemeja lo suficiente al comportamiento natural de la rodilla de tal forma que se puede obtener información de gran relevancia, además, enfoca bastante el fenómeno específico que se quiere tratar en el proyecto el cual corresponde a la flexión y extensión de esta articulación. Por otra parte, si bien la velocidad de ejecución del estudio de fricción no se puede controlar mediante la misma MTS Bionix 370.02 si es posible hacerlo con la velocidad del motor, esto sugiere entonces que sería provechoso incluir un motor paso a paso¹³ que cumpla con las exigencias de las cargas del sistema y que a su vez controle la posición angular del eje. Una vez completada esta etapa se puede proceder al desarrollo del proyecto teniendo en cuenta las propiedades mecánicas de los elementos de la rodilla, teniendo en cuenta a su vez el espacio que la máquina tiene disponible para el dispositivo.

¹³ Motor paso a paso: dispositivo electromecánico capaz de transformar pulsos eléctricos en desplazamientos angulares.

6. Proceso de diseño

6.1. Dimensionamiento del banco de trabajo

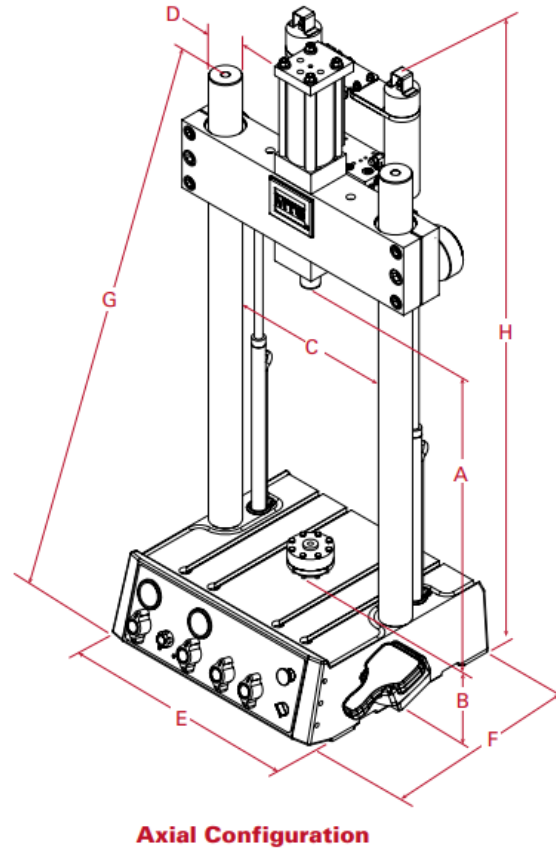
Al observar el banco del laboratorio donde se encuentra ubicada la MTS Bionix 370.02 se puede inferir que uno de los factores a tener muy en cuenta es el espacio, ya que la máquina está apoyada sobre una mesa metálica de medidas similares. Esto implica que el dispositivo no tendrá área de apoyo abundante, sino por el contrario, deberá limitarse a la estructura inferior del equipo donde se encuentran el tablero de operaciones o en su defecto, deberá sujetarse de las guías¹⁴, la celda de carga o el vástago directamente.

Hay que tener presente, que si bien la máquina puede ejercer mucha más carga que el límite propuesto a diseñar (unos 25 kN según la ficha técnica), estos 2000 N son una fuerza considerable y puede fácilmente comprometer la integridad de los operarios y dañar los componentes del dispositivo complementario si no se realiza una buena selección de materiales y un buen diseño. Por otra parte, se busca evitar a toda costa elementos en condición de voladizo y mantener en la medida de lo posible una distribución simétrica de las cargas para no generar momentos flectores extras.

¹⁴ Guías: estructura encargada direccionar el movimiento de un mecanismo. Usualmente se usan barras para hacer deslizar un elemento a lo largo de su longitud permitiendo el desplazamiento del mismo a la posición deseada.

Figura 16.

Esquema de dimensiones de la MTS Bionix 370.02



Adaptado de *Bionix® Servohydraulic Test Systems – Model 370.02 | Compact new test platform sets global standard for configurability, ergonomics and ease-of-maintenance.* Disponible en https://corp.mts.com/en/forceandmotion/biomaterialstesting/MTS_006241?article=2.

Tabla 12.

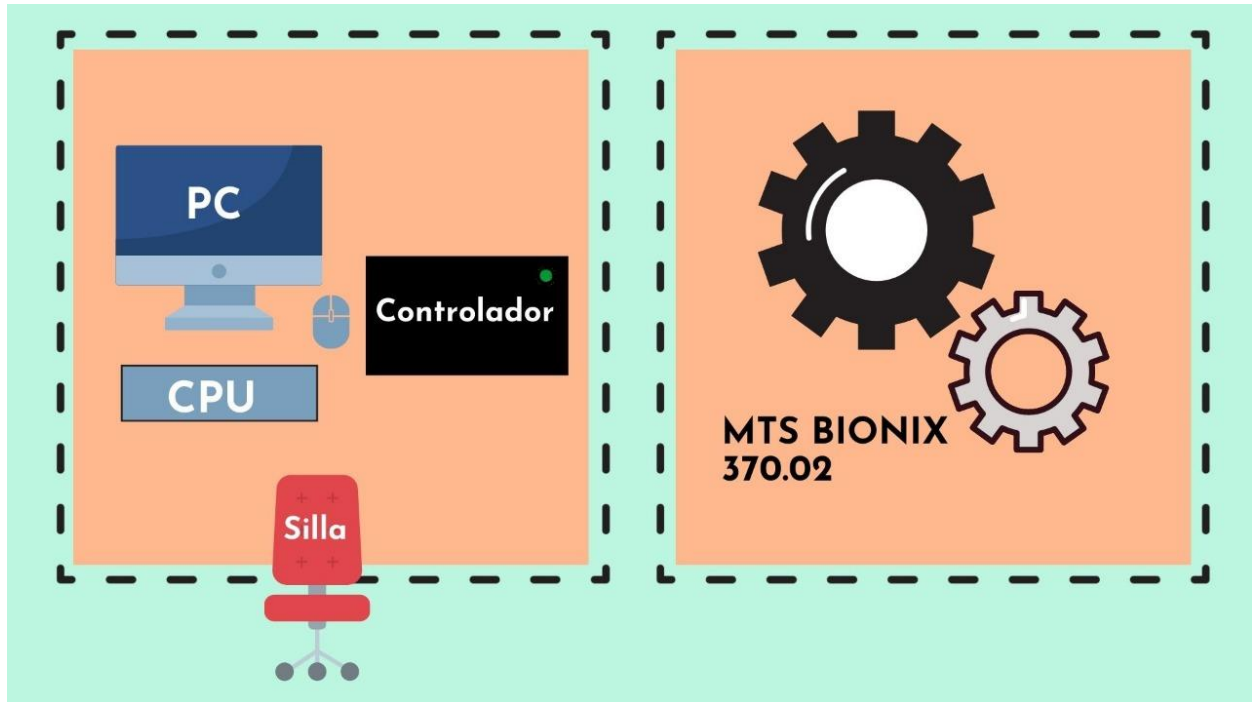
Dimensiones principales de la máquina MTS Bionix 370.02

Cota	Dimensión (mm)	
	Medida estándar	Medida para máxima extensión

A mín	221	475
A máx	904	1412
B	198	198
C	460	460
D	76.2	76.2
E	622	622
F	577	577
G	1461	1461
H	1410	1919

Información extraída de *Bionix® Servohydraulic Test Systems – Model 370.02 l Compact new test platform sets global standard for configurability, ergonomics and ease-of-maintenance*. Disponible en https://corp.mts.com/en/forceandmotion/biomaterialstesting/MTS_006241?article=2.

Según la disposición dada en el laboratorio, la máquina tiene un espacio libre total hacia el frente y en la parte posterior de 223 milímetros de los cuales, por medidas realizadas, la cara posterior de la máquina se encuentra separada de la cara posterior de la base en la que está apoyada por unos 100 mm aproximadamente. Ahora bien, si se mira el espacio libre a los costados, se tienen aproximadamente 189 mm para cada lado donde la cara lateral derecha del equipo tiene un elemento de unos 100 mm de ancho. Esta información es necesaria en caso de requerir dispositivos que no puedan estar cerca de la máquina por cuestiones eléctricas o dimensionales pues como se puede evidenciar el espacio es limitado. A continuación, se muestra un esquema del espacio de trabajo:

Figura 17.*Disposición del banco de trabajo*

Nota. Acomodar la máquina de ensayos es complicado debido a su peso, sin embargo, en caso de requerir el uso de dispositivos externos, se pueden ubicar en la mesa de cómputo.

6.2. Propiedades mecánicas y morfológicas pertinentes del cartílago de rodilla humano

Como la propuesta está basada en causar un desgaste en unas muestras de cartílago con el uso de un motor, es necesario tener un punto de referencia respecto al coeficiente de fricción existente entre los elementos que se encuentran en contacto durante el movimiento de flexión y extensión de la rodilla, ya que, junto a la geometría de las muestras, el momento de inercia de masa¹⁵ y las cargas generadas, determinarán el torque necesario para poder efectuar el ensayo. Los

¹⁵ Momento de inercia de masa: resistencia de un cuerpo de masa definida a ser acelerado respecto a uno de sus ejes rotacionales.

conjuntos que podemos encontrar serán básicamente dos: el cartílago de los cóndilos femorales o el tibial con el menisco. A su vez, puede existir contacto cartílago-cartílago por una disminución del espesor del menisco o factores morfológicos y genéticos asociados a un grosor mínimo de este.

Tabla 13.

Comparación del espesor del cartílago condilar del fémur según varios autores

Author	Test point					Maximum difference (%)
	AP	CP	PP	LP	MP	
Li G. et al. [30]	2.0 ± 0.7	2.8 ± 0.5	2.3 ± 0.4	2.6 ± 0.7	2.2 ± 0.8	
Difference with Li G (%)	0.00	33.21	12.61	40.77	19.09	40.77
Bingham J. T. et al. [32]			2.2			
Difference with Bingham J. T. (%)	9.09	15.00	8.64	30.00	19.09	30.00
Carballido-Gamio J. [33]	2.30	2.00	2.40	1.70	1.90	
Difference with Carballido G.J. (%)	13.04	16.50	16.25	9.41	6.32	16.50
Present work	2.0 ± 0.51	1.87 ± 0.59	2.01 ± 0.39	1.54 ± 0.42	1.78 ± 0.69	

Nota. Es normal encontrar variaciones en los espesores del cartílago femoral o tibial según cada estudio, pues todo organismo presenta características únicas en su anatomía. Tomado de *Mechanical Characterization of Femoral Cartilage Under Unicompartimental Osteoarthritis*, SOMIM Vol.4 No. 6 (p. 243), por Orozco *et al.*, 2014.

Como se puede apreciar, solamente un promedio de 2.5 milímetros de espesor de cartílago separan al ser humano de una articulación eficiente con un deslizamiento suave de un dolor intenso, además, es de suma importancia cuidar dicho tejido pues si bien existen técnicas modernas para la formación de fibrocartílago, no hay forma de regenerarlo de tal forma que vuelva a su estado inicial (Madeira *et al.*, 2015). Ahora bien, esta capa de cartílago se extiende bien sea por toda la superficie

condilar del fémur¹⁶ o por la meseta tibial¹⁷ y es la responsable de evitar el contacto del hueso subcondral¹⁸ de ambas estructuras y el menisco. También hay que considerar la rugosidad de su superficie, la cual no difiere del comportamiento de cualquier otra pieza sometida a desgaste. Durante su uso la superficie del cartílago de rodilla se asienta en las cavidades del menisco disminuyendo este parámetro (Ihnatouski *et al.*, 2020).

La lógica nos haría pensar que la disminución de la rugosidad en esta zona permite un mejor deslizamiento del cartílago en la rodilla lo cual es cierto, pero a su vez, dichas asperezas le brindan una estabilidad requerida a la articulación ante movimientos bruscos, los cuales en ausencia de esta característica darán paso a traumas en la estructura ósea y por ende originando osteofitos. Incluso se puede decir con total seguridad que el decrecimiento de las irregularidades superficiales del tejido cartilaginoso está directamente relacionado con su pérdida de espesor, por ende, el tipo de fibras de colágeno¹⁹ que se encuentran sometidas a esfuerzos cortantes tienen una orientación muy poco favorable ya que es cada vez más transversal a la dirección de la fuerza de fricción en función de la naturaleza del movimiento.

¹⁶ Superficie condilar del fémur: hace referencia a la superficie de los cóndilos ubicados en la zona de contacto del menisco y el fémur.

¹⁷ Meseta tibial: área de la tibia que hace contacto con la articulación de la rodilla en la que se soportan el menisco y los cóndilos femorales.

¹⁸ Hueso subcondral: es el tejido que comprende la interfase entre cartílago calcificado y no calcificado.

¹⁹ Colágeno: es la proteína más abundante en los tejidos conectivos del cuerpo.

Tabla 14.*Rugosidad del cartílago de rodillas sanas y rodillas con Osteoartritis*

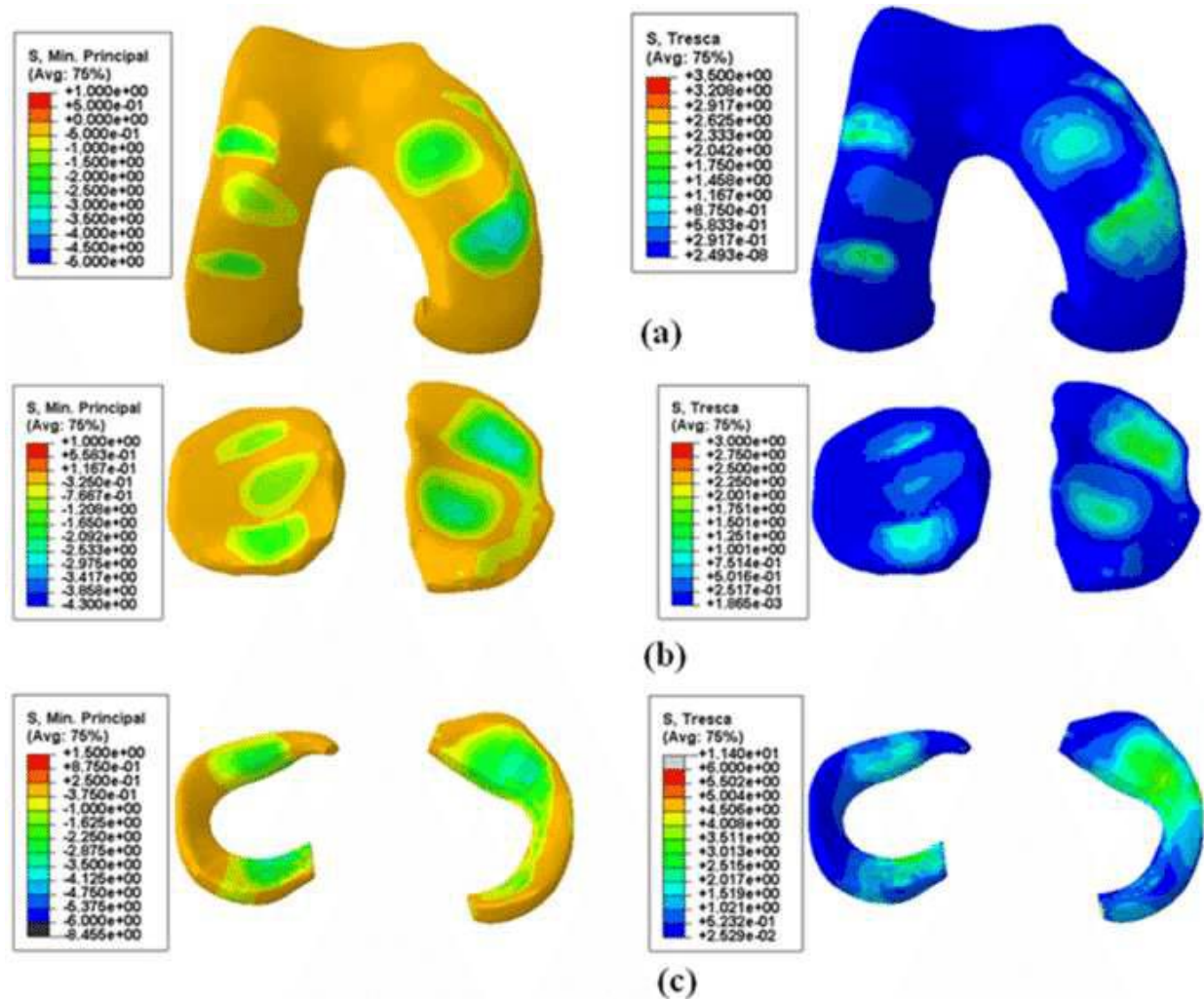
Ar [μm]	Ra [nm]	
	Rodilla Sana	Rodilla (OA)
18x18	96	65,5
9x9	86	43
3x3	28	10,5

Nota. Ar: magnitud del área escaneada, Ra: rugosidad media. Se puede apreciar una disminución considerable de la rugosidad en las rodillas en condición de osteoartritis. Información extraída de *AFM-Based Method for Measurement of Normal and Osteoarthritic Human Articular Cartilage Surface Roughness*, Materials, 13, 2302 (p.1-13), por Karev *et al.*, 2020.

También es importante tener claro la capacidad de esfuerzos que pueden soportar tanto el cartílago tibial y femoral, como los meniscos, los cuales debido a su geometría y a su composición logran distribuir de forma muy eficiente los esfuerzos cortantes y soportar también los esfuerzos axiales. Claramente esta distribución de esfuerzos dependerá de la carga aplicada y fue imposible encontrar un estudio el cual sometiera unas muestras de rodillas humanas a 2000 N de carga específicamente para observar el comportamiento, sin embargo, en la Figura 18. se puede ver un caso de estudio en el que es sometida a 1150 N, de esta manera se puede tener un punto de referencia. Por otra parte, todas las muestras son diferentes, por ende, la distribución de esfuerzos dependerá exclusivamente de los elementos que se estudien.

Figura 18.

Distribución de esfuerzos en el cartílago tibial, femoral y de los meniscos a 1150 N



Nota. (a) Distribución del cartílago femoral (b) distribución del cartílago tibial y (c) distribución de esfuerzos en los meniscos. A la izquierda se muestran los esfuerzos de compresión y a la derecha los esfuerzos cortantes. Tomado de *The effect of varying degrees of radial meniscal tears on the knee contact stresses: A finite element analysis*, Advanced Materials Research Vol. 304 (p. 139), por Yinghai et al., 2011.

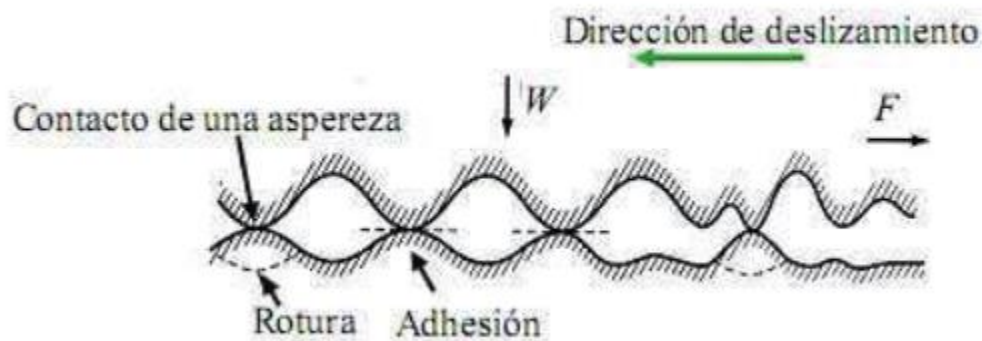
6.3. Estudios de fricción del cartílago de la rodilla

Para interpretar correctamente la información ofrecida por la literatura es necesario comprender la naturaleza elastoplástica de las superficies como modelo, el cual propone considerar

pequeñas deformaciones en las irregularidades superficiales de un sistema tribológico²⁰ que se encuentran en contacto, las cuales pueden comportarse de forma elástica o plástica. En otras palabras, algunas de estas “puntas” que caracterizan la rugosidad de los materiales, se deforman y recuperan o no su forma e incluso pueden romperse y por esto a mayor movimiento relativo entre las superficies en función del tiempo, su acabado superficial es menos irregular.

Figura 19.

Esquema de superficies en contacto



Nota. A escala macroscópica las superficies se ven relativamente lisas, sin embargo, a escala microscópica sus irregularidades son notorias. Tomado de *Comportamiento Al Desgaste En Pasadores Fabricados de Acero Aisi 1045*, Editorial Académica Española (p. 10), por Borges et al., 2013.

Por lo tanto, cuando se observa a simple vista el cartílago se podría deducir que su capa exterior es completamente lisa, sin embargo, al verlo bajo un microscopio, nos daremos cuenta de la gran irregularidad que presenta dando origen a un factor de fricción al deslizarlo ya sea con el

²⁰ Sistema tribológico: es un conjunto de elementos que consta de las superficies que se encuentren en contacto y el entorno en el que estén.

menisco o con otra muestra de su misma composición. Según varios autores, dicha propiedad tiene un valor que puede variar desde los 0,001 a valores de 0,035 aproximadamente como se puede apreciar en la Tabla 15. cuya variación se debe a diversos factores entre ellos la edad de la muestra, si sufre de alguna patología²¹, su composición química, las cargas aplicadas entre otras.

Tabla 15.

Coefficientes de fricción estático de las juntas sinoviales

Autor(es)	μ_s
Serway et al., (2010)	$\approx 0,01$
Ackroyd et al., (2009)	$\approx 0,01$
Guilak (2005)	$\approx 0,002$
Chiroiu (2009)	$\approx 0,0013$
Mow y Ateshian (1997)	$\approx 0,002$
Malcom (1976)	$\approx 0,002$

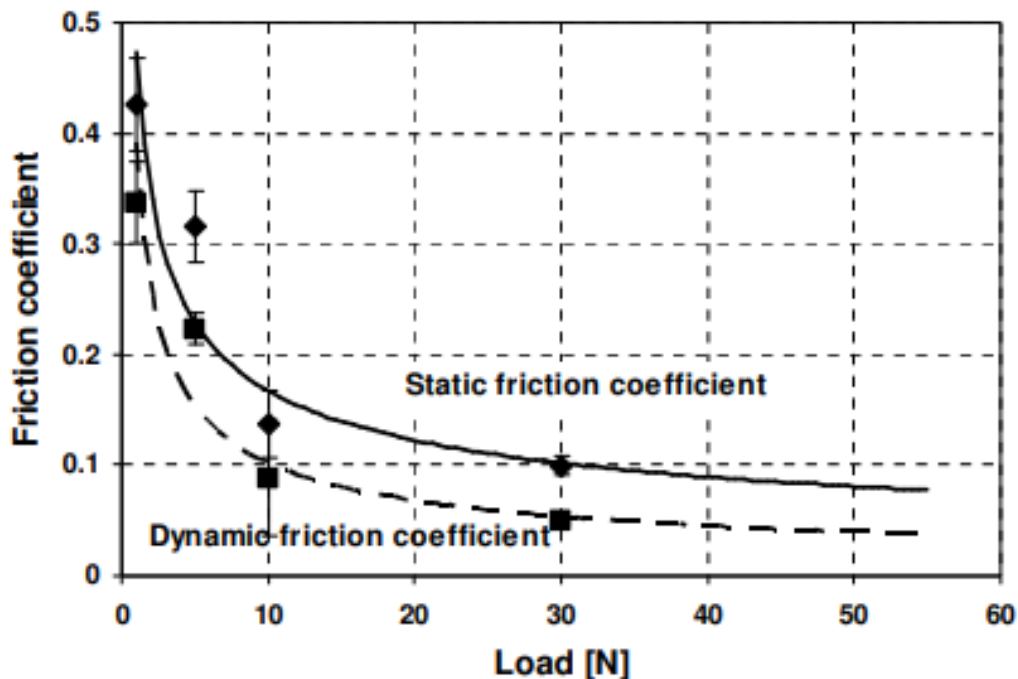
Según la tabla anterior, podría surgir la duda sobre que factor realmente debería utilizarse pues son valores significativamente diferentes, ya que las películas de lubricación al igual que el lubricante que se use es determinante en este valor. Cabe aclarar que cuando se analiza la articulación bajo las condiciones naturales de un paciente vivo sin deterioro cartilaginoso o alguna anomalía morfológica, el coeficiente de fricción estático de la rodilla puede alcanzar valores

²¹ Patología: enfermedad de naturaleza específica.

inferiores al 0,005 como se puede evidenciar en la literatura. Sin embargo, cuando se analiza fuera de sus condiciones naturales este factor se ve seriamente afectado con valores superiores al 0,01. Aun así, tampoco se debe pensar que su magnitud crecerá desmedidamente según la carga y las condiciones del ambiente, pues está condicionada a las mismas propiedades bioquímicas y morfológicas de la estructura.

Figura 20.

Coeficientes de fricción del sistema cartílago vs cartílago



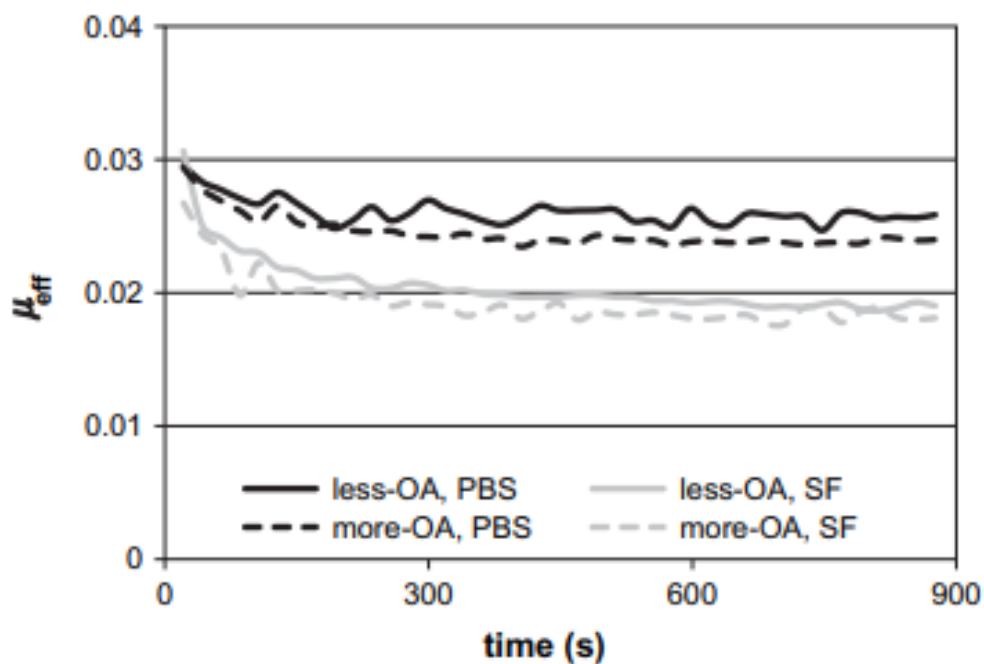
Nota. Los valores registrados en la gráfica se dieron bajo el uso de solución salina. Tomado de A *RATIONAL FRICTION TEST USING A HUMAN CARTILAGE-ON-CARTILAGE ARRANGEMENT*, Tribology letters (p.4), por Etsion et al., 2006.

Como era de esperarse según el modelo elastoplástico a medida que aumenta la carga normal, los coeficientes de fricción disminuyen tal como se muestra en la Figura 20. Este comportamiento es quizás un poco inesperado ante el sentido común pues se creería que mientras

mayor compresión haya en la rodilla, mayor será este factor, pero se debe visualizar que dicha carga deforma y rompe las irregularidades superficiales, dejándolas más uniformes y por ende, no se presenta un número alto de obstrucciones y sí un mejor deslizamiento. Este comportamiento se puede apreciar incluso en rodillas con condición de osteoartritis.

Figura 21.

Coefficiente de fricción en rodillas con condición de osteoartritis



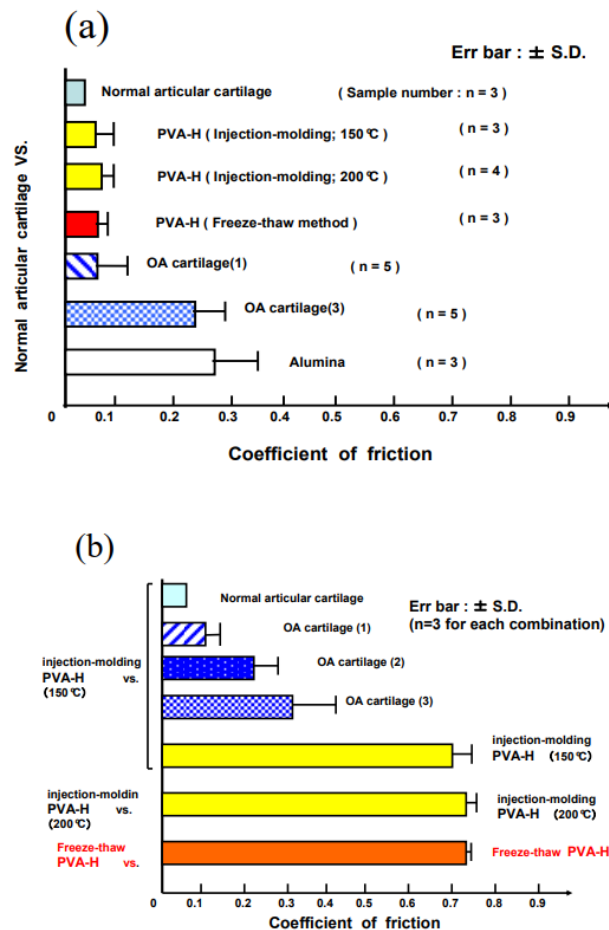
Nota. Si bien el ensayo se realizó a una carga constante de tan solo 6,27 N, se prologó el desgaste de las muestras durante 900 segundos por lo que se puede inferir que hubo asentamiento entre las superficies y por eso una disminución del coeficiente de fricción. Tomado de *Investigation of the frictional response of osteoarthritic human tibiofemoral joints and the potential beneficial tribological effect of healthy synovial fluid*, Osteoarthritis and Cartilage 17 No 10 (p. 1329), por Gardner et al., 2009.

En el presente proyecto pretende diseñar y modelar un dispositivo el cual pueda trabajar con material biológico, y si bien se puede usar líquido sinovial como lubricante, el criterio de

diseño estará basado en el uso de solución salina ya que es más asequible y práctico. Esta sustancia a su vez ha mostrado brindar unas condiciones tribológicas óptimas y en cierto grado similares a las de la rodilla en su funcionamiento común.

Figura 22.

Coefficientes de varios materiales

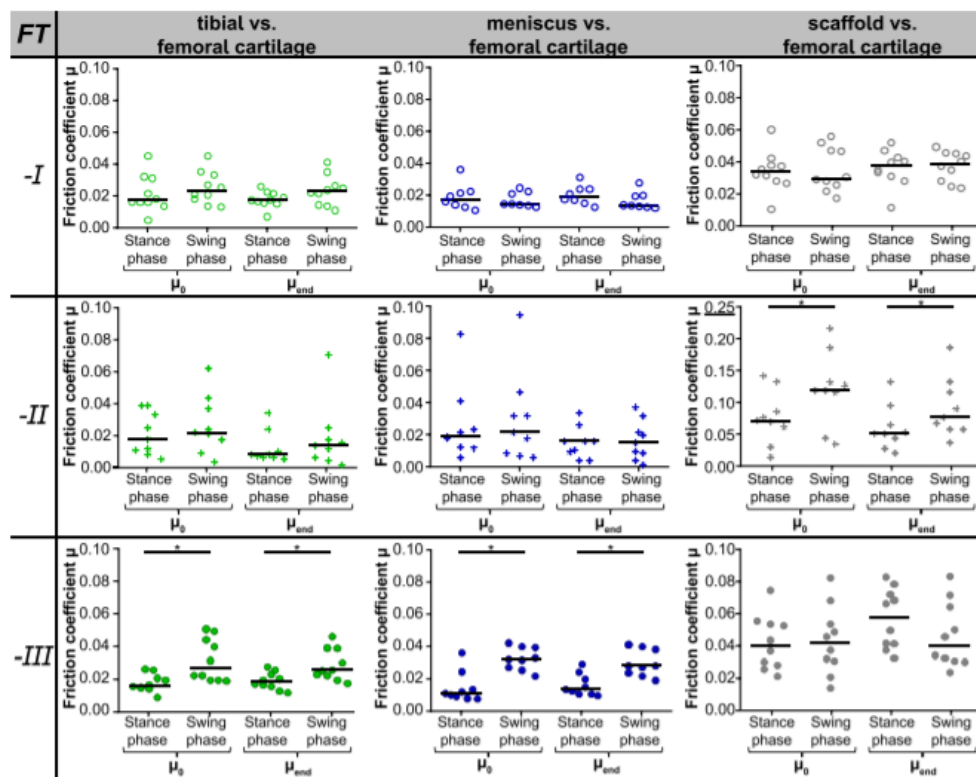


Nota. En la figura a) se muestra el valor del coeficiente de fricción obtenido para el conjunto cartílago-cartílago con un resultado de aproximadamente 0,03 bajo solución salina. Tomado de *Development and Evaluation of Polyvinyl Alcohol-Hydrogels as an Artificial Articular Cartilage for Orthopedic Implants*, Materials 3 (p. 2760), por Kobayashi y Hyu 2010.

Del mismo modo, es necesario notar el comportamiento que tienen todos los elementos del sistema tribológico pues hasta el momento se trató de individualizar las características de cada uno, sin embargo, la interacción entre ellos altera por completo el fenómeno de fricción en la articulación. Claramente tampoco se puede caer en el concepto erróneo de pensar que este valor escape de los rangos anteriormente mencionado, pero sí existen cambios que pueden comprometer la rodilla a largo plazo.

Figura 23.

Caso de factores de fricción del cartílago y meniscos



Nota. La prueba I se realizó con una carga constante de 16,5 N mientras se realizaba un movimiento a velocidad controlada por un motor lineal. Los casos II y III se realizaron con una carga variable con un máximo de 25 N con entradas de velocidad específicas. Cabe resaltar que, si bien hay cambios, siempre los elementos se manejan dentro

de los valores esperados. Tomado de *Articular cartilage and meniscus reveal higher friction in swing phase than in stance phase under dynamic gait conditions*, Scientific Reports 9:5785 (p. 5), por Stein et al., 2019.

Teniendo en cuenta todos los resultados recopilados, se puede concluir que se puede evidenciar una clara inclinación a un rango específico de valores para el coeficiente de fricción que predomina en los elementos de la rodilla. Bajo estos criterios se decidió diseñar con un valor de este factor de 0,035 ya que representa una magnitud alta en comparación con los valores encontrados y le brinda al diseño la criticidad necesaria para un dimensionamiento seguro.

6.4. Anatomía condilar del fémur y de la tibia

Para poder diseñar los sujetadores basta con conocer las dimensiones condilares del fémur, esto se debe a que en su epífisis distal²² es significativamente más ancha que la meseta tibial, por otra parte, la diáfisis presenta un diámetro similar a la diáfisis femoral. Esta zona es la que se estima que funcionará como anclaje con el soporte por medio de tornillos de sujeción. Actualmente en el laboratorio hay 2 de estos los cuales han sido empleados en ensayos de compresión y de tracción para el estudio de rodilla de cerdos y respecto a los cuales se basarán los de este proyecto.

²² Epífisis distal del fémur: estructura femoral que hace parte de la articulación de la rodilla.

Figura 24.

Modelo de soporte inferior presente en el laboratorio

**6.5. Toma de medidas in situ y su comparación**

Si bien en la web se puede encontrar bastante información respecto a las dimensiones de los huesos involucrados en la articulación de rodilla, se tuvo la posibilidad de realizar las mediciones de los huesos de la rodilla de un hombre de 73 años de edad de Girón, Santander en Colombia gracias a una familia voluntaria. El periodo de descomposición corresponde a 5 años por lo que evidentemente las capas de cartílago ya no están presentes, a su vez, la porosidad del fémur y de la tibia es notoria a simple vista dejando una estructura frágil inclusive al contacto debido en parte a una alta presencia de humedad.

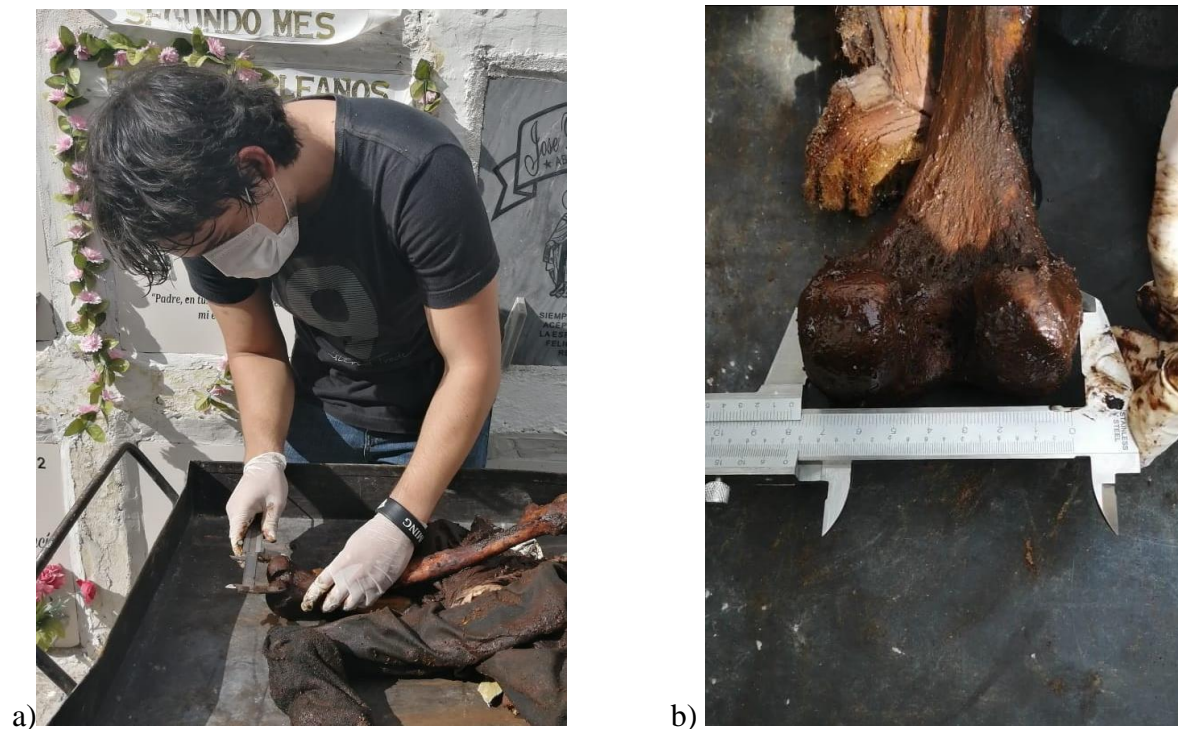
Se puede decir que el tejido disminuye su tamaño en un pequeño porcentaje debido a la deshidratación²³ del mismo, a pesar de esto, se realizaron las medidas pertinentes para tener en cuenta a la hora de diseñar los sujetadores y la información se comparó con las dimensiones encontradas en la literatura. Durante este proceso nos dimos cuenta de que la información varía en

²³ Deshidratación: debido a las condiciones ambientales, térmicas y la fauna desarrollada en recinto del cuerpo estudiado, este pierde gran parte del agua que tiene dentro de sí.

un porcentaje significativo con cada estudio que se analiza, lo cual es una muestra clara de como cambia la morfología ósea según el punto geográfico de la población a la cual se le realicen las medidas.

Figura 25.

Mediciones de la rodilla de un cuerpo exhumado²⁴

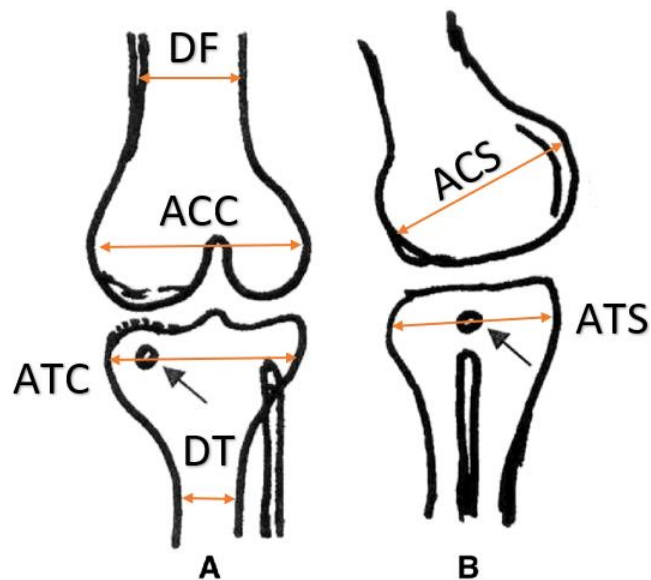


Nota. a) Medición de un fémur derecho con calibrador con una precisión de 0,02 mm y b) medición del ancho de la epífisis distal.

²⁴ Cuerpo exhumado: hace referencia a la extracción de los restos de un cuerpo que antes estuvo enterrado.

Figura 26.

Parámetros a medir y comparar



Nota. a) Vista Frontal y b) vista lateral de la rodilla; DF: máximo diámetro de diáfisis femoral, DT: máximo diámetro de diáfisis tibial, ACC: ancho condilar en plano coronal, ATC: ancho de la meseta tibial en el plano coronal, ACS: ancho condilar en el plano sagital, ATS: ancho tibial en el plano sagital. Imagen base extraída de *Extracorporeal shockwave therapy shows a number of treatment related chondroprotective effect in osteoarthritis of the knee in rats*, BMC Musculoskeletal Disorders 2013, 14:44, por Wang et al., 2013.

Tabla 16.

Comparación de medidas correspondientes al plano sagital

Estudio	ACS [mm]	ATS [mm]
Loures et al. (2017)	63,6	48,5
Maletsky et al. (2015)	66,4	-
Este estudio	61,3	45,7

Tabla 17.*Comparación de medidas correspondientes al plano coronal*

Estudio	ACC [mm]	ATC [mm]
Loures et al. (2017)	71,4	70,5
Maletsky et al. (2015)	87,4	80,3
Este estudio	79,3	77,1

Nota. Si bien las medidas del plano sagital demostraron un patrón similar de dimensiones, el plano coronal tuvo variaciones significativas. Se les atribuye este comportamiento a factores demográficos.

Tabla 18.*Comparación de diámetros máximos femorales y tibiales*

Estudio	DF [mm]	DT [mm]
Machado y Pereira (2015)	≈26,8	-
Nayak et al. (2021)	-	19,5
Este estudio	23,1	20,9

Si bien existen diferencias entre los diferentes estudios debido a la localización geográfica donde se realizaron, se puede decir que existe una tendencia muy particular entre las mediciones realizadas y las medidas ofrecidas por la literatura. En vista de la información suministrada, el

dispositivo funcionará para muestras cuyo corte deberá ser realizado a 10 centímetros de la cabeza condilar y en su defecto a 10 centímetros de la meseta tibial, de esta forma se garantizará su sujeción con el soporte mediante la diáfisis obteniendo así un buen agarre.

Tabla 19.

Caso de dimensiones de la zona distal del fémur

Femoral anatomical features	Systems						
	Mitutoyo absolute digimatic Vernier caliper (mm)	LPX-600 3D laser scanner (mm)	Error (mm) LPX-600 3D laser scanner	Faro arm edge (mm)	Error (mm) Faro arm edge	Phoenix v tome x s (X-ray CT scanning system) (mm)	Error (mm, %) Phoenix v tome x s (X-ray CT scanning system)
Anterior mediolateral length	25	25.094	-0.094	24.332	0.668	25.059	-0.059 (0.236%)
Posterior mediolateral length	38.26	36.681	1.579	36.195	2.065	38.257	0.003 (0.0078%)
Lateral anteroposterior diameter	45.50	45.296	0.204	45.872	-0.372	45.382	0.118 (0.259%)
Medial anteroposterior diameter	42.58	41.228	1.352	41.523	1.057	42.448	0.132 (0.310%)
Largest circumferential diameter	58.12	57.567	0.553	58.928	-0.808	58.145	-0.025 (0.043%)
Medial condyle length	32.82	32.795	0.025	32.406	0.414	32.805	0.015 (0.046%)
Lateral condyle length	29.82	28.643	1.177	28.915	0.905	29.880	-0.06 (0.201%)
Canal width above 60 mm from the distal end	32.24	30.818	1.422	34.036	-1.796	32.235	0.005 (0.016%)

Nota. En la tabla se puede apreciar que el diámetro ubicado a 60 milímetros del final de la zona distal del fémur medido por diferentes metodologías se encuentra entre los 30 y los 34 milímetros aproximadamente lo cual se distancia un poco de los valores característicos de la diáfisis en su punto medio. Esto quiere decir que a esta distancia el diámetro de la metáfisis distal está convergiendo al diámetro medio de la diáfisis femoral. Tomado de *Three-dimensional modelling of femur bone using various scanning systems for modelling of knee implant and virtual aid of surgical planning*, Measurement 141 (p. 205), por Soundarapandian y Sindhu, 2019.

6.5.1. Influencia de los tejidos conectores de la rodilla ante los esfuerzos de compresión

En base a la geometría de los sujetadores y teniendo en cuenta que la herramienta de fricción deberá ser acoplada al motor por medio de un eje y otros elementos, la distancia a la que se genere la fuerza de fricción del eje determinará el torque que deberá otorgar el dispositivo motriz para suplir las necesidades del sistema. Para esta configuración la influencia de cada milímetro

extra o menos es significativa y como se ha optado por seleccionar un motor de pasos con el fin de simular el rango de flexo-extensión de la rodilla, la cantidad de torque que puede ofrecer este grupo de motores a la escala de banco de laboratorio es limitada.

Tanto el cartílago como el hueso están compuestos en gran parte por agua y además poseen una estructura relativamente esponjosa, por lo que pueden deformarse eficientemente para amortiguar las cargas a las que son sometidos. Dicho desplazamiento puede variar el efecto palanca al que será sometido el eje y por lo tanto el motor e inclusive según la literatura consultada, factores como la velocidad de aplicación de la carga y el estado de la articulación influyen dramáticamente en este valor.

Tabla 20.

Desplazamientos verticales del fémur sometido a cargas distintas de compresión

Estudio	Desplazamiento [mm]		
	500 N	1000 N	1500 N
Wilcox et al. (2014)	0,79	1,02	1.17
Kurosawa et al. (1980)	0,66	0,87	1,04
Shrive et al. (1978)	1.0	1,28	0,81
Walker and Erkman (1975)	0,42	0,65	1,56

Nota. Todos los estudios mostrados en la tabla se ejecutaron bajo la aplicación instantánea de la carga a la cual se sometieron los fémures los cuales se encontraban unidos a la estructura completa y en buen estado (saludable) de la rodilla. Información extraída de *Computational investigation of the time-dependent contact behaviour of the human*

tibiofemoral joint under body weight, Journal of Engineering in Medicine Vol. 228 (11) (p. 1196), por Meng et al., 2014.

6.5.2. Ensayo de compresión de rodilla de cerdo

Si bien el fenómeno es completamente diferente a tener una rodilla humana, realizar un ensayo de compresión en la rodilla de un cerdo como metodología práctica para ver la influencia de los diferentes tejidos conectores en las deformaciones generadas, nos permite generar un referente sobre el comportamiento del cartílago y del hueso frente a este tipo de cargas. De hecho, el tejido cartilaginoso, óseo y conectivo porcino tiene una biocompatibilidad con el cuerpo humano muy aceptable y su adaptabilidad es excelente, además de comportarse de forma muy similar a los elementos de la rodilla humana frente a la presencia de partes biodegradables y metálicas de la industria biomédica (Krauss et al., 1998).

A su vez, el empleo de injertos de cartílago o de tendones y ligamentos ha tenido una gran aceptación dentro de los procedimientos quirúrgicos los cuales por cuestiones tecnológicas necesitaron recurrir a estas medidas gracias a sus buenos resultados (Vihavainen et al., 2003). No hasta hace muchos años, ante un deterioro comprometedor de las válvulas del corazón, estas eran reemplazadas comúnmente por unas de corazón de cerdo, pues tanto por cuestiones morfológicas e intrínsecas del tejido, su comportamiento era muy parecido.

Tabla 21.

Comparación morfológica de ligamentos de rodilla humanos y de cerdo

Muestra	ACL		PCL	
	Ancho [mm]	Largo [mm]	Ancho [mm]	Largo [mm]
Humano	12,73±1,35	37,78±3,17	14,23±5,17	40,3±7,45

Cerdo	10,86±1,08	37,0±2,8	8,2±0,94	39,68±2,45
-------	------------	----------	----------	------------

Nota. ACL: Ligamento cruzado anterior; PCL: ligamento cruzado posterior. Información extraída de *A COMPARATIVE ANATOMICAL STUDY OF THE HUMAN KNEE AND SIX ANIMAL SPECIES*, Knee; 9(4) (pp. 493-499), por Fleming et al., 2012.

Tabla 22.

Comparación morfológica de los meniscos y la cavidad intercondílea humana y del cerdo

Muestra	MM		ML		CI
	Ancho [mm]	Largo [mm]	Ancho [mm]	Largo [mm]	Ancho [mm]
Humano	9,5±0,71	39,8±3,71	9,83±0,69	33,28±3,53	21,9±5,0
Cerdo	10,44±2,15	25,32±3,77	10,26±1,65	25,6±2,43	11,12±1,21

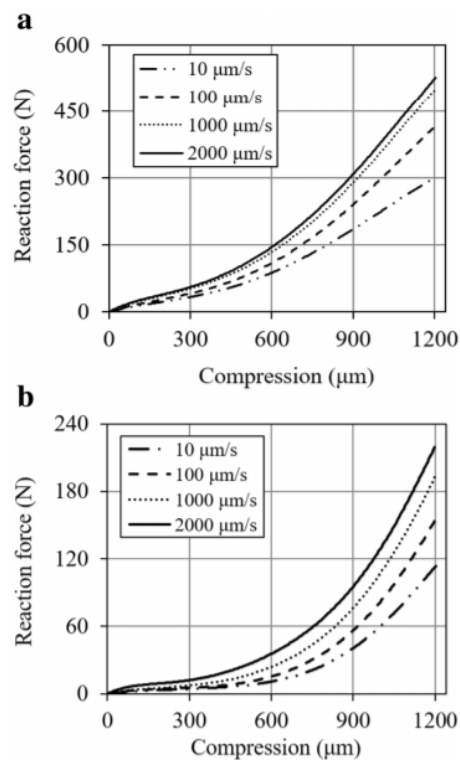
Nota. MM: menisco medial; ML: menisco lateral; CI: cavidad intercondílea²⁵. Información extraída de *A COMPARATIVE ANATOMICAL STUDY OF THE HUMAN KNEE AND SIX ANIMAL SPECIES*, Knee; 9(4) (pp. 493-499), por Fleming et al., 2012.

Por razones biológicas los componentes de la rodilla del cerdo si bien tienen sus particularidades presentan una gran similitud con la rodilla humana y por ende es un gran candidato para realizar esta simulación. Este ensayo busca comparar respecto a estudios previos, la influencia de los tejidos conectivos de la articulación de rodilla porcina en la cantidad de deformación que presenta al ser sometido a compresión y conceptualmente ajustar el fenómeno ocurrido a la tendencia que tendría dicha articulación humana.

²⁵ Cavidad intercondílea: espacio que separa al cóndilo medial del cóndilo lateral en la epífisis distal femoral.

Figura 27.

Fuerza reactiva de una rodilla porcina en función de su compresión



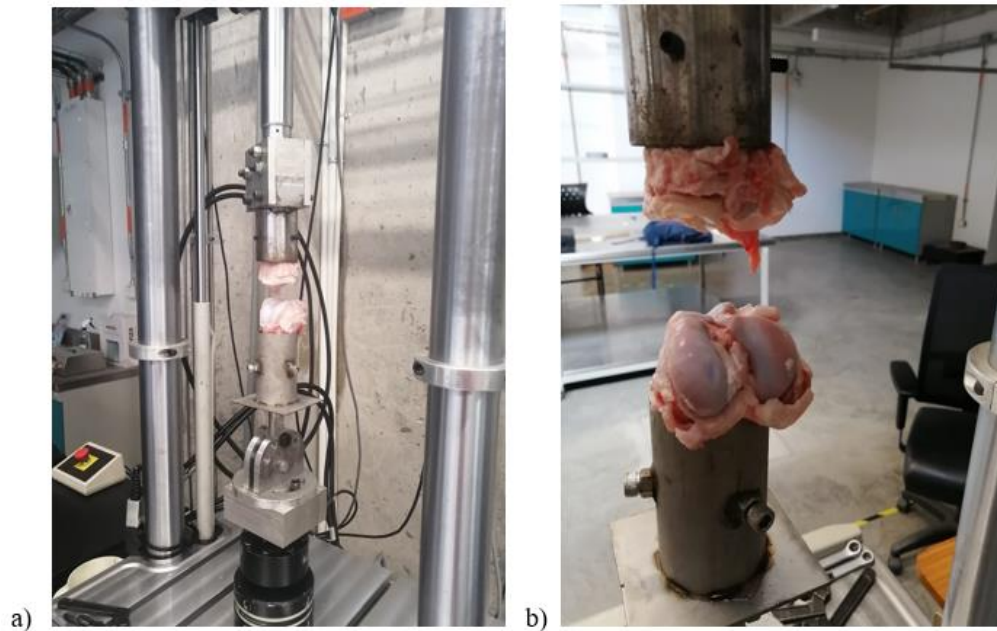
Nota. En el gráfico a) se puede apreciar el comportamiento de una rodilla porcina intacta, mientras que en el gráfico b) la cápsula sinovial ha sido vaciada. Tomado de *Compression-rate-dependent nonlinear mechanics of normal and impaired porcine knee joints*, BMC Musculoskeletal Disorders 18:447 (p. 5), por Li & Rodríguez, 2017.

Para poder hacer la comparación se realizó un ensayo de compresión a partir de 2 muestras de rodillas de un cerdo de aproximadamente 1 año de edad con un peso de 137 kg, la cual se realizó en la misma MTS Bionix 370.02 presente en la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad Industrial de Santander. Las muestras fueron diseccionadas a nivel del menisco y el fémur, es decir, la tibia se dejó unida al menisco mientras que el fémur fue completamente separado de él y fueron cortadas a 10 centímetros de la zona distal del fémur e igualmente a 10 centímetros de la

zona proximal de la tibia de tal forma que la sujeción se realizara a nivel de la diáfisis para no comprometer el cartílago. Posteriormente, en el laboratorio se anclaron a los soportes que previamente se habían diseñado para otro estudio, los cuales sujetan los huesos mediante unos tornillos a través de un tubo metálico.

Figura 28.

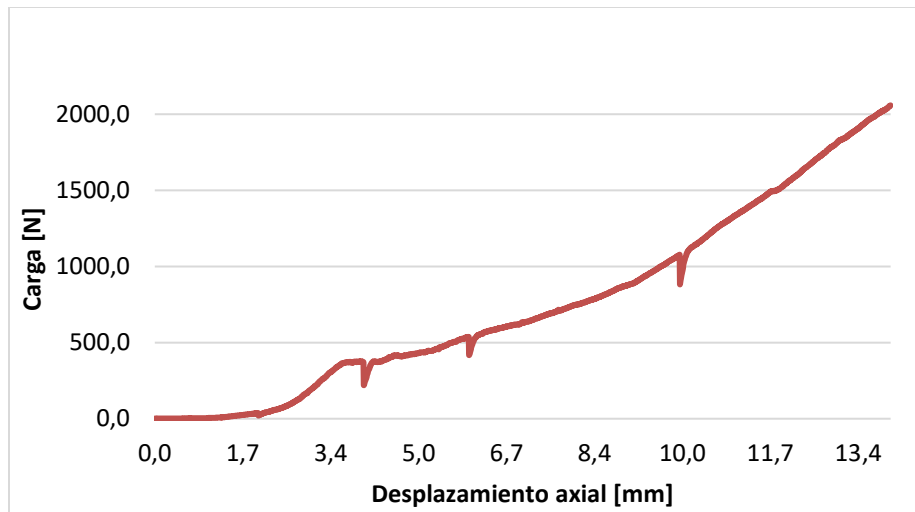
Montaje para el ensayo de compresión



Nota. En el gráfico a) se pueden apreciar bien los sujetadores que se usaron para el ensayo los cuales constan básicamente de planchas de acero, tubería, láminas y tornillos, por otro lado, en b) se puede ver la disposición de las muestras. Cabe aclarar que estas se ajustaron de forma manual para que tuviesen la orientación deseada.

Figura 29.

Resultados del ensayo de compresión



De la prueba de compresión se pudo determinar que evidentemente los desplazamientos son mucho mayores cuando la articulación no está sujeta por tejido conectivo presentando un comportamiento similar al expuesto por la literatura a cargas bajas, sin embargo, cuando la fuerza de compresión empieza a aumentar, las deformaciones de los tejidos de la rodilla del cerdo aumentaron críticamente a un valor de aproximadamente 13,5 milímetros. Esta información debe tenerse clara a la hora de diseñar el dispositivo ya que, si bien se estimó trabajar con muestras de 10 centímetros, la distancia a la que se genera la palanca al eje y por ende al motor, es menor de la estimada por lo menos 1 milímetro como ya se vio en la literatura. Esto en resumidas cuentas incurre en la variación de las cargas del sistema, aun así, se optó por calcular el sistema de fricción asumiendo que las muestras no pierden su longitud por efectos de la compresión, de esta manera se asegurará la criticidad abordada para los cálculos.

De esta forma y en base a las medidas obtenidas tanto de la morfología humana como porcina, se optó por diseñar un sujetador cilíndrico de 42 mm de longitud de 2" cédula 40, ya que sería interesante dejar abierta la posibilidad de emplear el dispositivo para el análisis no solo de muestras humanas que de por sí representan un proceso riguroso para su obtención, sino para otro

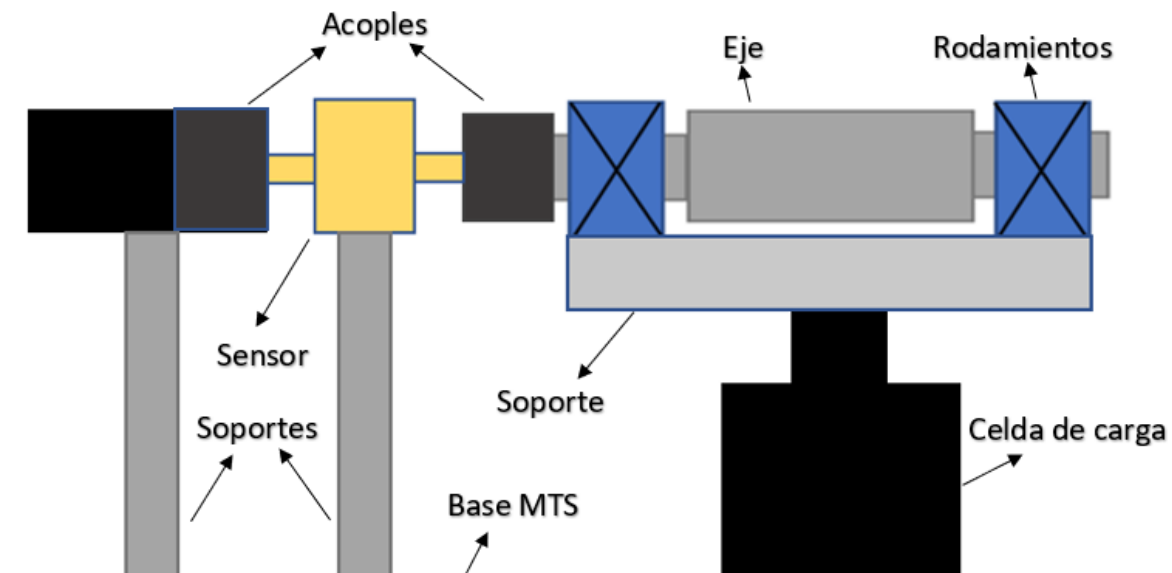
tipo de seres vivos con el fin de profundizar en ese criterio destacado al principio del documento referente a la funcionalidad.

6.6. Esquematización del dispositivo

Para poder visualizar el espacio que se necesitará para el correcto funcionamiento del dispositivo es necesario contemplar de forma general qué elementos son indispensables. Es indispensable realizar un diseño compacto que se ajuste a las dimensiones de la máquina y también se quieren utilizar los rieles presentes en la base inferior para poder anclar una estructura que se encargue de soportar los elementos del sistema motriz y el sensor. Esta medida se prevé pues considerando la altura de la celda de carga y el soporte para la muestra que se encuentre en esta zona, los demás elementos necesitarán de una base que les nivele para lograr una concentricidad con el eje de la herramienta de fricción.

Figura 30.

Expectativa del dispositivo sin sujetadores



6.7. Cálculos del sistema de fricción

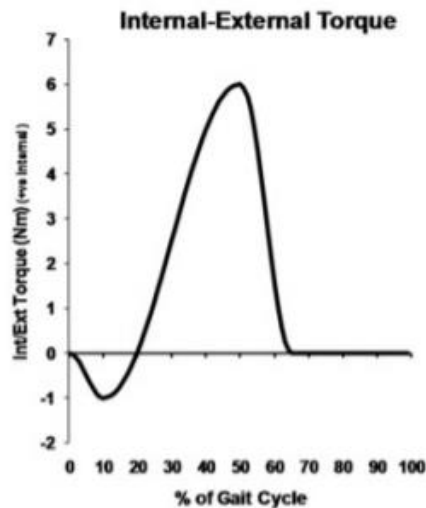
Los cálculos del diseño parten de determinar la fuerza de fricción generada por el contacto de las muestras de hueso necesarias para seleccionar el motor adecuado para el funcionamiento del equipo. Para esto se tomarán todas las consideraciones ya antes mencionadas según la información obtenida por la literatura y por el ensayo de compresión. De esta forma, se trabajará con un factor de fricción estático $\mu_s = 0,035$ y se observaron los resultados de las pruebas estandarizadas expuestas en la norma ISO 14243-1²⁶ los cuales muestran una variación de torques con un máximo de 6 N-m.

Cabe aclarar que dicha norma está enfocada en los ensayos realizados para la evaluación de prótesis mediante la simulación de la articulación más no comprende el uso de tejidos biológicos. Aun así, los factores de fricción que se producen en las diferentes combinaciones de materiales ya sean metálicos o poliméricos, no logran alcanzar valores similares a los del conjunto cartílago-cartílago o cartílago-menisco, por lo que la información acerca del torque producido se puede decir que sobrepasaría el valor generado por los elementos de una rodilla natural, es por esto que se decidió operar el dispositivo con un torque que se encuentre entre el rango de los 5 N-m y los 10 N-m.

²⁶ ISO 14243-1: International Standard. Implants for surgery – Wear of total knee – joint prostheses – Part 1: Loading and displacement parameters for wear – testing machines with load control and corresponding environmental conditions for test. Estándares y parámetros de diseño y operación para prótesis de desgaste de rodilla.

Figura 31.

Aplicación de torque según la norma ISO 14243-1



Nota. En la figura se puede ver el patrón con el que sugiere la norma ISO 14243-1 aplicar el torque durante cada ciclo del ensayo de desgaste. Tomado de *Wear: Knee Joint Arthroplasty*, Comprehensive Biomaterials II Vol. 7 (p. 166), por Haider, 2017.

Para poder determinar la fuerza de fricción se empezó por identificar la distancia que habrá desde la zona de contacto al eje. Para esto, es necesario realizar un esquema de los elementos que irán sujetos a este para poder sostener el hueso, además, una de las propiedades fundamentales de estas piezas es que sean de un material inoxidable pues durante las pruebas estarán en contacto directo con material húmedo. Anteriormente ya se había estimado el uso de un tubo de 42 mm de longitud y 60,3 mm de diámetro cédula 40 cuyo material se estima que sea un AISI 316 y no un AISI 304, el cual debe ir sujeto al eje mediante otra estructura considerando que este elemento es más delgado.

Tabla 23.*Algunas propiedades del acero AISI 316*

Physical Properties	Metric
Density	8.00 g/cc
Mechanical Properties	Metric
Hardness, Brinell	149
Hardness, Knoop	169
Hardness, Rockwell B	80
Hardness, Vickers	155
Tensile Strength, Ultimate	550 MPa
Tensile Strength, Yield	240 MPa
Elongation at Break	60 %
Modulus of Elasticity	193 GPa
Izod Impact	129 J
Charpy Impact	105 J
Electrical Properties	Metric
Electrical Resistivity	0.0000740 ohm-cm
Magnetic Permeability	1.008

Nota. El acero AISI 316 es un poco más resistente que el acero AISI 304 en cuestión de esfuerzos, pero además gracias a su alto contenido en molibdeno tiene mejor propiedades anticorrosivas. Extraído de <http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=dfced4f11d63459e8ef8733d1c7c1ad2&ckck=1>. (Sin fecha).

Se consideraron dos opciones las cuales constan de realizar un corte en forma de boca de pescado al sujetador de la muestra y soldarla a un tubo el cual sea concéntrico con el eje y unirlos mediante un pasador o soldar directamente el tubo a una plancha y unir igualmente por un pasador. Por otra parte, el sujetador unido al vástago constará del mismo tubo pero soldado a una lámina de 2 mm de espesor cuadrada de lado 70 mm la cual a su vez se soldará a una plancha cuadrada de 50 mm de lado y un espesor comercial de 1 ½” ambas de acero AISI 304 tomando como referencia los soportes existentes en el laboratorio.

Figura 32.

Esquema de los sistemas de unión del sujetador al eje

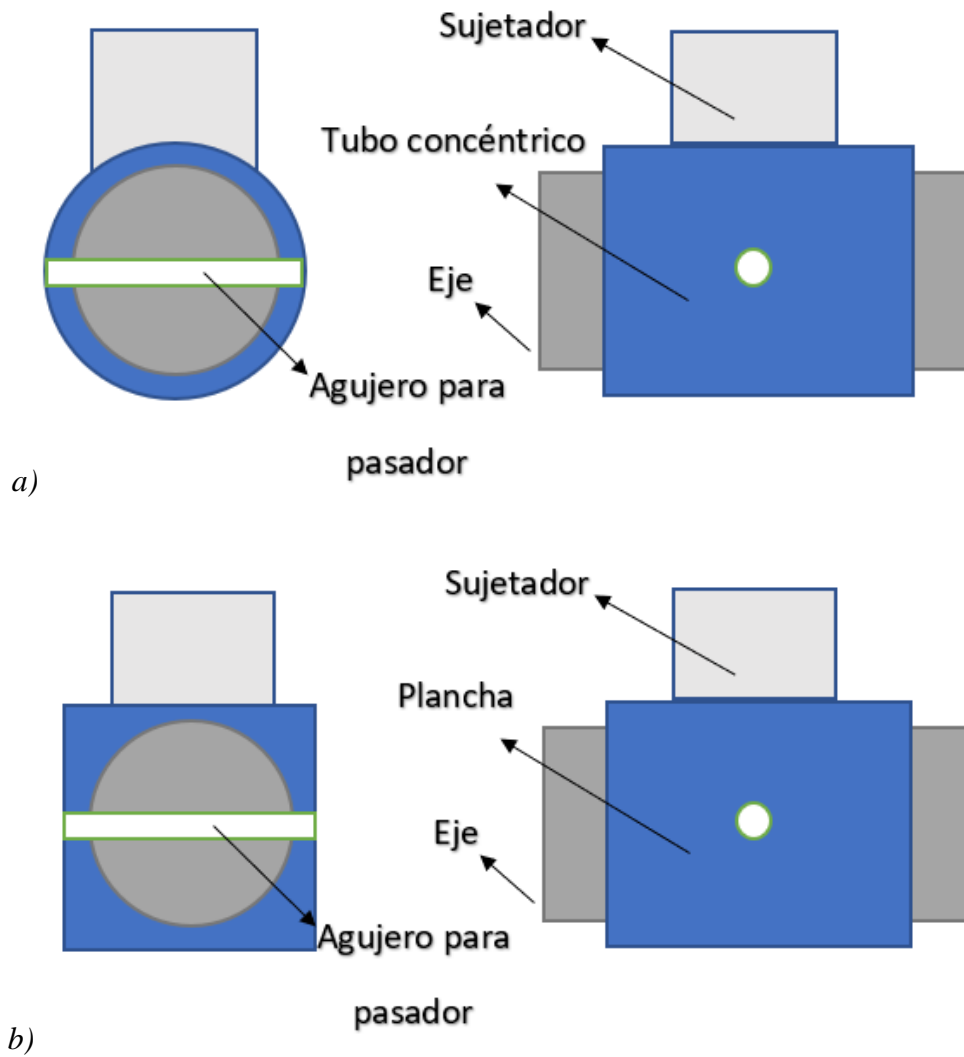


Tabla 24.

Ventajas y desventajas del uso de plancha o tubo concéntrico²⁷ como conector

Alternativa	Ventajas	Desventajas
-------------	----------	-------------

²⁷ Concéntrico: que tiene el mismo centro.

Plancha	El hueso puede perfilarse según su superficie.	Mayor costo.
	Evita un mecanizado extra del sujetador.	Momento de inercia de masa elevado.
	Mayor estabilidad del sujetador.	Peso elevado.
	Permite una distribución uniforme de los esfuerzos del sujetador	Requiere mecanizado de los bordes.
Tubo concéntrico	Menor momento de inercia de masa.	Implica el mecanizado del sujetador para soldarlo.
	Menor tiempo de mecanizado para el taladrado.	La muestra estaría inestablemente apoyada sobre el eje.
	Mejor manejabilidad.	Varía la distribución de esfuerzos del sujetador.
	Evita redondeo de puntas filosas.	

Teniendo en cuenta que la prueba requiere de la mayor estabilidad posible de la muestra para evitar que su movimiento de lugar a la interrupción de la misma o a una fractura por una distribución irregular de los esfuerzos, dicho parámetro se priorizó incluso por encima del costo pues es fundamental para el correcto funcionamiento del dispositivo, por lo tanto, se optó por seleccionar la plancha como elemento de unión del sujetador y el eje. Para estas piezas se seleccionó un acero inoxidable AISI 304 con una base cuadrada de 1 ½” y se parte de un espesor original de 1 ¼” para el elemento inferior como referencia para poder dimensionar el eje, pues con los datos que se tienen hasta el momento ya se puede determinar la fuerza de fricción y teniendo presente que este se encontrará apoyado sobre 2 rodamientos, se puede proceder a su diseño.

El valor de la fuerza de fricción entonces estará determinado por la relación directamente proporcional que tiene con la fuerza normal y el coeficiente de fricción y el torque dependerá de ella y de la distancia al eje lo cual puede representarse de la siguiente forma matemática:

$$T = F_{fr} * d \quad (1)$$

$$F_{fr} = \mu_s * N \quad (2)$$

Donde:

T: Torque

F_{fr} : Fuerza de fricción

d: Distancia vertical del eje al punto de contacto de las muestras (115,875 mm)

N: Carga de compresión máxima (2000 N)

μ_s : Coeficiente de fricción estático (0,035)

Hay que tener presente que la fuerza de fricción se da en el sentido anterior-posterior del hueso. Por otra parte, como resultado del sistema de ecuaciones los valores de fuerza de fricción y de torque son respectivamente 70 N y 8,11 N-m.

Respecto al sujetador que se encuentra anclado al vástago de la MTS Bionix 370.02 está claro que la fuerza de efecto radial no compromete su integridad, por el contrario, se deben analizar los esfuerzos axiales ya que esta pieza no se encuentra tan limitada a diferencia del elemento inferior. Sin embargo, como se está asumiendo el espesor de la plancha, primero es necesario resolver el sistema del eje bajo esta condición antes de entrar en más detalles sobre los sujetadores.

6.8. Diseño del eje

Para el diseño del eje principalmente se visualizan sus tramos y sus longitudes, además de las cargas a las que se encuentra sometido:

Figura 33.

Propuesta de tramos para el eje según sus elementos

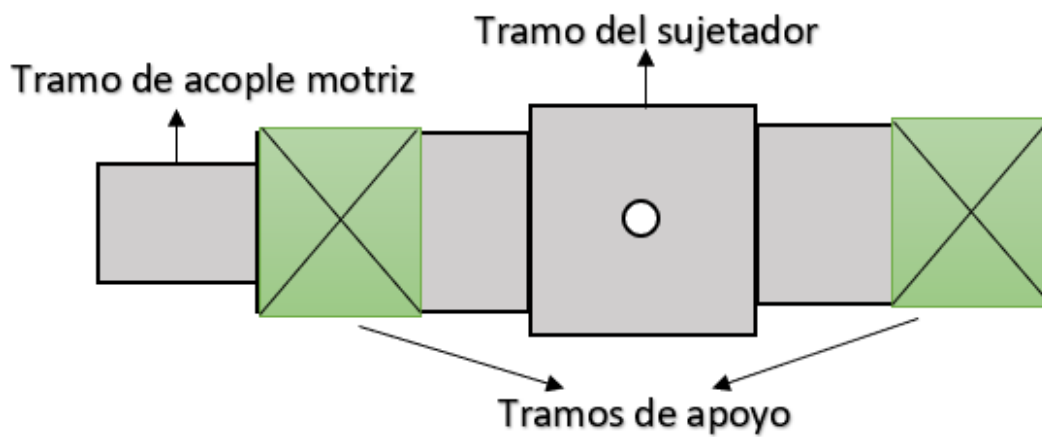
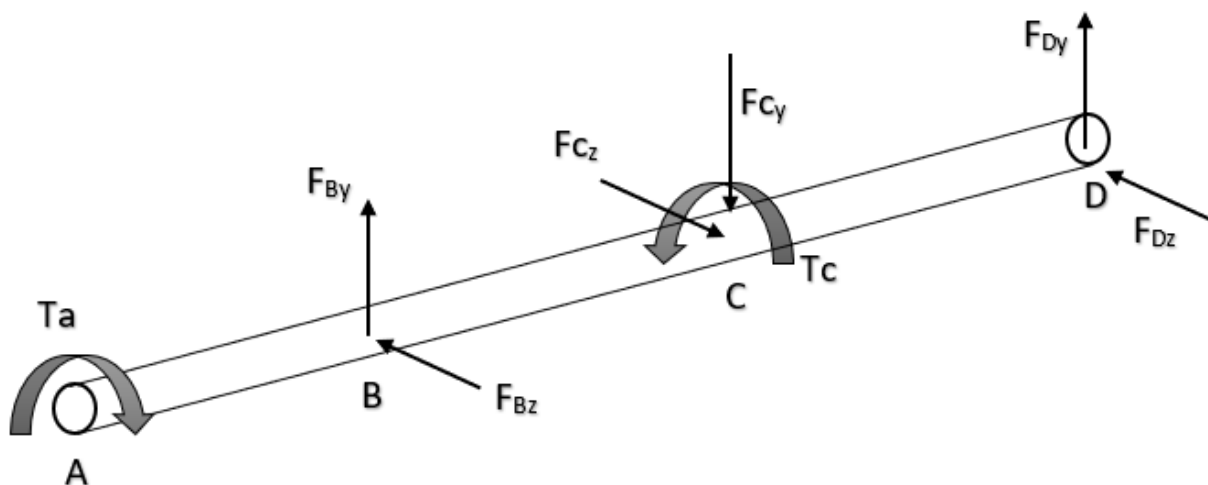


Figura 34.

Diagrama de cuerpo libre del eje



Donde:

$$L_{AB} = 34,8 \text{ mm}$$

$$L_{BC} = 52,5 \text{ mm}$$

$$L_{CD} = 52,5 \text{ mm}$$

Para el modelo de cargas se asumió que los rodamientos causan reacciones puntuales de tal forma que se obtiene el siguiente sistema de ecuaciones:

$$\sum T = 0: T_A - T_B = 0 \quad (3)$$

$$\sum F_y = 0: F_{By} + F_{Dy} - F_{Cy} = 0 \quad (4)$$

$$\sum F_z = 0: -F_{Bz} - F_{Dz} + F_{Cz} = 0 \quad (5)$$

Para el punto A es donde se tiene pensado acoplar el eje con la fuente de potencia, y dicho acople por las mismas características del ensamble requerirá ser flexible. Por esto mismo no se consideran cargas en dicho punto, pero sí el torque de entrada:

$$T_A = \mu_s * F_{Cy} * d = 8,11 [N - m] \quad (6)$$

El punto C corresponde al sujetador de la muestra inferior donde se aplica la carga axial y donde sucede el fenómeno de fricción:

$$F_{Cy} = 2000 [N]$$

$$F_{Cz} = 70 [N]$$

El punto B y D corresponden a los rodamientos y se obtuvieron las siguientes cargas:

$$F_{By} = 1000 [N]$$

$$F_{Bz} = 35 [N]$$

$$F_{Dy} = 1000 [N]$$

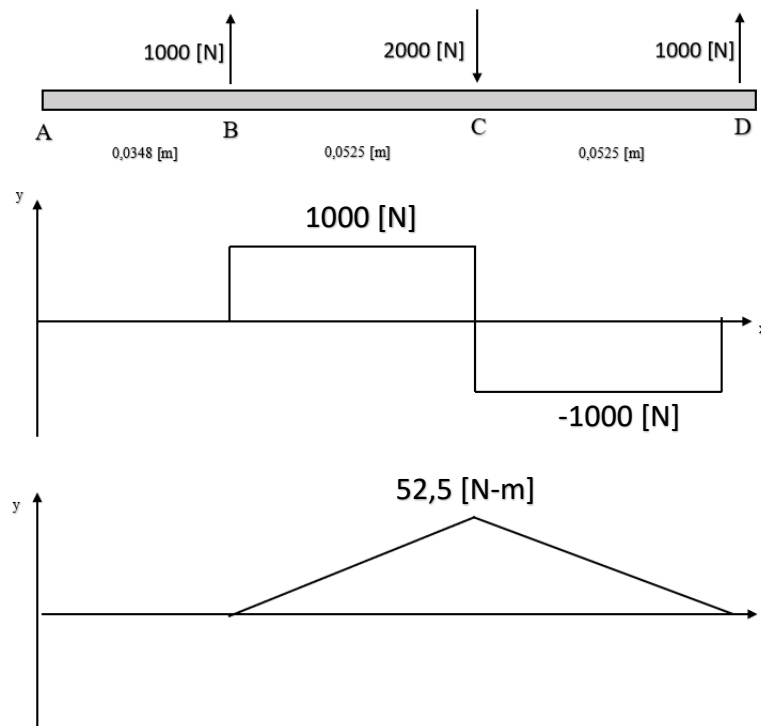
$$F_{Dz} = 35 [N]$$

Como se mencionó anteriormente, se busca distribuir simétricamente las cargas del dispositivo con el fin de evitar cargas radiales sobre la celda de carga y el vástago de la máquina.

Ahora bien, una vez obtenidas las cargas del sistema, se procede a realizar los diagramas de esfuerzos cortantes y de momentos:

Figura 35.

Esquema del eje y sus cargas, esfuerzos cortantes y momentos en el plano XY.



El diagrama de esfuerzos cortantes y de momentos para el plano XZ es muy similar al del plano XY ya que sus cargas están distribuidas de igual manera, presentando un máximo momento flector de 1,8375 [N-m], a su vez, el diagrama de torques se presenta como una constante de 8,11 [N-m] desde el punto A al punto C despreciando las pérdidas por los rodamientos.

Para calcular los diámetros admisibles de cada tramo del eje se parte de la teoría de falla de Von Mises:

$$d = \left[10,19 * N \left[\left(\frac{K_f * M_{max}}{S_e} \right)^2 + 0,694 \left(\frac{T}{S_y} \right)^2 \right]^{1/2} \right]^{1/3} \quad (7)$$

Donde:

$$S_e = C_b * C_s * C_r * C_o * S'_e \quad (8)$$

$$S'_e = 0,5 * S_{ut} \text{ Para aceros dúctiles} \quad (9)$$

Tabla 25.

Propiedades mecánicas de algunos aceros inoxidables

Tabla E-8 Propiedades mecánicas de algunas aleaciones de acero inoxidable							
Datos de INCO.* Valores aproximados. Consulte a los fabricantes de material para mayor información							
Aleaciones de acero inoxidable	Condición	Resistencia a la fluencia por tensión (0.2% de deformación remanente)		Resistencia última a la tensión		Elongación en 2 in %	Dureza Rockwell o Brinell
		kpsi	MPa	kpsi	MPa		
Tipo 301	recocido en tiras	40	276	110	758	60	85HRB
	rolado en frío	165	1 138	200	1 379	8	41HRC
Tipo 302	recocido en láminas	40	276	90	621	50	85HRB
	rolado en frío	165	1 138	190	1 310	5	40HRC
Tipo 304	recocido en láminas	35	241	85	586	50	80HRB
	rolado en frío	160	1 103	185	1 276	4	40HRC
Tipo 314	recocido en barras	50	345	100	689	45	180HB
Tipo 316	recocido en láminas	40	276	90	621	50	85HRB
Tipo 330	rolado en caliente	55	379	100	689	35	200HB
	recocido	35	241	80	552	50	150HB
Tipo 410	recocido en láminas	45	310	70	483	25	80HRB
	tratamiento térmico	140	965	180	1 241	15	39HRC
Tipo 420	recocido en barras	50	345	95	655	25	92HRB
	tratamiento térmico	195	1 344	230	1 586	8	500HB
Tipo 431	recocido en barras	95	655	125	862	25	260HB
	tratamiento térmico	150	1 034	195	1 344	15	400HB
Tipo 440C	recocido en barras	65	448	110	758	14	230HB
	T y R @ 600 °F	275	1 896	285	1 965	2	57HRC
17-4 PH (AISI 630)	endurecido	185	1 276	200	1 379	14	44HRC
17-7 PH (AISI 631)	endurecido	220	1 517	235	1 620	6	48HRC

* Propiedades de algunos metales y aleaciones, International Nickel Co., Inc., Nueva York.

Se seleccionó un acero inoxidable AISI 304 para el eje con el fin de evitar su deterioro ya que es muy posible que el ambiente en el que se desempeñe sea propenso a oxidarse; $S_{ut} = 586$ MPa, $S_y = 241$ MPa y se calculará con Factor de seguridad $N = 2,5$.

$$(\text{Factor de corrección por temperatura}) C_b = 1 \text{ para } T^\circ \text{ ambiente} \quad (10)$$

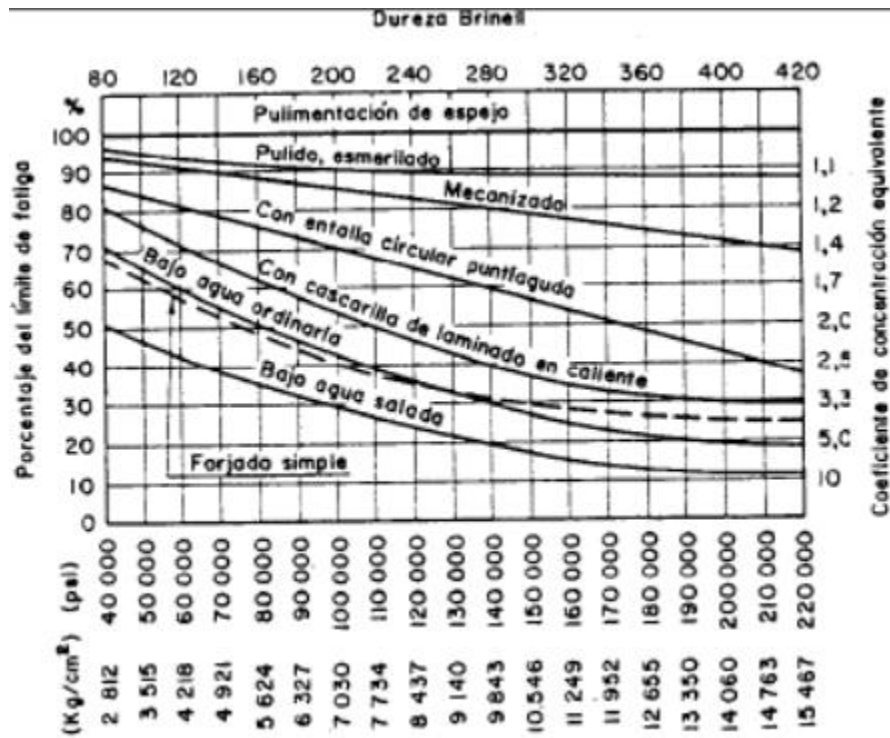
$$(\text{F. d corrección por superficie}) C_s = \text{Según como se fabrique la pieza (Figura 36.)}$$

$$(11)$$

$C_s = 0,85$

Figura 36.

Valores del factor de corrección



Disponible en <http://joelfrax.com/calculo%20piezas/fatiga.html>. (Sin fecha).

Como el eje será mecanizado se debe interceptar el eje izquierdo entrando con la máxima resistencia a la tracción por la parte inferior.

(F. d confiabilidad funcional) $C_r = 1 - A * B$ (12)

Donde:

A= 0,076 para aceros

B= 1,3 rata de supervivencia donde:

50%	B = 0	95%	B = 1.6
67%	B = 0.44	99%	B = 2.3
84%	B = 1.0	99.99%	B = 3.7
90%	B = 1.3		

Disponible en https://gabpingeneria.weebly.com/uploads/2/0/1/6/20162823/diseo_de_ejes.pdf. (Sin fecha).

$$C_r = 0,9012$$

(*F. d corrección de esfuerzos residuales*) $C_s = 1,3$ - material laminado/estirado en frío (13)

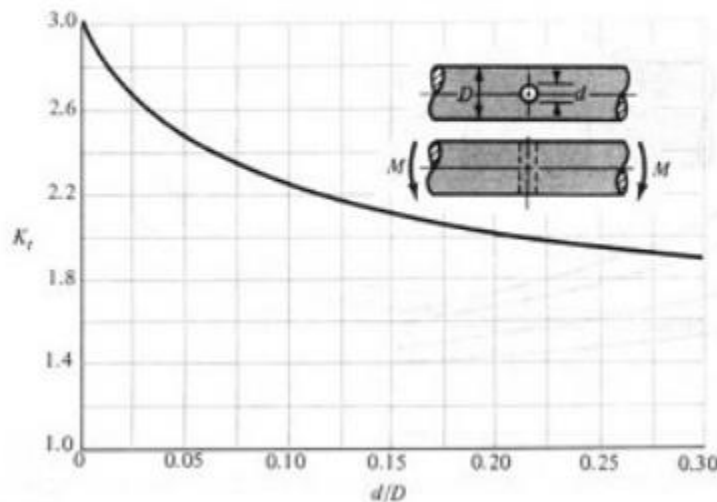
Para el análisis del factor por concentradores de esfuerzos (K_f), se tuvo en cuenta los cambios de sección entre tramos, se consideró un chavetero en el tramo AB para acoplar el eje y finalmente el agujero para pasador en el punto C. Con fines prácticos los chaflanes redondeados se trabajan con un valor de 1,5 y los rectos de 2,5. También se tienen valores estándar para el valor del K_f para los chaveteros siempre y cuando sean seleccionados por tabla pues la relación de las dimensiones del cuñero y el eje suelen mantener una proporción específica, dicho valor se puede tomar como 1,3 para chaveteros de perfil con efectos de torsión.

Viendo los diagramas de esfuerzos se puede evidenciar que el punto C es crítico ya que la carga más grande se encuentra flexando el eje ahí, donde además se encuentra el agujero para el perno que lo une con el sujetador.

Figura 37.

K_f para un eje con agujero sometido a flexión

D.11.- Barra circular con agujero transversal sometida a flexión,
 $\sigma_o = M / [(\pi \cdot D^3/32) - (d \cdot D^2/6)]$



Disponible en <https://ingemecanica.com/tutorialsemanal/tutorialn217.html>. (Sin fecha).

Para este proyecto se procuró modelar la función expuesta en la Figura 37. con el fin de determinar la ecuación que representa su comportamiento. Por ende, se obtuvo lo siguiente:

$$K_f = -3077,4 \left(\frac{d}{D_{eje}}\right)^5 + 2752,5 \left(\frac{d}{D_{eje}}\right)^4 - 934,39 \left(\frac{d}{D_{eje}}\right)^3 + 158,33 \left(\frac{d}{D_{eje}}\right)^2 - 16,278 \left(\frac{d}{D_{eje}}\right)^1 + 2,994 \quad (14)$$

Donde:

d: Diámetro del agujero, el cual se seleccionó de 6 mm.

Finalmente, tener en cuenta que el momento máximo es función del momento flector ejercido en cada plano y se expresa de la siguiente forma:

$$M_{max} = \sqrt{(M_{xy})^2 + (M_{xz})^2} \quad (15)$$

Al resolver el sistema de ecuaciones se obtuvieron los siguientes diámetros mínimos para diseñar los tramos del eje:

$$D_{minA} = 8,93 \text{ mm} \approx 9 \text{ mm}$$

$$D_{minC} = 20,78 \text{ mm} \approx 21 \text{ mm}$$

$$D_{minB-D} = 14,37 \text{ mm} \approx 15 \text{ mm}$$

Teniendo en cuenta que el torque aumentará por efectos de los momentos de inercia de masa de los componentes, se seleccionarán diámetros superiores al límite mínimo calculado. También se toma esta medida con el fin de no efectuar cambios bruscos en las secciones del eje.

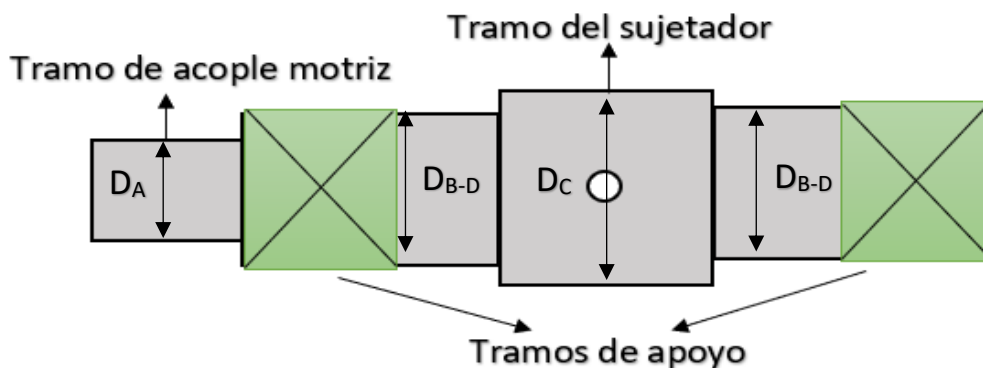
$$D_{minA} = 15 \text{ mm}$$

$$D_{minC} = 25 \text{ mm}$$

$$D_{minB-D} = 20 \text{ mm}$$

Figura 38.

Esquema del eje con sus diámetros



6.9. Análisis de la línea de transmisión de torque y sus elementos

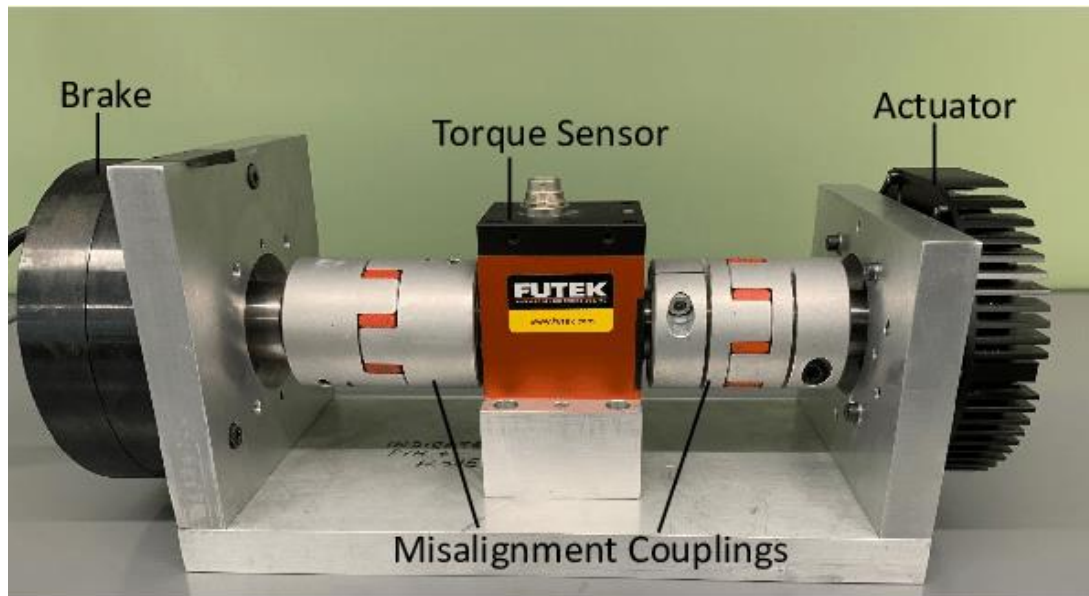
6.9.1. Selección del sensor torsional comercial

Para el sensor torsional se tuvo en cuenta el catálogo ofrecido por la empresa estadounidense FUTEK, la cual ofrece distintas presentaciones según sea la aplicación dentro de

las cuales se encuentran, medición de operación de herramientas de torque, control de alimentación por bombas y control de condiciones de operación para bancos de prueba.

Figura 39.

Aplicación de sensor torsional FUTEK para estudio de frenos



Tomado de *Design and Validation of a Partial-Assist Knee Orthosis with Compact, Backdrivable Actuation*, IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics: [proceedings] (p. 5), por Divekar et al., 2020.

El funcionamiento de estos sensores es por medio de galgas extensiométricas y si la medición del torque implica el giro de un eje como el presente caso, son denominados de rotatorios. La forma en la que adquieren la información es por medio de escobillas o de anillos rozantes y la transmisión de información del rotor al estator es sin contacto por medio de bobinas con núcleo de

aire. A su vez se ofrece la opción de incorporar un encoder²⁸ con el fin de medir la desviación y la velocidad angular con la posibilidad de ver la información por medio de un display²⁹.

Por consideraciones dimensionales el sensor escogido pertenece a la serie TRS705 específicamente para el valor de medición máximo de 10 [N-m] ya que si bien el torque generado por el sistema de fricción fue de 8,11 [N-m] es muy probable que aumente debido a la inercia de los elementos conectados al motor, cuyo eje puede acoplarse por medio de prisionero y por otro lado comercialmente la empresa lo fabrica para valores específicos de torque y este es el que más se ajusta a los requerimientos del diseño.

Figura 40.

Sensor TRS705



²⁸ Encoder: en este contexto, es un dispositivo capaz de captar un desplazamiento angular en un código digital.

²⁹ Display: es un equipo que permite mostrar al usuario datos de forma visual.

Tomado de <https://www.futek.com/store/torque-sensors/shaft-to-shaft-rotary-torque-sensors/non-contact-shaft-to-shaft-rotary-encoder-TRS705/FSH02565>. (Sin fecha).

Para la lectura de los datos la misma empresa FUTEK maneja el software SENSIT test and measurement compatible con Windows 7, 8, 10, Vista y XP. El puerto de conexión a la interfase es USB por medio de un amplificador USB520 con resolución interna de 24 bits y un filtro integrado de 50/60 Hz. Tiene una capacidad de lectura de 4800 muestras por segundo y opera con un voltaje y corriente estándar de excitación de 3,4 mV y un rango de 0 a 20 mA respectivamente. Una vez instalado el programa, este capta los diferentes puertos a los cuales se encuentren vinculados los dispositivos de medida para leer en tiempo real información como la potencia del sistema, el torque ejercido, la velocidad o la posición angulares entre otras.

Figura 41.

Lectura de información del programa SENSIT test and measurement



Nota. En la figura se puede ver como el programa muestra en tiempo real los valores del torque, la potencia, velocidad y desplazamiento angular resaltando máximos y mínimos valores registrados durante la medición. Disponible en https://www.logicbus.com/FSH03189_p_8987.html. (Sin fecha).

Tabla 26.

Selección del sensor del catálogo FUTEK

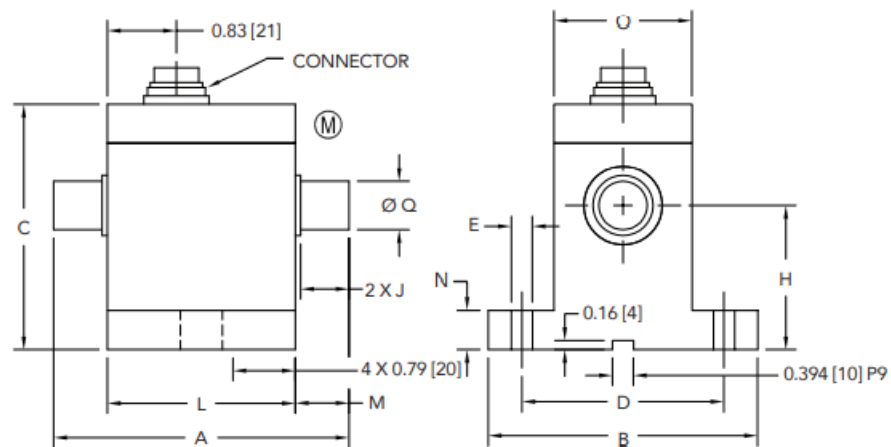
CAPACITIES																	
ITEM #	Nm [in-lb]	Ø Q	A	B	C	D	E	H	J	L	M	N	O	** Max Axial Force lb [N]	** Max Radial Force lb [N]	Weight lb [kg]	Torsional Stiffness Nm/rad
FSH02562	1 [9]													4.5 [20]	3 [15]		317
FSH02563	2 [18]	0.394 [10]	3.54 [90]	2.28 [58]	3.27 [83]	1.77 [45]	0.28 [7]	1.77 [45]	0.59 [15]	2.28 [58]	0.63 [16]	0.47 [12]	1.10 [28]	11 [50]	5 [25]	1.1 [0.50]	317
FSH02564	5 [44]	g6												22 [100]	11 [50]		855
FSH02565	10 [89]													33 [150]	11 [50]		855
FSH02566	20 [177]	0.669 [17]	4.17 [106]	3.35 [85]	4.02 [102]	2.36 [60]	0.35 [9]	2.48 [63]	0.87 [22]	2.32 [59]	0.91 [23]	0.59 [15]	1.50 [38]	33 [150]	33 [150]	2.2 [1.00]	4580
FSH02567	50 [443]	g6												45 [200]	33 [150]		8190

Nota. Como se puede ver, el sensor es muy susceptible a las cargas radiales por lo que es necesario el uso de acoples flexibles que no lo comprometan con la transmisión de dichas fuerzas. Información disponible en

<https://www.futek.com/store/torque-sensors/shaft-to-shaft-rotary-torque-sensors/non-contact-shaft-to-shaft-rotary-encoder-TRS705/FSH02565>. (Sin fecha).

Figura 42.

Medidas del sensor

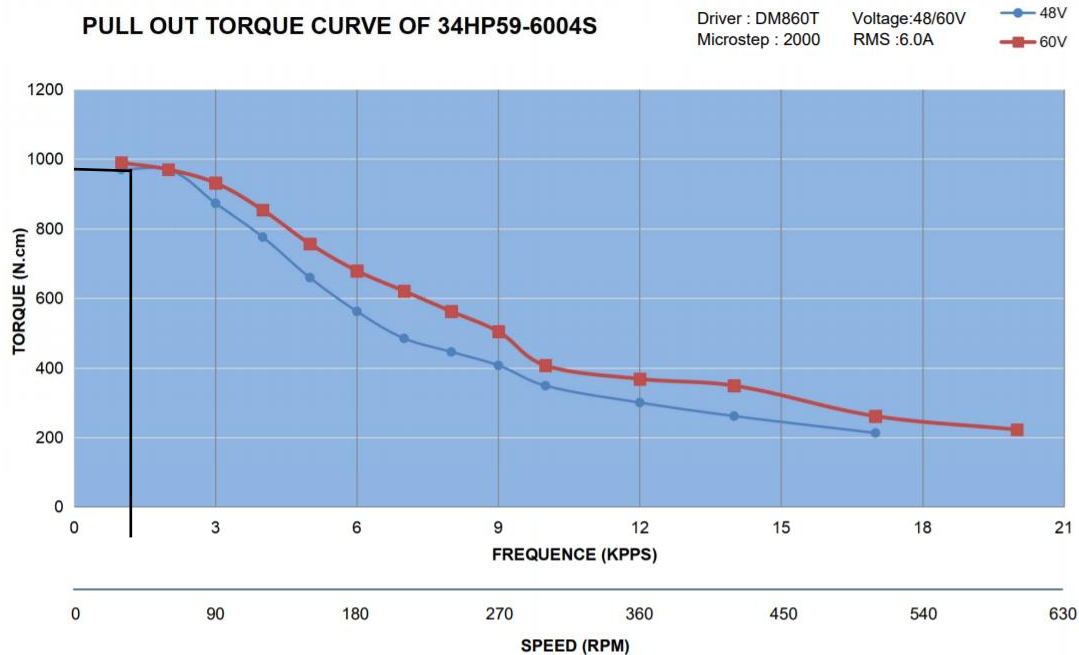


Tomado de <https://www.futek.com/store/torque-sensors/shaft-to-shaft-rotary-torque-sensors/non-contact-shaft-to-shaft-rotary-encoder-TRS705/FSH02565>. (Sin fecha).

6.9.2. Selección del motor

Como ya anteriormente se había considerado en aras de permitir un rango de rotación controlado similar al de la rodilla humana, el uso de un motor de pasos es muy conveniente siempre y cuando tenga la capacidad de suplir las necesidades del sistema, ya que comercialmente este tipo de motores tienden a un límite de torque de operación.

El motor seleccionado fue de la serie Nema 34 bipolar cuyo código de manufactura es 34HP59-6004S de con un par de sujeción de 12 [N·m]. La Figura 43. muestra los parámetros de operación del motor, de los cuales se obtendrá la velocidad de rotación del sistema.

Figura 43.*Curva de torque del motor 34HP59-6004S*

Disponible en <https://www.omc-stepperonline.com/p-series-nema-34-bipolar-1-8deg-12-nm-1700oz-in-6-0a-86x86x150-6mm-4-wires.html?search=nema%2034&page=3>. (Sin fecha).

Se decidió trabajar a una velocidad angular aproximada de 30 RPM y tal como se puede ver en la gráfica el motor tendrá un rango disponible de unos 9,7 [N-m] de torque para abastecer el sistema, esto con el fin de anticipar el efecto de los momentos de inercia de masa y a su vez como un criterio de seguridad en caso de una sobre carga no deseada al sistema. Dicho valor no quiere decir que el motor trabaje con ese par torsional, quiere decir que será capaz de seguirse moviendo a la velocidad estimada mientras el torque no supere dicha magnitud.

Figura 44.*Motor 34HP59-6004S*

Disponible en <https://www.omc-stepperonline.com/p-series-nema-34-bipolar-1-8deg-12-nm-1700oz-in-6-0a-86x86x150-6mm-4-wires.html?search=nema%2034&page=3>. (Sin fecha).

Como el funcionamiento radica en primeramente ubicar las muestras manualmente, esto quiere decir que mediante un programa el motor deberá recorrer la mitad del rango antes de empezar a efectuar ciclos enteros. El rango de cada medio ciclo se estableció de 30° ya que representa un recorrido suficientemente significativo si lo comparamos con los resultados de los ensayos estandarizados de la norma ISO 14243-1, donde $16,78^\circ$ fue la posición angular donde se presentó la máxima carga torsional. En base a esto se quiere simular dicho punto crítico en cada dirección de rotación del dispositivo justo al pasar por el centro.

Tabla 27.*Detalles rápidos del motor NEMA 34*

Característica	Valor
Diámetro del eje	14 [mm]
Corriente	6 [A]
Voltaje	48/60 [V]
Longitud del eje	37 [mm]
Longitud del cuerpo	150,6 [mm]
Peso	5,4 [Kg]
Inercia del rotor	5400 [g*cm ²]

Para poder sujetar el motor a un soporte externo, existen en el mercado varios modelos para la referencia NEMA 34 y por lo general son manufacturados con acero aleado. La configuración que se eligió le permite al motor atornillarse al bracket y a la vez este sujetarse al soporte externo.

Figura 45.

Bracket para motor NEMA 34



Disponible en <https://www.omc-stepperonline.com/nema-34-bracket-for-spur-gearbox-geared-stepper-motor-st-m5.html>. (Sin fecha).

6.10. Red de control y alimentación del motor

Para poder energizar el motor se necesita una fuente acorde al voltaje y la corriente que lo pueda alimentar. Las características de la selección realizada se expresan en la siguiente tabla:

Tabla 28.

Detalles de la fuente

Característica	Valor
Voltaje	60 [V]
Corriente	6.6 [A]
Frecuencia	50/60 [Hz]

Potencia	400 [W]
-----------------	---------

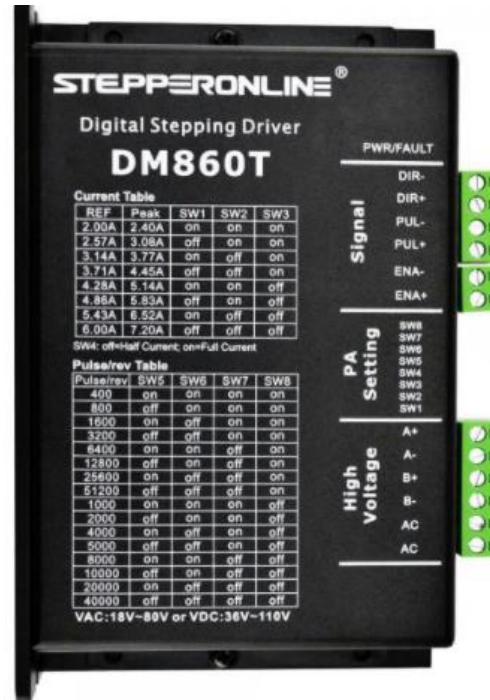
Figura 46.*Fuente de alimentación*

Disponible en https://articulo.mercadolibre.com.co/MCO-583510479-fuente-dc-400w-60v-para-motor-nema-34-JM?matt_tool=99279475&matt_word=&matt_source=google&matt_campaign_id=11584883659&matt_ad_group_id=115595145969&matt_match_type=&matt_network=g&matt_device=c&matt_creative=478554425908&matt_keyword=&matt_ad_position=&matt_ad_type=pla&matt_merchant_id=257939929&matt_product_id=MCO583510479&matt_product_partition_id=311407048681&matt_target_id=pla-311407048681. (Sin fecha).

A su vez, es necesario el uso de un controlador DM860T específicamente como recomendación del fabricante del motor el cual trabaja en un rango de VDC de 36 a 110 Voltios y también será necesario un microcontrolador Arduino UNO para enlazar el sistema a un computador con el fin de controlar el sistema.

Figura 47.

Driver del circuito de alimentación del motor



Disponible en <https://www.omc-stepperonline.com/digital-stepper-driver-24-72a-18-80vac-or-36-110vdc-for-nema-34-motor-dm860t.html>. (Sin fecha).

Figura 48.

Microcontrolador Arduino UNO

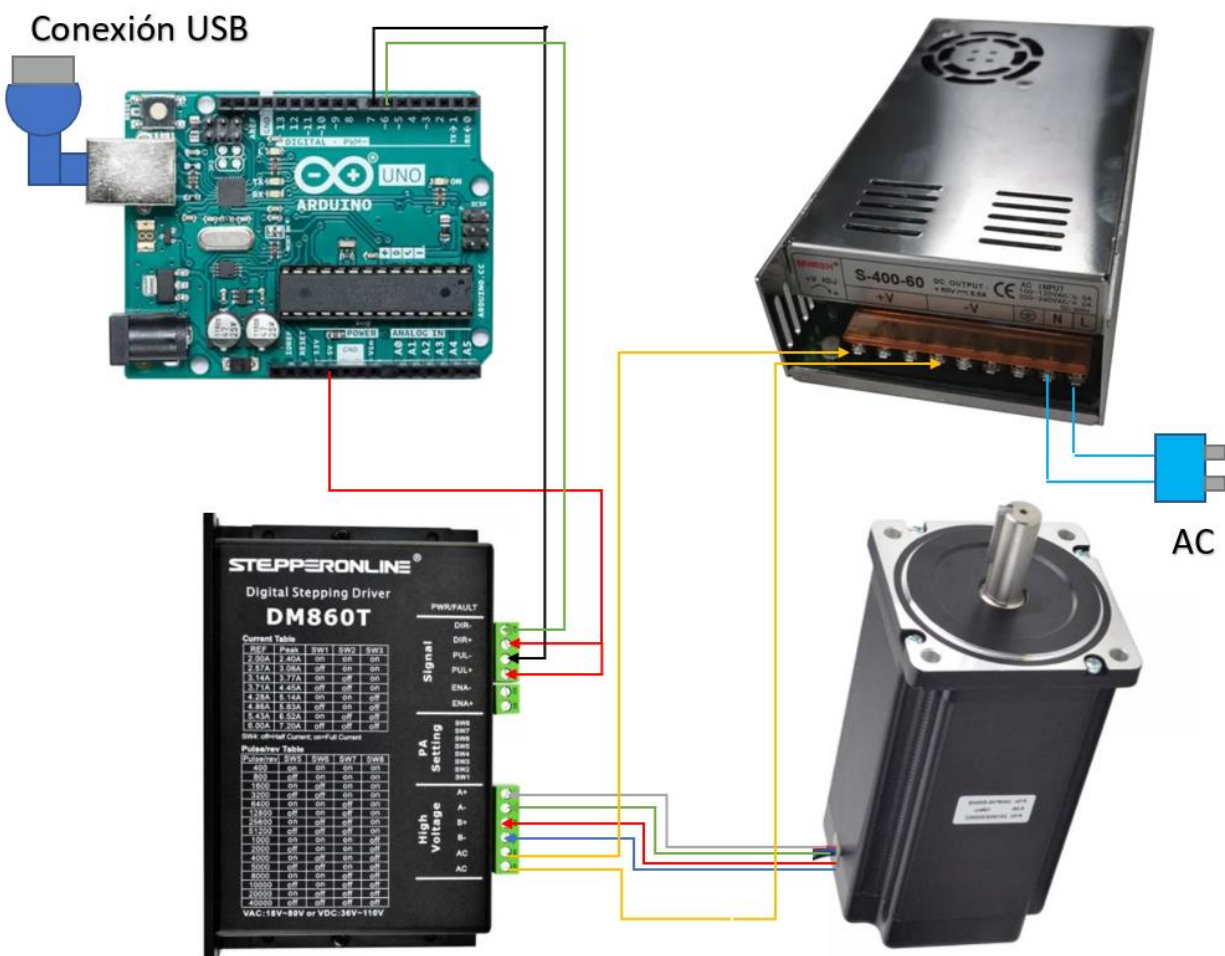


Disponible en <https://arduino.cl/arduino-uno/>. (Sin fecha).

Para poder asegurar la integridad del motor, el driver deberá ser configurado con los switches 1 y 3 en Off y el switch 2 en On, ya que de no ser de esta forma eventualmente el equipo se puede sobrecalentar y finalmente fallar.

Figura 49.

Esquema de conexión



Anteriormente se habló de operar un rango de rotación de 30° sin embargo, ya que conocemos como funciona el motor debemos limitarnos a los desplazamientos que realiza por paso, lo cual corresponde a $1,8^\circ$. De esta forma, serían necesarios 16,666 pasos para recorrer los

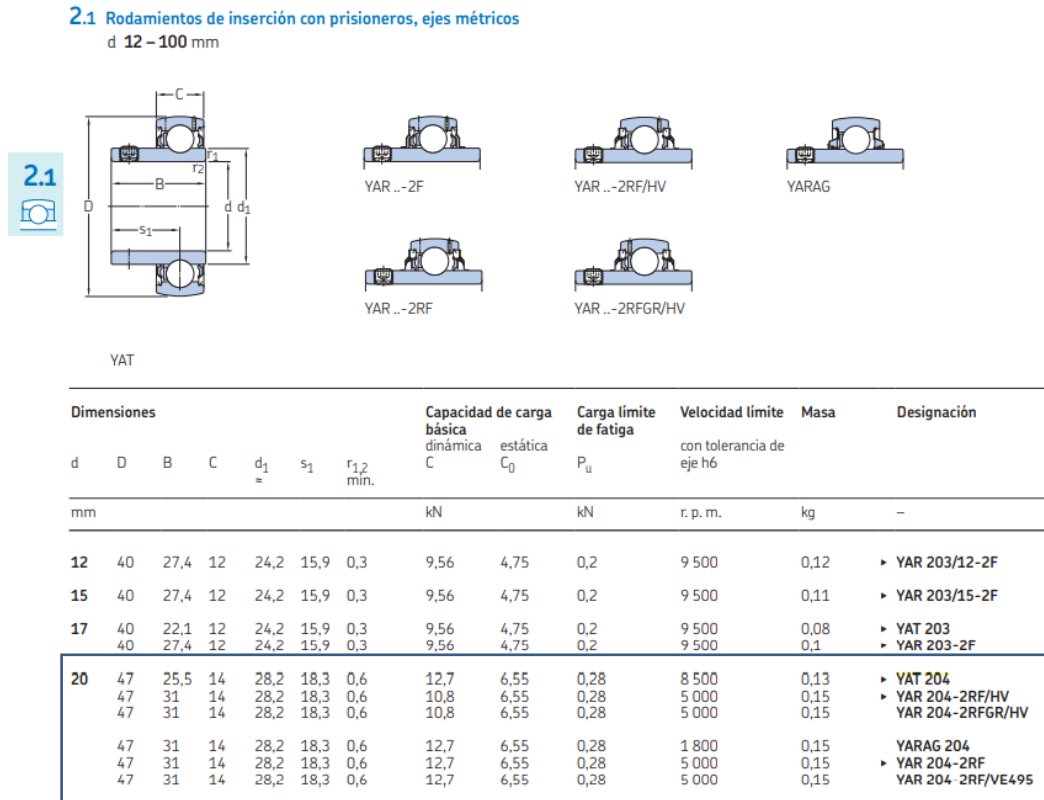
30° lo cual el controlador no entendería, por lo que se deberán emplear 18 pasos para un ángulo de 32,4° por cada medio ciclo. En base a esto, si el motor se desplaza a 30 RPM quiere decir que demorará 0,18 segundos en recorrer medio ciclo y 9 pasos con una duración de 0,09 segundos para colocar el eje en posición de inicio del ciclo. A pesar de todo, esto quiere decir que la posición se aproxima mucho más al valor obtenido en los resultados de la norma ISO 14243-1 para el punto crítico de torque.

6.11. Selección de rodamientos

Para los apoyos del rodamiento se consideró el hecho de que debe haber una base anclada a la celda de carga para poder servir de soporte, es por esto que se debe seleccionar un rodamiento y una carcasa que lo sujete para poderlo ensamblar. Para este análisis se siguieron las recomendaciones del catálogo de rodamientos SKF (2019) el cual ofrece un procedimiento de selección en función de las cargas a las que son sometidos. Teniendo en cuenta que no se consideraron cargas axiales se decidió trabajar con rodamientos de bolas; por ende, se busca en el catálogo según el diámetro del eje las alternativas con prisionero de sujeción:

Figura 50.

Rodamientos de bolas de inserción con prisionero SKF



Tomado del *Catálogo de Rodamientos SKF*, 2019.

Para determinar si el rodamiento es apto según el sistema de cargas se parte de estimar la capacidad dinámica y estática que debe soportar partiendo de una vida útil de referencia de 1 millón de revoluciones tal como se expresa en la norma ISO 281.

Para la capacidad dinámica se tiene que:

$$C = \frac{P_d * f_l}{f_N} \tag{16}$$

$$P_d = \sqrt{(B_y, D_y)^2 + (B_z, D_z)^2} \quad \text{(Aplica debido a la simetría de las cargas)} \tag{17}$$

Donde:

C =carga dinámica.

P_d = Carga obtenida en el estudio.

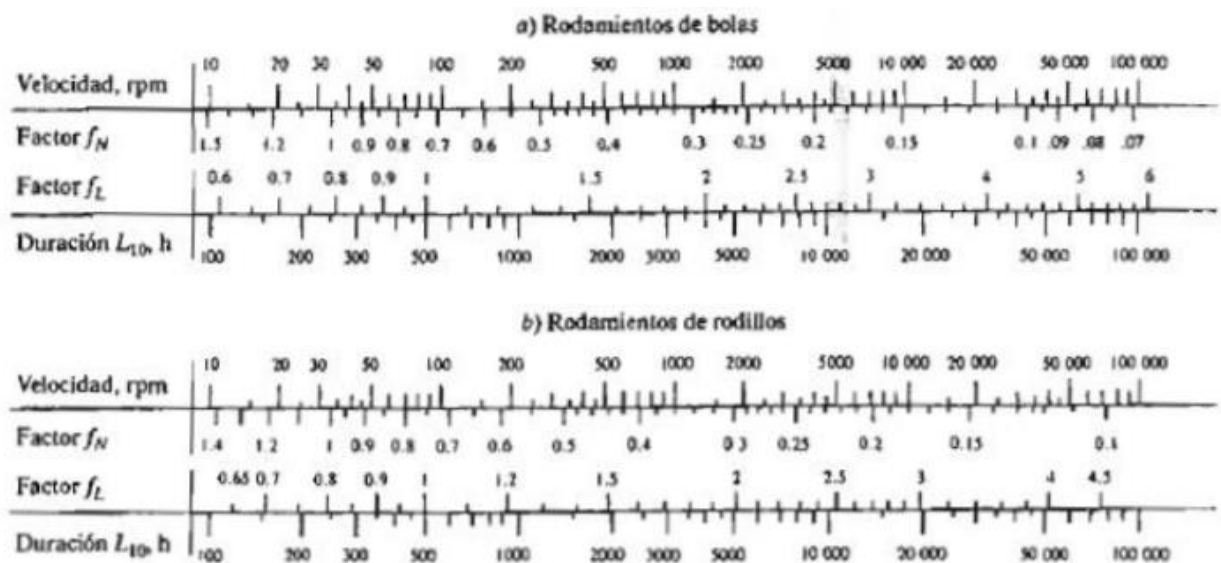
F_l = Factor de duración.

F_n = Factor por velocidad.

Los factores por velocidad y de duración se pueden seleccionar mediante la siguiente tabla:

Tabla 29.

Tabla de factores por velocidad y duración



Tomado de *Diseño de elementos de máquinas* cuarta edición, capítulo 14, cojinetes con contacto de rodadura, (p. 612), por Mott, 2006.

Al haber ya seleccionado el motor y conocer sus condiciones de operación, se pueden determinar el factor por velocidad y el factor de duración y por ende se tiene que:

$$f_t = 0,77$$

$$f_N = 1,05$$

$$C = 733,782 \text{ [N]}$$

Para poder determinar la capacidad de carga estática del rodamiento, nos remitimos a la expresión suministrada por la norma ISO 76:

$$C_0 = S_0 * P_0 \quad (18)$$

Donde:

P_0 : Carga estática de diseño

S_0 : Factor de seguridad estática

Para determinar el S_0 se tiene la siguiente tabla:

Tabla 30.

Factores S_0 prácticos

Condiciones de funcionamiento	Coeficiente de seguridad estática S_0	
	Para rodamientos de rodillos	Para rodamientos a bolas
Funcionamiento suave y normal, con bajas vibraciones y con requisitos poco severos para la suavidad de marcha; rodamientos con reducida oscilación	≥ 1	$\geq 0,5$
Funcionamiento normal, con requisitos más elevados para la suavidad de marcha	≥ 2	≥ 1
Funcionamiento con considerables cargas de impactos o choques	≥ 3	≥ 2
Rodaduras con elevados requisitos de precisión de rotación y suavidad de marcha	≥ 4	≥ 3

Tomado de http://medias.ina.de/medias/es!hp.tg.cat/tg_hr*ST4_102027403#ST4_102140427. (Sin fecha).

Debido a que las condiciones de trabajo de los rodamientos son leves se seleccionará un valor de $S_0=0,75$ por lo que la carga estática tendría un valor de $C_0=750,459$ [N]. Con estos valores se seleccionaron los rodamientos y la carcasa como se muestra en la Figura 51 de la cual se seleccionaron 2 rodamientos de bolas YAT 204 con una carcasa P52 para poder sujetarlo.

Figura 51.

Rodamiento y carcasa seleccionados

Designation	Dimensiones						Capacidad de carga básica		Velocidad límite	Designaciones	
	d [mm]	A [mm]	H [mm]	H ₂ [mm]	J [mm]	L [mm]	dynamic	static		Housing	Bearing
P 20 FM	20	32	25.3	50.5	76	98.5	12.7	6.55	8 500	P 47	YET 204
P 20 RM	20	32	25.3	50.5	76	98.5	12.7	6.55	8 500	P 47	YAT 204
P 20 TF	20	32	25.3	50.5	76	98.5	12.7	6.55	8 500	P 47	YAR 204-2F
P 20 TR	20	32	25.3	50.5	76	98.5	12.7	6.55	5 000	P 47	YAR 204-2RF
P 20 WF	20	32	25.3	50.5	76	98.5	12.7	6.55	8 500	P 47	YEL 204-2F
P 52 R-20 FM	20	32	28.4	56	86	108	12.7	6.55	8 500	P 52	YET 204
P 52 R-20 RM	20	32	28.4	56	86	108	12.7	6.55	8 500	P 52	YAT 204
P 52 R-20 TF	20	32	28.4	56	86	108	12.7	6.55	8 500	P 52	YAR 204-2F

6.12. Selección de acoples

Para este punto ya se tiene muy claro que se necesitarán dos acoples flexibles que conecten el motor al sensor y este al eje. Es necesario que se permitan los desplazamientos para corregir desalineaciones en el ensamblaje sin transmitir cargas a los elementos del dispositivo que puedan perjudicar su integridad. Dicha selección se realizó del catálogo de productos de la empresa colombiana Motorreductores ya que una de las grandes ventajas que ofrecen es poder mecanizar distintos agujeros dentro de un rango para el mismo acople. Esto es necesario para este diseño ya que el eje del sensor, del motor y el mismo eje de transmisión tienen diámetros totalmente distintos (10 mm, 14 mm y 15 mm respectivamente).

En base a esto se observaron las diferentes alternativas y dimensiones de los acoples ya que otro factor es la longitud de la línea de transmisión pues se cuenta solamente con el espacio de la superficie de la MTS Bionix 370.02. Por eso se estimó que el uso de los rodamientos de referencia Rotex o acoples de araña eran los indicados pues su tamaño respecto a su funcionalidad es ideal para los requerimientos del diseño. Constan de una estructura metálica unida a un polímero en forma de estrella el cual le permite deformarse levemente en todas las direcciones.

Figura 52.

Acople de araña, Rotex



Extraído del catálogo de productos de la empresa Motorreductores.

En vista de que los diámetros entran dentro del mismo rango de dimensión y además todos están sometidos a un torque muy similar se eligieron 2 acoples Rotex, uno de ellos con agujeros de 14 mm y 10 mm y el otro con agujeros de 10 mm y 15 mm ambos talla 14 con cubo corto y araña 98 Sh-A. En la Tabla 31 se muestran rangos de deformación radial, axial y angular. Además, estos acoples son muy livianos y presentan momentos de inercia muy bajos a comparación del torque que pueden transmitir.

Figura 53.*Selección de acoples*

ROTEX® Steel (St)																		
Size	Component	Spider (part 2) rated torque [Nm]			Finish bore d (min-max)	Dimensions [mm]												
		92 Sh-A	98 Sh-A	64 Sh-D		General											Thread for setscrew	
						L	l ₁ :l ₂	E	b	s	D _H	d _H	D	N	G	t	T _A [Nm]	
14	1a	7,5	12,5	16	0-16	35	11	13	10	1,5	30	10	30	—	M4	5	1,5	
	50					18,5												
19	1a	10	17	21	0-25	66	25	16	12	2	40	18	40	—	M5	10	2	
	90					37												
24	1a	35	60	75	0-35	78	30	18	14	2	55	27	55	—	M5	10	2	
	118					50												
28	1a	95	160	200	0-40	90	35	20	15	2,5	65	30	65	—	M6	15	10	
	140					60												
38	1	190	325	405	0-48	114	45	24	18	3	80	38	70	27	M8	15	10	
	164					70	80						—					

Extraído del catálogo de productos de la empresa Motorreductores.

Tabla 31.*Deformaciones permisibles de los acoples*

Tipo de deformación	Tolerancia
Axial	1,0 (+) mm 0,5 (-) mm
Radial	0,17 mm
Angular	1,1 °

Información extraída del manual de instrucciones de servicio y montaje de Rotex, 2014.

6.13. Cálculo del torque total del motor

Para el cálculo del torque total que el motor deberá suministrar se debe tener en cuenta el valor generado por fuerzas externas y además la resistencia de los elementos conectados al motor a girar.

$$T_T = T_E + T_I \quad (19)$$

Donde:

T_T = Torque total.

T_E = Torque por fuerzas externas (8,11 N-m).

T_I = Torque por efectos del momento de inercia de masa.

$$T_I = J_T * \frac{\Delta Velocidad}{\Delta Tiempo} \quad (20)$$

$$J_T = \sum J_i \quad (21)$$

Donde:

J_T = Suma total de los momentos de inercia de masa.

Ya es posible determinar el valor total de los momentos de inercia pues todos los elementos que están unidos a la línea de transmisión son conocidos al igual que sus respectivos momentos de inercia de masa por lo que se tiene que:

$$J_T = J_{Rotor} + 2J_{Acople} + J_{Sensor} + J_{eje} + 2J_{Rodamiento} + J_{sujetador} \quad (22)$$

Tabla 32.

Momentos de inercia de masa respecto al eje del rotor

Momento de Inercia	Valor [Kg*m²]
J_{rotor}	0,0004
J_{acoples}	0,000127
J_{sensor}	0,0000015
J_{eje}	0,000776
J_{rodamientos}	0,000085

$$\frac{J_{\text{sujetador}}}{0,001}$$

Nota. El valor real del momento de inercia de masa para el sujetador es de 0,0007714 Kg-m² sin embargo se asumió como 0,001 teniendo en cuenta al hueso.

En base a estos resultados se puede determinar el torque real suministrado por el motor:

$$J_T = 0,0022625 \text{ Kg-m}^2$$

El movimiento realmente crítico sería el de colocación pues se realiza en menos tiempo, por eso se calcula respecto a él:

$$T_I = 0,0948 \text{ N} - \text{m}$$

$$T_T = 8,2048 \text{ N} - \text{m}$$

$$L_{\text{eje}} = 158,6 \text{ mm}$$

Claramente el valor no se ve muy afectado ya que el giro se realiza a una velocidad angular relativamente baja y un recorrido corto de tal forma que la inercia del sistema es significativa, eso sin contar que los elementos son pequeños.

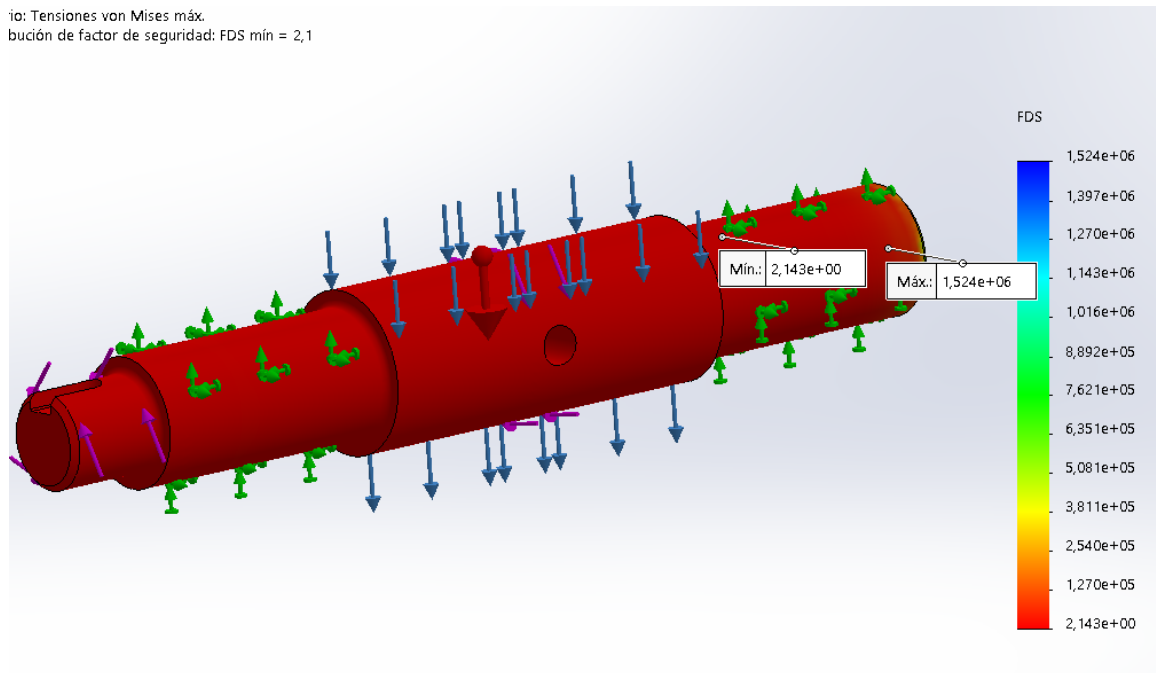
6.14. Análisis del eje por elementos finitos

Si bien se obtuvieron resultados coherentes mediante la metodología analítica, es pertinente modelar el eje y someterlo mediante un software a una simulación y teniendo las dimensiones de los rodamientos se conocen los parámetros de apoyo. Para esto se utilizará la herramienta de SolidWorks Simulation, donde esta pieza podrá ser sometida a las cargas propuestas con el fin de observar los desplazamientos y deformaciones del mismo y a su vez, verificar su resistencia según

los diámetros escogidos comparando el factor de seguridad que brinda la herramienta computacional con el que se usó para calcular.

Figura 54.

Factor de seguridad obtenido por la simulación del eje



Información completa en el Apéndice C.

De la simulación cabe rescatar 2 cosas, la primera de ellas es que el programa calculó un factor muy cercano al determinado por el método analítico, sin embargo, el modelo mostró que la influencia del apoyo genera un factor de seguridad menor al calculado anteriormente. Es normal ya que este tipo de consideraciones físicas es muy difícil incluirlas dentro del estudio previo, aun así, el valor está por el orden asumido. El segundo comentario para recalcar es que, en cuestión de deformaciones, el rango máximo está dentro de las milésimas de milímetro tanto para el centro del

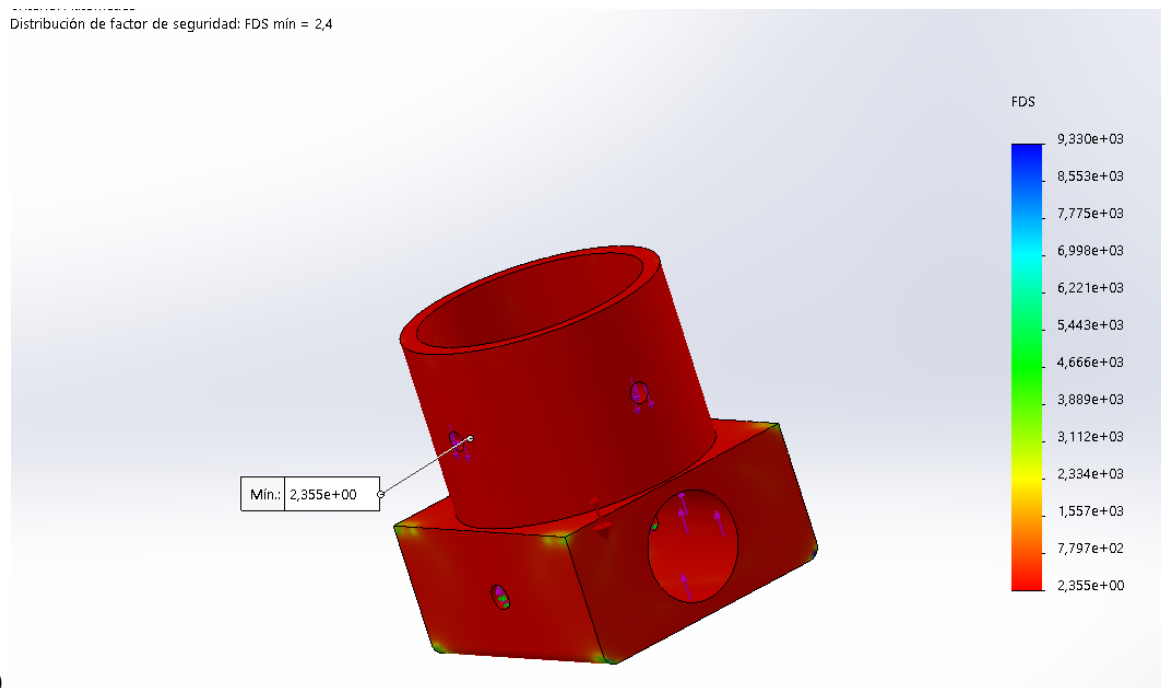
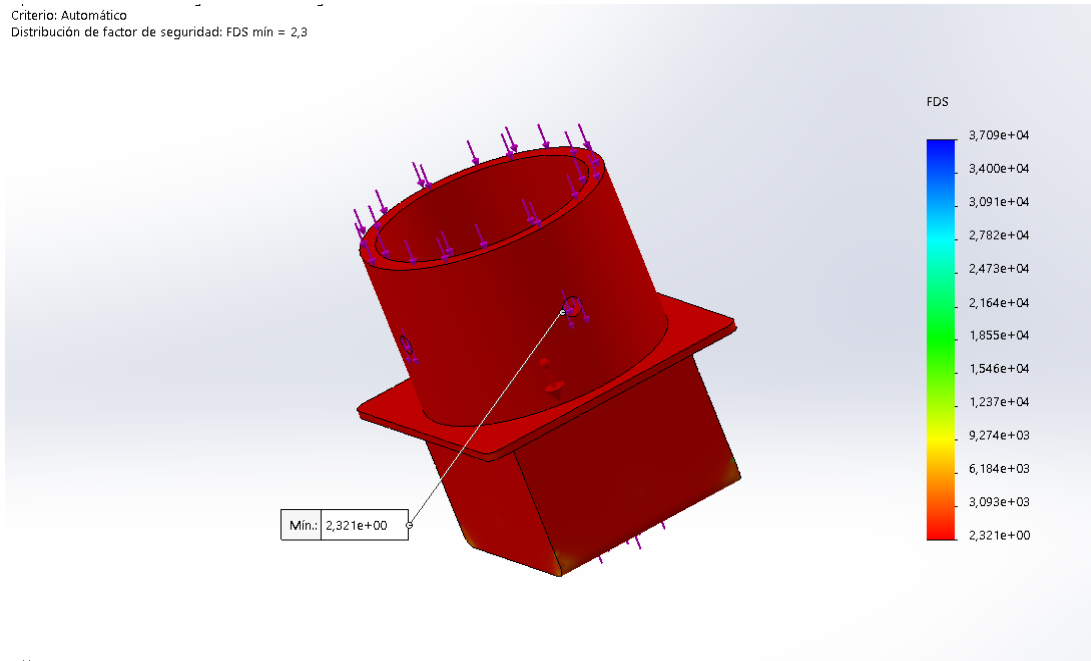
eje con un valor de $-8,304 \times 10^{-3}$ mm lo cual es una buena noticia pues nos interesa que el acople que junta al eje con el sensor no presente grandes desplazamientos. Para este punto del diseño, se puede concluir que las dimensiones asignadas a los elementos que se han considerado hasta el momento cumplen con los requerimientos dimensionales y a su vez son acordes a los parámetros del funcionamiento del dispositivo.

6.15. Análisis de los sujetadores por elementos finitos

La simulación pertinente a los sujetadores se realizó mediante un modelo donde los elementos solamente serían sometidos a compresión debido a que, por falta de información, recrear el escenario bajo condiciones coherentes es muy complicado, pues no se sabe a ciencia cierta la forma en la que se distribuyen las cargas a través de ellos. Lo ideal sería incluir una pieza con las propiedades mecánicas del hueso y con las dimensiones pertinentes. Aun así, sabiendo que la fuerza de fricción es de 70 N aproximadamente, su influencia en el sistema no será muy significativa por lo que igualmente nos permite visualizar una referencia del factor de seguridad que presentan las piezas.

Figura 55.

Factores de seguridad en la simulación de los sujetadores a compresión



Nota. En a) se puede ver el sujetador superior y en b) el inferior, donde cada uno tuvo un comportamiento muy aceptable frente a las cargas y las dimensiones propuestas con factores de seguridad entre los 2,3 y 2,4. Cabe destacar que se sugirió realizar un redondeo de 1/8" en los bordes inferiores de cada con el fin de proteger la integridad del

usuario que lo manipule. A su vez las deformaciones no sobrepasaron el rango de las milésimas de milímetros. A su vez, ambos están roscados en el tubo para tornillos de cabeza hueca M6. Información completa en el Apéndice C.

6.16. Diseño de soportes

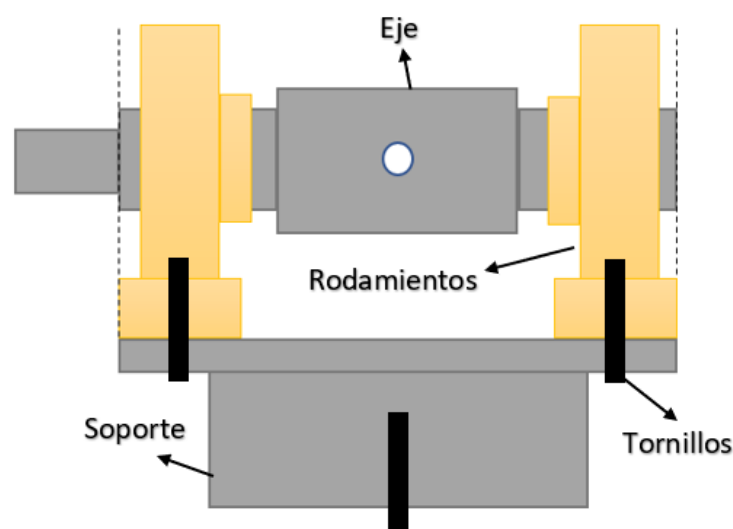
6.16.1. Soporte para rodamientos

Para poder apoyar los rodamientos se necesita un soporte que se encuentre atornillado a la celda de carga. Los tornillos que se manejan en el laboratorio miden aproximadamente 6 centímetros de los cuales 4 son ocupados por las arandelas de ajuste, eso quiere decir que se realizan pruebas de más de 5 kN con un agarre de 1 cm. Si bien pareciera poco agarre para un tornillo M12, según lo visto, se diseñará teniendo como referencia este tornillo de 20 hilos por pulgada.

Primeramente, se debe comprender espacialmente como está ubicado el eje y los rodamientos, pues se piensa colocar la saliente del cubo para asegurar el prisionero con el eje hacia el interior del mismo como se puede ver en la Figura 56.

Figura 56.

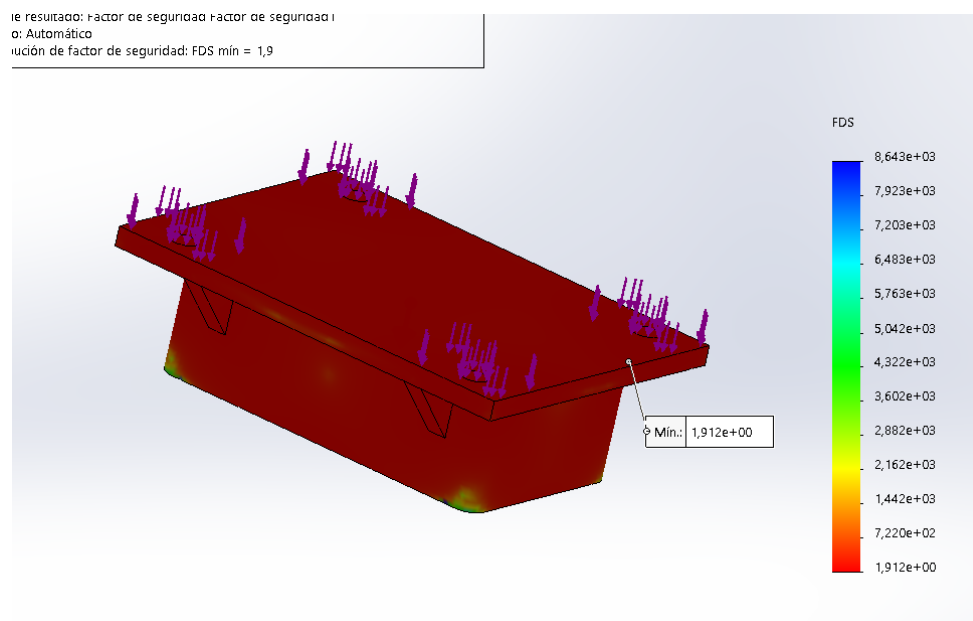
Esquema del arreglo para el soporte inferior



El espacio está distribuido de tal forma que el primer cambio de sección y el final del último tramo del eje concuerden con el ancho de los rodamientos, esto con un único fin y es facilitar el montaje del mismo pues si bien se puede medir la distancia a la cual se especifica que debe estar puesto el rodamiento, será mucho más sencillo si a su vez se tiene como referencia tanto la base como la posición del primer codo. De esta forma, se estimó mecanizar una plancha de 120 mm por 70 mm con un espesor comercial de 1 ½” cuyos bordes laterales inferiores deberán tener un redondeo de 1/8” y se le mecanizará un roscado M12 en la parte central de la cara inferior con el fin de poder atornillar a la celda de carga. A esta se le soldará otra plancha de un espesor comercial de ¼” de dimensiones 108 mm y 142,6 mm con los roscados específicos para atornillar los rodamientos. Finalmente, con el fin de evitar deformaciones excesivas en la plancha soldada, se añadirán 4 pestañas del mismo corte, es decir, de 1/8” que sirvan de apoyo donde todos los elementos son de acero AISI 304.

Figura 57.

Factores de seguridad en la simulación del soporte inferior



Cabe recordar que, este tipo de geometrías debido a los mecanizados y su geometría en general es complicado de analizar bajo un modelo analítico preciso pues sus condiciones son muy particulares como para tener la información correspondiente a los concentradores de esfuerzos y sus efectos sobre la distribución de las cargas a través de los elementos. Esto no quiere decir que no se pueda efectuar dicho estudio, pero para fines prácticos se recurre a la metodología de elementos finitos con el fin de tener un grado de certeza respecto al comportamiento bajo las condiciones requeridas.

6.16.2. Diseño del soporte motriz y del sensor

Inicialmente se propuso en el esquema de la Figura 38 emplear 2 soportes independientes tanto para el motor como para el sensor, sin embargo, después de realizar varias pruebas y partiendo del principio de la absorción de deformaciones del sistema por parte de los acoples flexibles se determinó que diseñar un soporte con dimensiones correspondientes a un factor de seguridad coherente que a su vez se vincule a los productos ofrecidos por el mercado para apoyar al sensor no sería posible. Por ende y habiéndose comentado con los auxiliares del laboratorio y con el director de la propuesta, se propuso condensarlos a uno solo y como esta estructura no estará en contacto con las muestras de estudio no se considerará usar acero inoxidable, sino por el contrario, la idea es usar acero estructural comercial dentro de los cuales se consideraron los siguientes:

Tabla 33.

Aceros estructurales comerciales más comunes

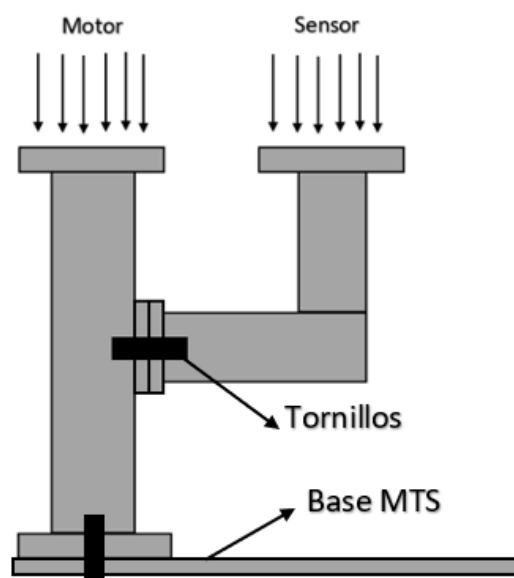
Tipo	Propiedades
------	-------------

ASTM 1011-HR (Aguas negras)	Su= 340 Mpa Sy= 205 Mpa
ASTM A36	Su= 400-550 Mpa Sy= 250 Mpa
ASTM A1008-CR	Su= 550 Mpa Sy= 380 Mpa

Con el fin de mantener un equilibrio entre buenas propiedades mecánicas y el precio de los elementos, se decidió diseñar el soporte con acero estructural ASTM A36. Para el diseño se propuso modelar dos elementos que puedan apernarse con el fin de no fabricar una pieza de gran tamaño, de esta forma un perfil se encargará de apoyar directamente al motor y de anclar el conjunto a los rieles disponibles en la base de la MTS Bionix 370.02 mientras que otros perfiles sostendrán el sensor.

Figura 58.

Nuevo esquema de soporte



Para la selección del perfil de la tubería se pensó en la forma en que se soldarían los diferentes componentes del ensamble, es por esto que si bien el perfil circular es una buena opción se optó por escoger uno cuadrado, además de ser menos costoso.

Figura 59.

Perfiles comerciales de la empresa FANALCA S.A.

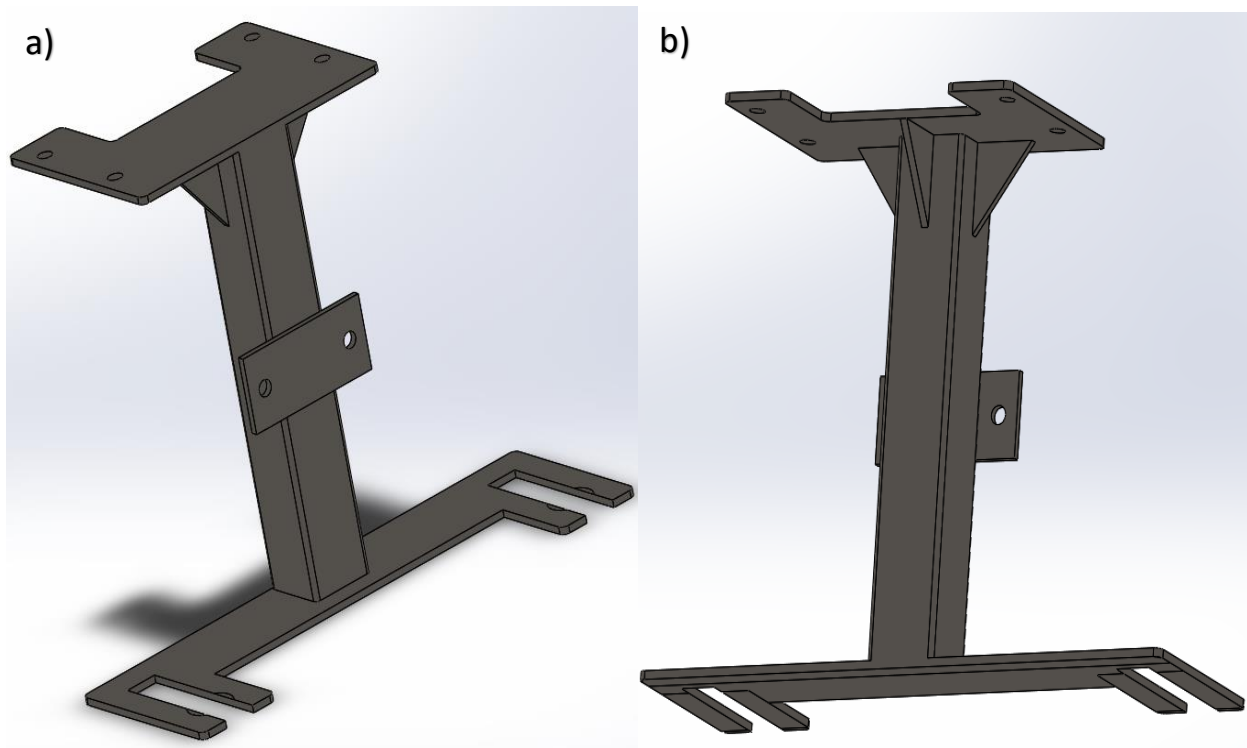


Se escogió un perfil cuadrado de 30 mm de lado y espesor de 1 mm al cual se le deben soldar una lámina inferior de espesor 3 mm para sujetar a la base de la máquina. Dicho espesor se debe a que esta zona deberá soportar el momento flector resultante del peso del motor y la palanca generada por el peso del sensor sin que se deforme de tal forma que comprometa a los acoples.

Para obtener las placas de la misma lámina, las secciones que servirán para apernar el perfil que soporta el sensor y el motor, tendrán esta misma medida además de 3 pestañas de asentamiento para la placa superior donde reposará el motor.

Figura 60.

Modelado del soporte motriz para sujeción a la base



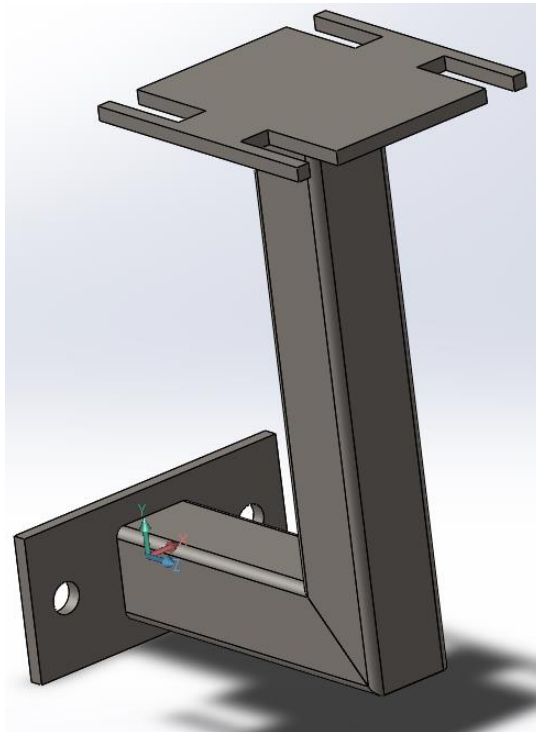
Nota. Los roscados de la lámina superior están dispuestos a las medidas de la base del motor NEMA 34 para su correcta conexión mientras la lámina inferior tiene un corte que brinda un recorrido alrededor de los rieles de la máquina con el fin de poder ajustarse. El lado a) muestra la cara orientada hacia la celda de carga y en b) se puede apreciar la disposición de las pestañas. Información completa en el Apéndice A.

Para el brazo que sujetará el sensor se disminuyeron las dimensiones de los perfiles ya que el peso de este es muy bajo (0,5 kg). Por esto se decidió usar 2 perfiles cuadrados de 3/4" de lado y

una lámina en la parte superior de 3 mm como base en acero ASTM A36 ya que esta estructura tampoco se ve sometida a efectos de corrosión por fuera de la manipulación de la misma.

Figura 61.

Modelado del soporte del sensor



Nota. La lámina superior está diseñada para permitir la sujeción del sensor y también le permite desplazarse axialmente en caso de ser necesario. Información completa en el Apendice A.

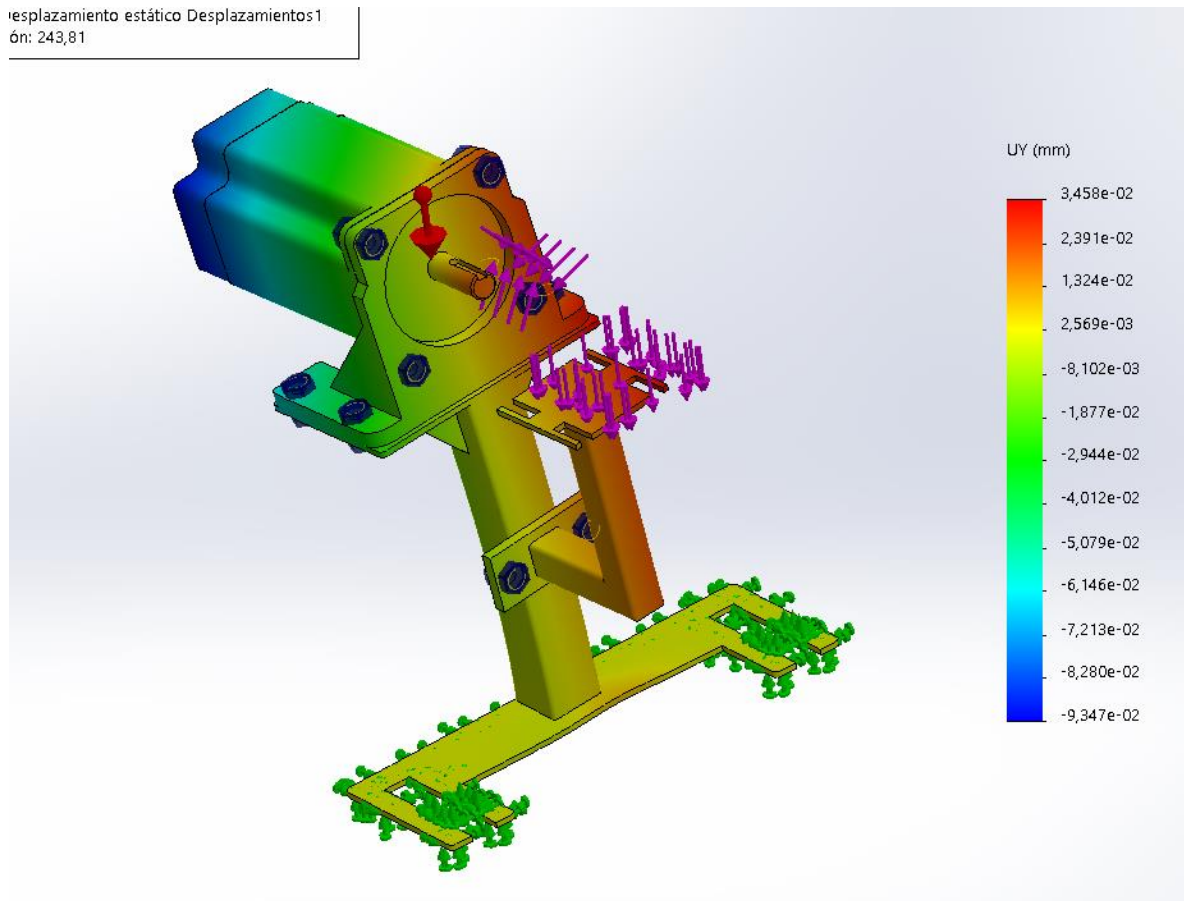
6.16.3. Análisis de elementos finitos para soporte motriz

Para poder realizar este estudio de forma que tuviese sentido físico, se modeló el motor con las dimensiones que el fabricante otorga, sin embargo, al no tener una uniformidad en los materiales de las piezas internas del mismo es muy difícil replicar exactamente el efecto que este provoca al estar suspendido y unido a su base. Por lo que para el análisis se le atribuyeron propiedades mecánicas del acero y se varió la densidad de la pieza hasta que lograra alcanzar el

peso expuesto en la ficha técnica y de esta forma simular el efecto que tendría en la distribución de esfuerzos del ensamblaje.

Figura 62.

Desplazamientos verticales de la simulación del soporte del motor



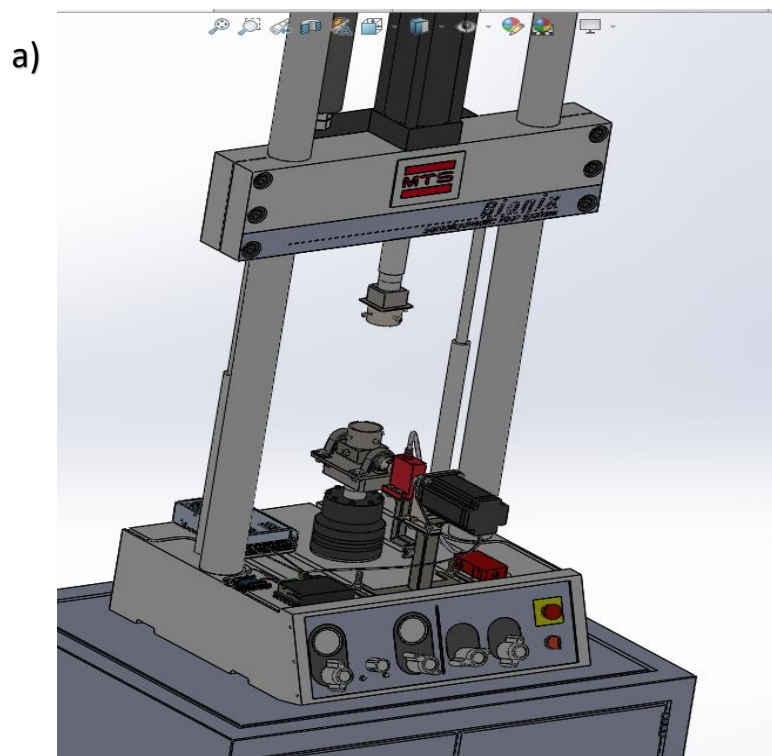
Nota. Como se puede apreciar en la imagen, los desplazamientos en las zonas de acople no superan los desplazamientos radiales permisibles por los acoples Rotex seleccionados. Por otra parte, tal y como se esperaba la parte posterior del motor tuvo la mayor deformación. En cuanto a las conexiones se tienen 10 tornillos M8 con una resistencia a la tracción de 120 Ksi y un torque aplicado de 11 lb-ft y se consideró un factor de fricción de 0,2 entre los elementos en contacto. Información completa en el Apéndice A.

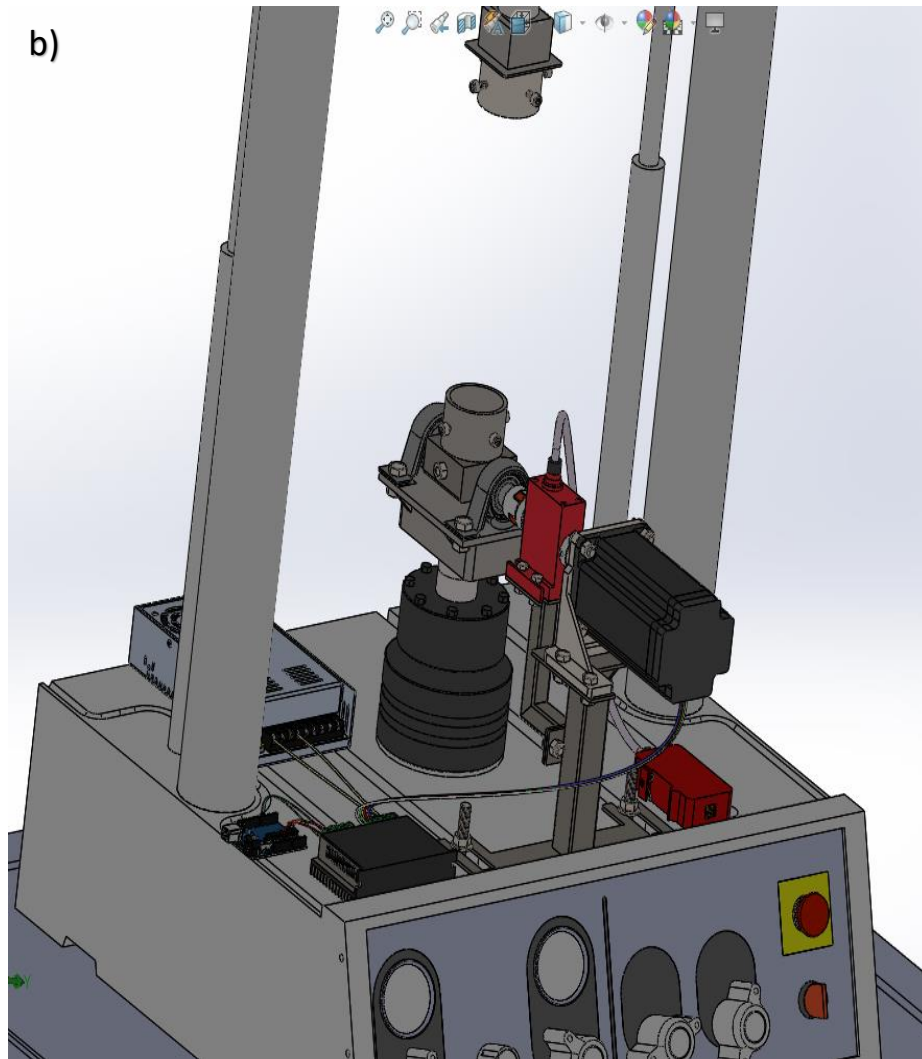
6.17. Modelación del dispositivo ensamblado a la Máquina MTS 370.02

Una vez los se han observado los estudios y los factores de seguridad junto con las deformaciones son acordes a los requerimientos de diseño y que los elementos se mantienen dentro del espacio de trabajo del cual se había anticipado, se procedió a modelar parte de la estructura de la MTS Bionix 370.02 haciendo uso de las dimensiones proporcionadas por el manual de la misma y con las mismas mediciones realizadas en el laboratorio. Lastimosamente falta información acerca de los materiales y las piezas de los elementos comerciales (acoples, motor y sensor), pues con ella se podría realizar una simulación total del dispositivo. Perfectamente se podría de alguna forma tantear las composiciones, sin embargo, solo se obtendría resultados aleatorios sin tener certeza del comportamiento real de los elementos.

Figura 63.

Ensamblaje en MTS Bionix 370.02





Nota. Como se puede apreciar en la figura b) el soporte motorizado se sujeta a la base MTS Bionix 370.02 por medio de unos tornillos M10 de longitud de 55 mm, con el fin de poderlo sostener cómodamente mientras se ajusta con las tuercas. Aunque ya se había dicho anteriormente, lo recomendable es colocar los elementos de control del motor lejos del tablero por cuestiones de seguridad; la imagen solo da una visión esquemática del diseño.

7. Hojas de ruta

Para la realización de las hojas de ruta solamente se tendrán en cuenta las piezas diseñadas o comerciales que hayan sido sometidas a mecanizados específicos para el funcionamiento del dispositivo. Los elementos seleccionados por catálogo se excluirán de este apartado. Toda esta información se puede encontrar detalladamente en el Apéndice B.

8. Matriz FMECA

En la tabla 34 se muestra un análisis de los posibles fallos que puede presentar el dispositivo con el fin de brindar anticipadamente las acciones a tomar para corregirlos mediante una matriz de fallos. Cabe destacar que, para las ponderaciones con las cuales se operó la matriz, se tiene un rango de 1 a 5 para la columna de severidad donde el número 1 representa “no severidad” mientras que el 5 significa “severidad altamente peligrosa”, asimismo, para la columna de ocurrencia el número 1 representa “muy baja ocurrencia” mientras que el número 5 significa “muy ocurrente” y finalmente bajo el mismo criterio de ponderación, para la columna de detección un valor de 1 traduce “seguramente detectable” mientras que un 5 “muy poco probable de detectar”. De este estudio se obtendrá también el número prioritario de riesgo o NPR, el cual se obtiene del producto de los valores obtenidos de la ocurrencia, la severidad y la detección y cuyo máximo valor podrá ser de 125. El NPR más alto, resaltarán la importancia de corregir o prevenir el defecto que se presenta pues será fundamentalmente crítico para la correcta y segura operación del dispositivo.

Tabla 34.

Matriz FMECA

Operación	Modo de falla potencial	Efectos potenciales de la falla	Severidad	Causas potenciales de la falla	Ocurrencia	Método de detección	Detección	NP R	Acciones de control
Alimentación y control del motor paso a paso	Corto circuito del sistema electrónico	Destrucción del sistema electrónico	5	Aumento repentino de corriente en el sistema	2	Sonidos y giro parcial del eje	2	20	Cambio de los elementos electrónicos afectados
		Incendio	5	Chispas generadas en contacto con material inflamable	1	Visual y se puede detectar con el olor	1	5	Apagar con el extintor adecuado y desconectar la fuente
	Destrucción parcial o completa de los elementos internos del motor	Daños severos a las muestras	1	Esfuerzos no deseados	3	No hay movimiento del eje del motor	1	3	Destapar el motor y realizar mantenimiento
		Golpeo de la máquina MTS con los sujetadores	4	Mala programación o cargas de compresión superiores a la de diseño	2	Se oye al sujetador golpear la máquina	2	16	Reescribir el programa y ajustar la carga de compresión
		No accionamiento del motor	4	Mal arreglo del paso de corriente del driver	2	Se puede verificar con los switches del driver	3	24	Ajustar los switches según se requiera
	Giros del eje fuera de los grados de operación	Lesión del operador	5	Disposición incorrecta de las muestras	3	Las muestras no están alineadas como normalmente	4	60	Retirar la carga y alinear las muestras

						nte debe ser			
		Dstrucción de los sujetadores	2	Programación incorrecta	2	Golpeteo con la estructura de la máquina	2	8	Revisar programación de giro
Transmisión de torque al sistema de fricción	Fractura del eje	Daños a las máquinas cercanas	5	Carga de compresión excesiva	2	Se chequea con el software para el ensayo	1	10	Revisar el eje y ajustar las condiciones de operación
		Lesión del operador	5	Desprendimiento de fragmentos del eje	1	Se aprecia la ruptura del eje	5	25	Atención pertinente y cambio del eje
	Fallo de los acoples	Dstrucción del sensor de torque	5	Cargas radiales elevadas	3	El software SENSIT no capta las señales del sensor	1	15	Revisión de la disposición de las muestras y cambio de sensor
		Quemado del motor	4	Oposición alta al torque por efecto de las desviaciones	2	El motor se detiene	1	8	Disminución de la carga de operación
Obtención de información del ensayo	Ruptura en los pines de conexión	Golpeteo del cable de conexión	3	Desconexión del cable	1	Se aprecia el movimiento irregular del cable	2	6	Conexión óptima del cable a los puertos

		Quemado de los pines de la USB520	4	Conexión intermitente	2	Finalización de la lectura del software SENSIT al desconectarse el puerto	1	8	Asegurar la correcta conexión del pin de ser necesario sujetando el cable a la estructura
	Deterioro de los elementos internos del sensor	Destrucción del sensor de torque	5	Desviaciones elevadas de los acoples	3	El sensor suena con un golpeteo interno	3	45	Cambiar las condiciones de operación a cargas de compresión más bajas
		Fractura del roscado de las planchas	1	Ajuste no correspondiente al tornillo	5	No es posible enroscar el elemento	2	10	Realizar un nuevo roscado cuidando las cargas
Soporte de los elementos del dispositivo	Ruptura de los tornillos de sujeción a la máquina	Daños en la celda de carga	5	Distribución asimétrica de la carga	3	Se puede evidenciar por la disposición de las muestras cuya orientación debe ser similar a la natural	3	45	Ajustar la disposición de las muestras
		Caida del dispositivo al suelo	5	Fallo de los anclajes a la máquina	2	Deflexiones elevadas en los soportes	5	50	Atornillar de forma segura los soportes a la estructura

Fallo de las muestras	Fractura parcial o total de las muestras	1	Deformaciones no deseadas	4	Alineación incorrecta de las muestras	3	12	Disminuir la carga y la disposición empleada
Fractura de los sujetadores	Desprendimiento de la muestra al aire	3	Fractura de las muestras por compresión alta	2	Ruptura del tejido cartilaginoso	4	24	Verificar el estado de las muestras antes de iniciar el ensayo
	Flexión peligrosa repentina del eje	4	Mala distribución de las cargas en las muestras	2	Sonido irregular del motor	2	16	Observar la muestra a medida que se aplica la carga
Sobrecarga y detención del motor	Quemado del motor	4	Alta exigencia de torque al motor por tiempo prolongado	2	Detención del motor	1	8	Destapar el motor y realizar mantenimiento
Sujeción de las muestras	Residuos oxidantes en elementos no aptos	1	Desprendimiento de fragmentos de las muestras debido al fallo	1	Fractura de las muestras	3	3	Verificar el estado de las muestras antes de iniciar el ensayo
	Lesión del operador	5	Partes de la muestra que sean expulsadas del dispositivo	2	No se evidencia contacto en el sistema de cómputo	1	10	Evitar contacto directo con la prueba una vez inicia
	Fractura de los pernos de sujeción	1	Cargas de compresión que superan el límite de diseño	2	El programa del ensayo mostrará el exceso de carga	1	2	Ajustar el ensayo a los requerimientos deseados

Destrucción de la muestra	1	Desviación de los pernos de sujeción	2	Las muestras presentará n una desviación	3	6	Ajustar simétricam ente los pernos de sujeción
------------------------------	---	--	---	--	---	---	--

9. Conclusiones

- Después de revisar los resultados obtenidos por la herramienta SolidWorks Simulation se puede evidenciar que las dimensiones y los materiales seleccionados permiten el correcto funcionamiento del dispositivo, presentando factores de seguridad de un orden prudente y deformaciones mínimas, evitando en lo posible, elementos en voladizo, garantizando una distribución de cargas simétrica en base a los requerimientos iniciales del proyecto y además condensando el espacio ocupado por los elementos del mismo.
- Según el ensayo de compresión realizado para determinar la influencia de los tejidos conectivos de la rodilla porcina en la pérdida de longitud de las muestras, se puede asegurar que la ausencia de los tendones y de los ligamentos cruzado anterior y posterior dan lugar a una deformación muy significativa a comparación de cuando la articulación se encuentra intacta. Por otra parte, es válido afirmar que ni el cartílago ni el menisco y tampoco el hueso presentaron algún tipo de lesión durante la prueba al alcanzar los 2000 N de carga, por lo que se puede garantizar la integridad de las muestras incluso para la condición del ser humano. También cabe resaltar que el funcionamiento de los soportes de hueso no tuvo inconvenientes, por lo que son un referente confiable bajo el cual se diseñaron los del presente proyecto.
- Al comparar el cálculo realizado mediante la metodología analítica con la de los elementos finitos para el diseño del eje, se puede evidenciar cierto grado de convergencia al resultado sin embargo incluso al modelar la pieza con diámetros mayores, la simulación arrojó un factor de seguridad levemente más crítico que el escogido para diseñar. Este comportamiento se le atribuye a la escasez de condiciones físicas y espaciales que se pueden conjugar al realizar los cálculos analíticamente.

10. Recomendaciones

- El poder conocer de forma exacta como modelar los elementos comerciales como los acoples, el sensor y el motor distribuyendo correctamente sus partes internas y añadiendo los materiales pertinentes, brindaría la posibilidad de poder simular con certeza el comportamiento completo del ensamblaje.
- Ensayar con otro tipo de rodillas diferentes a las humanas es posible bajo la configuración correcta de la muestra ya que la composición bioquímica del cartílago en los seres vivos si bien varía, no tiene alteraciones significativamente altas. Esto no quiere decir que todos los organismos tenemos las mismas propiedades en el tejido cartilaginoso, pero sí compartimos varias características.
- La estructura está diseñada para ser desmontada y ensamblada de forma práctica por lo que varios de sus elementos pueden ser usados para otros fines académicos. En otras palabras, los elementos del dispositivo no están limitados a solo ser usados por este.
- En caso de su compra, realizar una pequeña guía del software SENSIT test and measurement les permitiría a los usuarios del dispositivo poder comprender como configurar la interfase para la lectura de la información del ensayo.
- Diseñar un elemento para la agrupación de los dispositivos encargados del control y la alimentación del motor, permitiría poder operar de forma óptima el ensayo.

Referencias bibliográficas

- Amoako, A. O., & Pujalte, G. G. A. (2014). Osteoarthritis in Young, Active, and Athletic Individuals. *Clinical Medicine Insights: Arthritis and Musculoskeletal Disorders*, 7, CMAMD.S14386. <https://doi.org/10.4137/cmamd.s14386>
- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., & Garrett, W. E. (2000). Mechanisms of Anterior Cruciate Ligament Injury. *Orthopedics*, 23(6), 573–578. <https://doi.org/10.3928/0147-7447-20000601-15>
- Briceño Díaz, F., Calderón Jiménez, S., Molina Sánchez, V. M., Torres Pimiento, D., Borja Roncallo, G., & Cantillo Guerrero, E. (2020). TENDENCIAS Y CARACTERÍSTICAS DE LOS MERCADOS PARA LA EXPORTACIÓN E IMPORTACIÓN DE DISPOSITIVOS BIOMÉDICOS. *Dictamen Libre*, 27, 1-35. <https://doi.org/10.18041/2619-4244/dl.27.6647>.
- Constantin, D., & Molder, C. (2016). THE ANALYSIS OF THE KNEE JOINT MOVEMENT. *MTA REVIEW*, Vol. XXVI, No. 2, 117-122.
- Dayanis, A. B., Hernaldo, F. C. T., & Isnel, R. G. (2013). Comportamiento Al Desgaste En Pasadores Fabricados de Acero Aisi 1045. Eae Editorial Academia Espanola.
- Dong, Y. F., Dong, Y. H., Xu, Q. R., Hu, G. H., & Dong, W. P. (2011). The Effect of Varying Degrees of Radial Meniscal Tears on the Knee Contact Stresses: A Finite Element Analysis. *Advanced Materials Research*, 304, 135–141. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/amr.304.135>
- Felson, D. (2013). Osteoarthritis as a disease of mechanics. *Osteoarthritis and Cartilage*, 21(1), 10-15. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2012.09.012>

- Herrera, W. P. C., & Cunalata, O. G. T. (2019). *Principios de tribología aplicados en la ingeniería mecánica* (1.^a ed.). 3Ciencias. <https://doi.org/10.17993/IngyTec.2019.57>
- Ihnatouski, M., Pauk, J., Karev, D., & Karev, B. (2020). AFM-Based Method for Measurement of Normal and Osteoarthritic Human Articular Cartilage Surface Roughness. *Materials*, 13(10), 2302. <https://doi.org/10.3390/ma13102302>
- Kobayashi, M., & Hyu, H. S. (2010). Development and Evaluation of Polyvinyl Alcohol-Hydrogels as an Artificial Articular Cartilage for Orthopedic Implants. *Materials*, 3(4), 2753–2771. <https://doi.org/10.3390/ma3042753>
- Lesso, V., Orozco, L., Benítez, D., Arroyo, L. (2014). Mechanical Characterization of Femoral Cartilage Under Unicompartimental Osteoarthritis. *SOMIM*, Vol. 4 No. 6, 239-246.
- Liao, W., Li, Z., Li, T., Zhang, Q., Zhang, H., & Wang, X. (2017). Proteomic analysis of synovial fluid in osteoarthritis using SWATH-mass spectrometry. *Molecular Medicine Reports*. Published. <https://doi.org/10.3892/mmr.2017.8250>
- Liu, A., Jennings, L. M., Ingham, E., & Fisher, J. (2015). Tribology studies of the natural knee using an animal model in a new whole joint natural knee simulator. *Journal of Biomechanics*, 48(12), 3004–3011. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.07.043>
- Maestu et al. (Septiembre 2015). Artroscopía posterior de tobillo: Resultados. Revisión Bibliográfica y Experiencia Persona. *ARTROSCOPIA*. 22(3), 99-106.
- Maldonado, G., Ríos, C., Paredes, C., Ferro, C., Intriago, M. J., Aguirre, C., Avila, V., & Moreno, M. (2017). Depression in Rheumatoid Arthritis. *Revista Colombiana de Reumatología (English Edition)*, 24(2), 84–91. <https://doi.org/10.1016/j.rcreue.2017.07.001>

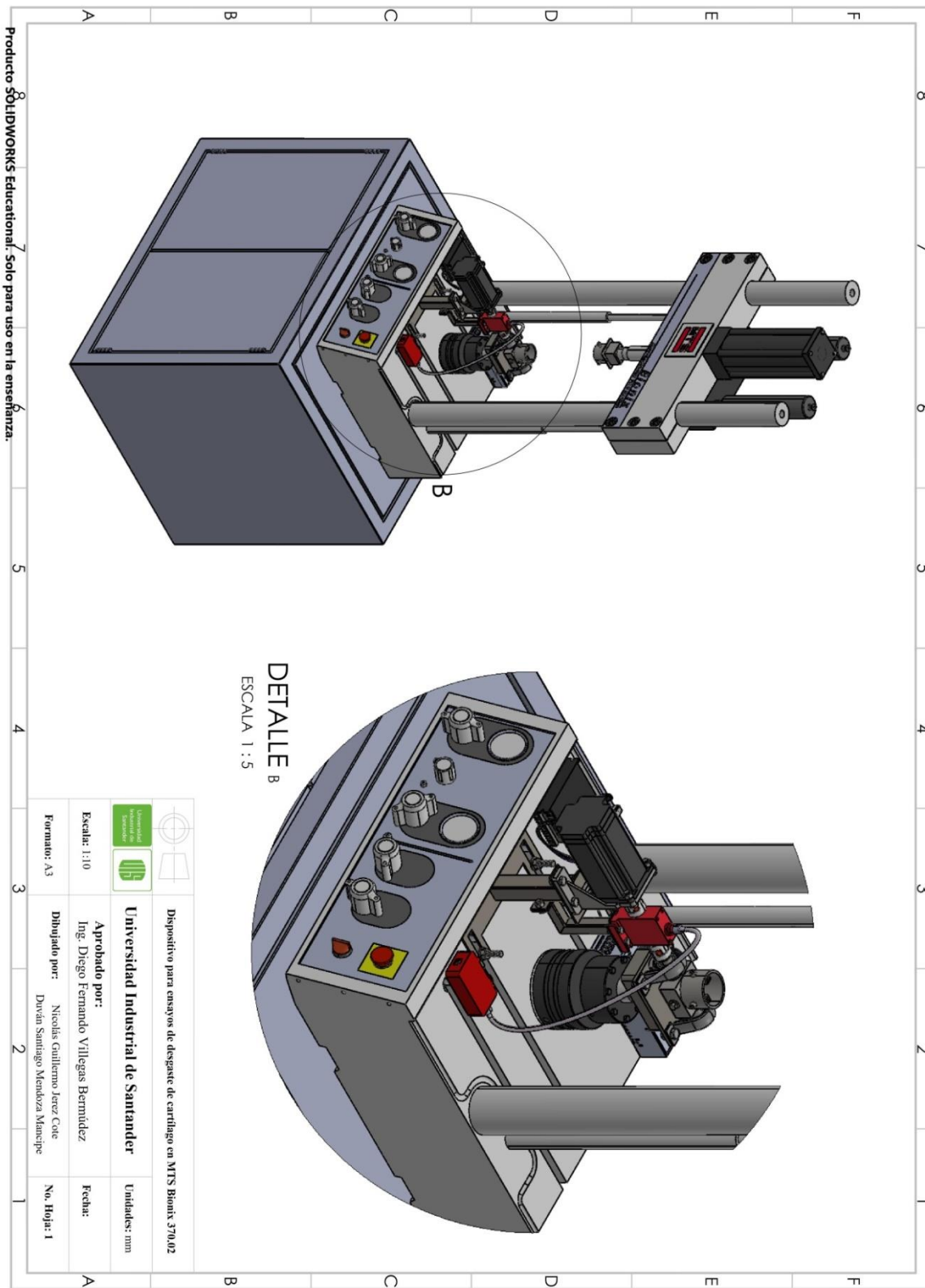
- Meng, Q., Jin, Z., Wilcox, R., & Fisher, J. (2014). Computational investigation of the time-dependent contact behaviour of the human tibiofemoral joint under body weight. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 228(11), 1193–1207. <https://doi.org/10.1177/0954411914559737>
- Merkher, Y., Sivan, S., Etsion, I., Maroudas, A., Halperin, G., & Yosef, A. (2006). A rational human joint friction test using a human cartilage-on-cartilage arrangement. *Tribology Letters*, 22(1), 29–36. <https://doi.org/10.1007/s11249-006-9069-9>
- Oberländer, K. D., Brüggemann, G. P., Höher, J., & Karamanidis, K. (2012). Reduced knee joint moment in ACL deficient patients at a cost of dynamic stability during landing. *Journal of Biomechanics*, 45(8), 1387–1392. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.02.029>
- Pérez Expósito, R. E., Ruiz Ibán, M. Á., Díaz Heredia, J., Ruiz Díaz, R., Vega Rodríguez, R. M., & Cuéllar Ayestarán, A. (2017). Manejo inicial del paciente con luxación anterior de hombro. *Revista Española de Artroscopia y Cirugía Articular*, 24(1), 101-116. <https://doi.org/10.24129/j.reaca.24158.fs1701002>.
- Pertuz et al. (2018). Estudio de la fatiga en láminas de tubería compuesta de matriz epóxica con fibra de vidrio para cargas de tracción. *Scientia et Technica Año XXIII*, 23(4), 482.
- Proffen, B. L., McElfresh, M., Fleming, B. C., & Murray, M. M. (2012). A comparative anatomical study of the human knee and six animal species. *The Knee*, 19(4), 493–499. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2011.07.005>
- Roberts, B., Solomon, L., Mercer, G., Reynolds, K., Thewlis, D., & Perilli, E. (2017). Joint loading and proximal tibia subchondral trabecular bone microarchitecture differ with walking gait

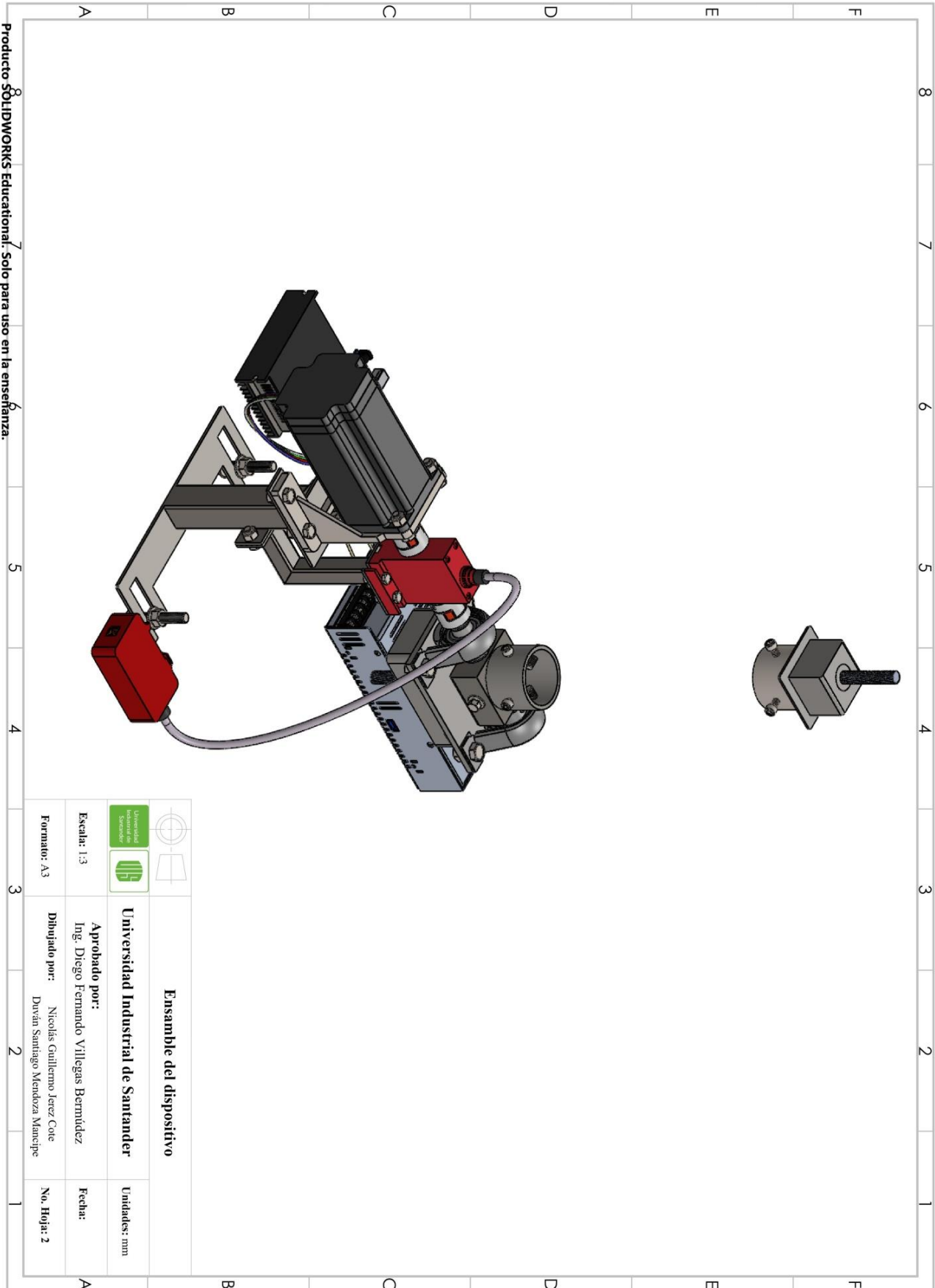
- patterns in end-stage knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 25(10), 1623–1632.
<https://doi.org/10.1016/j.joca.2017.06.001>
- Rodriguez, M. L., & Li, L. (2017). Compression-rate-dependent nonlinear mechanics of normal and impaired porcine knee joints. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 18(1).
<https://doi.org/10.1186/s12891-017-1805-9>
- Sastre, S. (2020, 3 marzo). *Cartílago articular, un amortiguador que se desgasta y no se regenera*. Blog del Dr. Sergi Sastre. <https://www.barnaclinic.com/blog/traumatologia-deportiva/2019/07/02/el-cartilago-articular/>
- Sindhu, V., & Soundarapandian, S. (2019). Three-dimensional modelling of femur bone using various scanning systems for modelling of knee implant and virtual aid of surgical planning. *Measurement*, 141, 190–208.
<https://doi.org/10.1016/j.measurement.2019.04.017>
- Trommer, R. M., & Maru, M. M. (2017). Importance of preclinical evaluation of wear in hip implant designs using simulator machines. *Revista Brasileira de Ortopedia (English Edition)*, 52(3), 251-259. <https://doi.org/10.1016/j.rboe.2016.07.004>
- Warnecke, D., Meßemer, M., de Roy, L., Stein, S., Gentilini, C., Walker, R., Skaer, N., Ignatius, A., & Dürselen, L. (2019). Articular cartilage and meniscus reveal higher friction in swing phase than in stance phase under dynamic gait conditions. *Scientific Reports*, 9(1).
<https://doi.org/10.1038/s41598-019-42254-2>

Apéndices

Apéndice A.

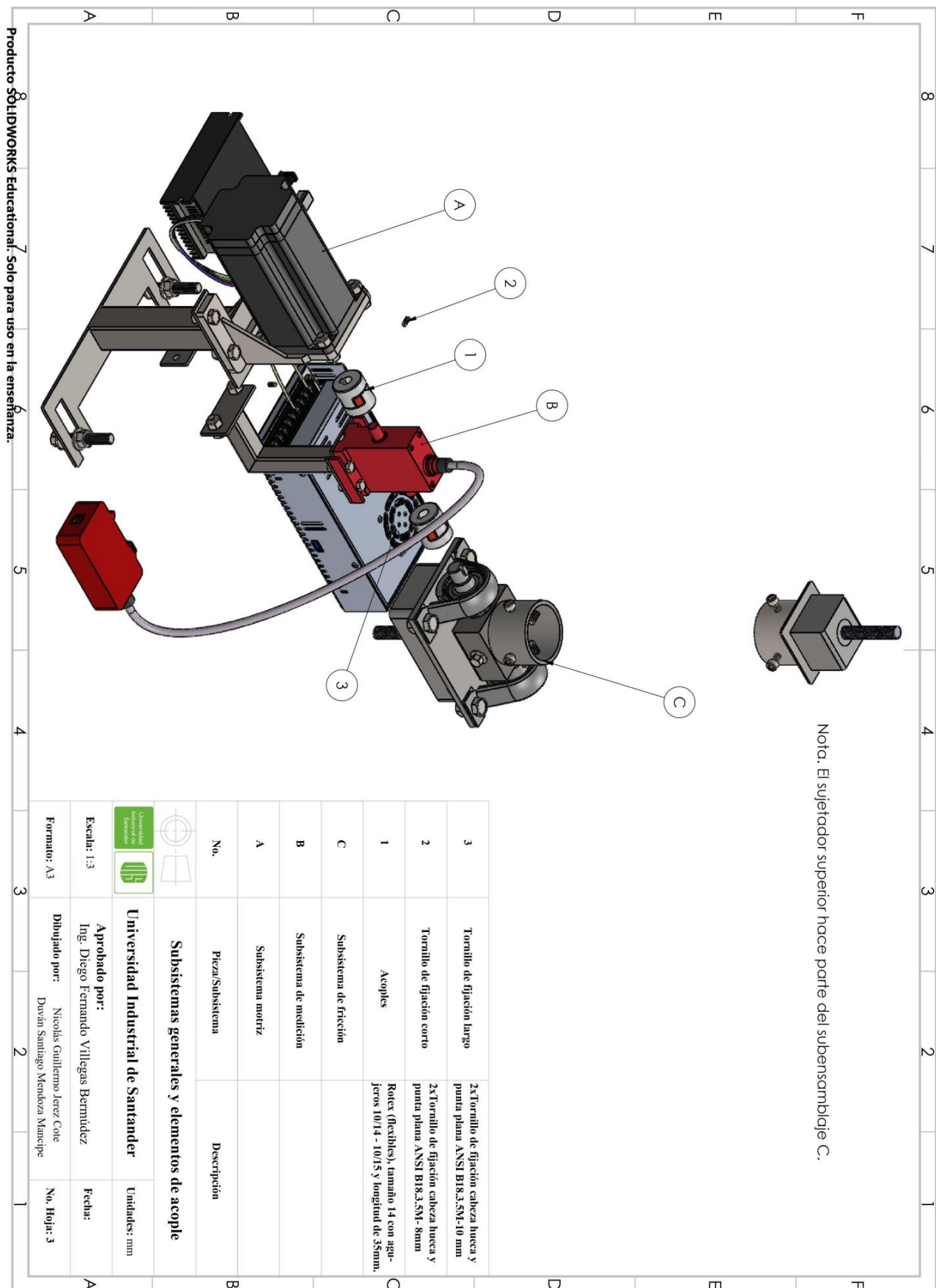
Planos

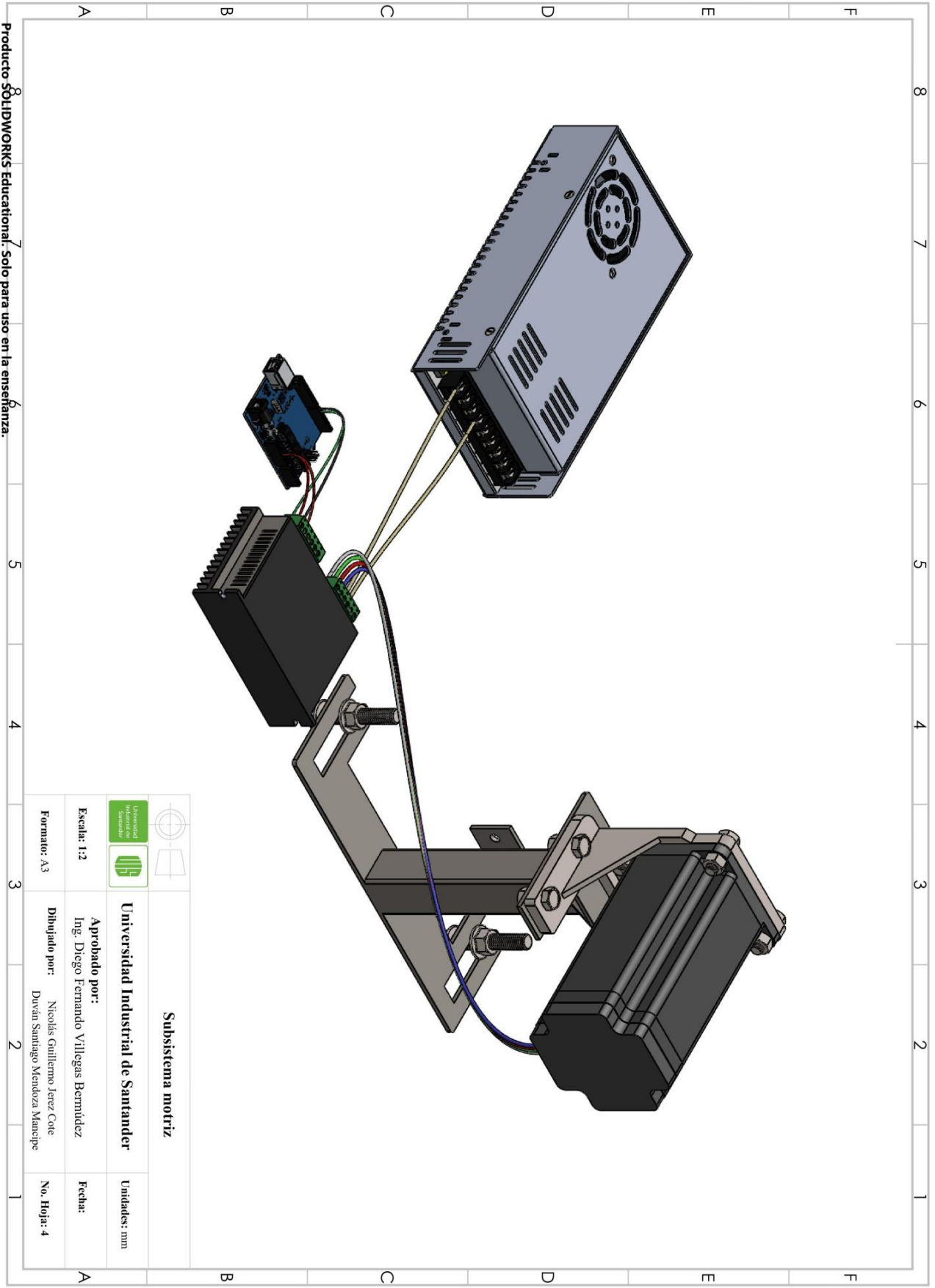




Producto SÓLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

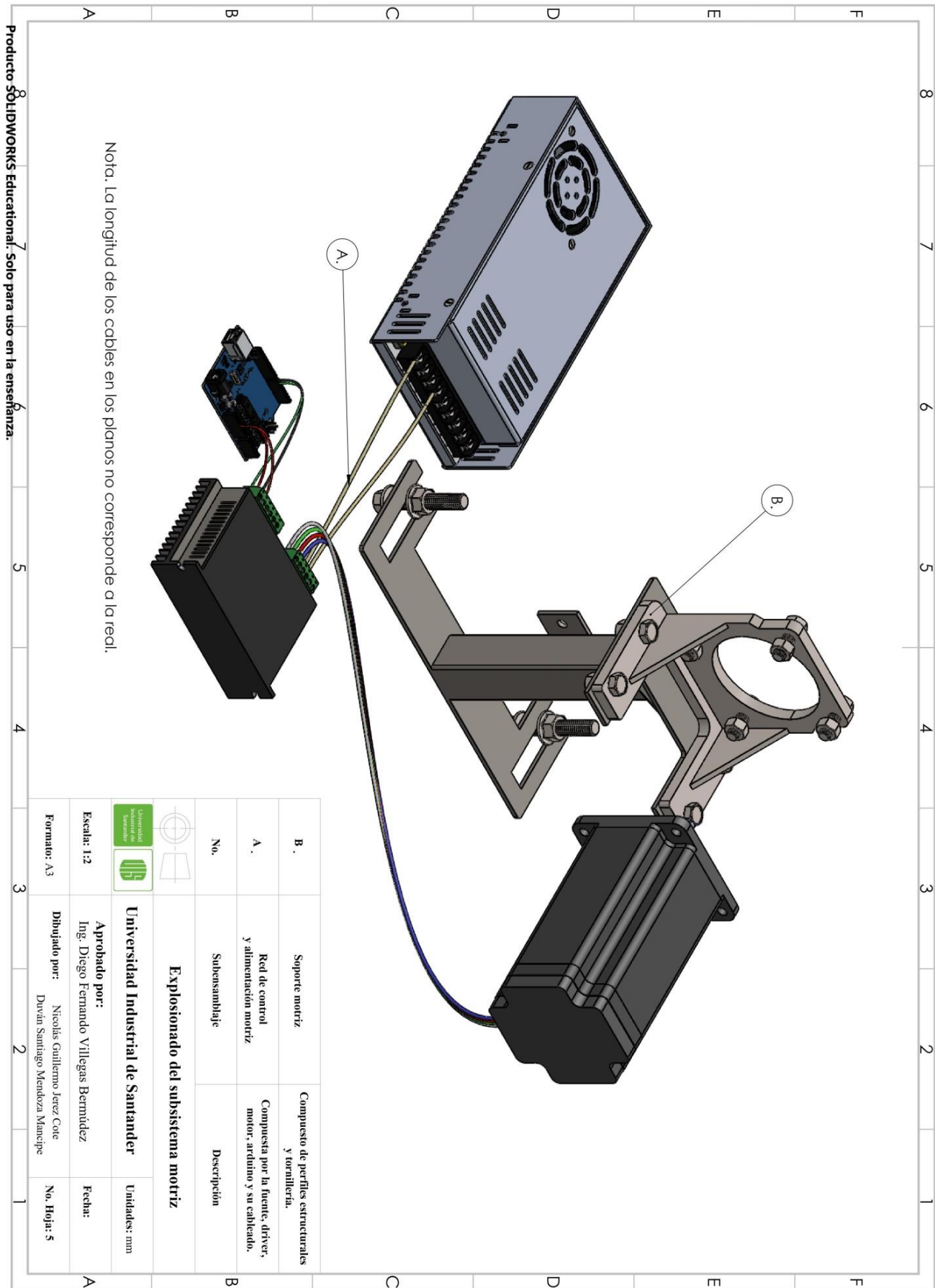
		Ensamble del dispositivo	
Universidad Industrial de Santander		Unidades: mm	
Escala: 1:3	Aprobado por: Ing. Diego Fernando Villegas Bernúez	Fecha:	
Formato: A3	Dibujado por: Nicolás Guillermo Jerez Cote Duvan Santiago Mendoza Mancipe	No. Hojas: 2	



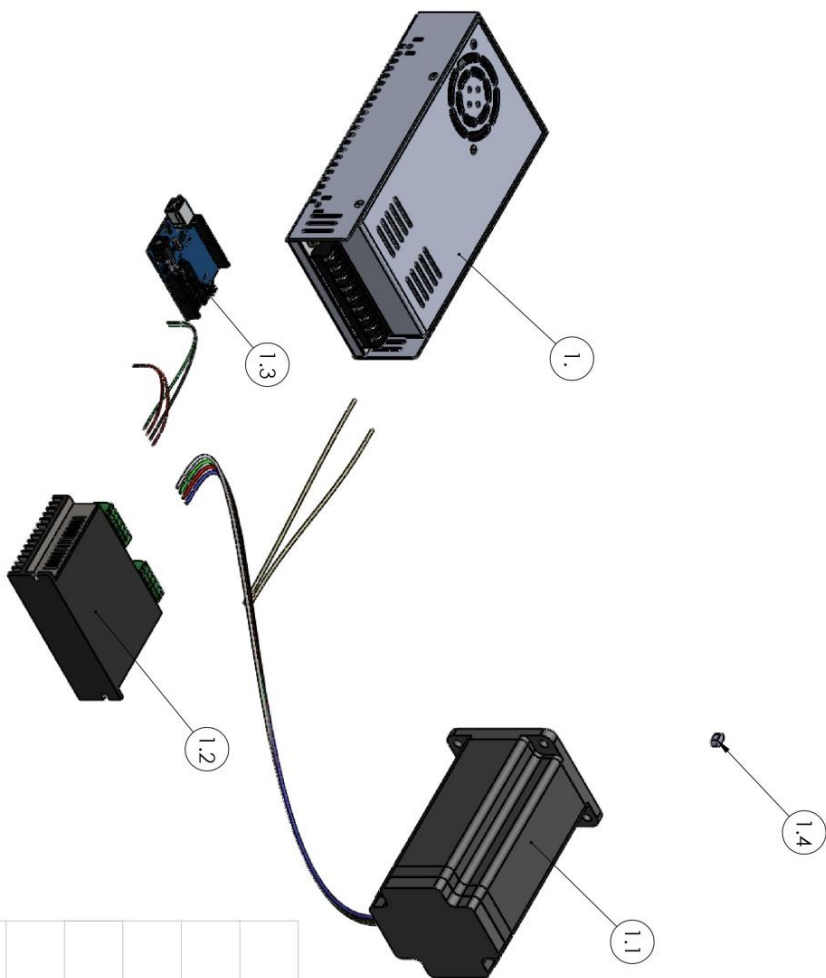


Producto SÓLIDWORKS Educativo. Solo para uso en la enseñanza.

		Subsistema motriz	
Universidad Industrial de Santander			
Escala: 1:2	Aprobado por: Ing. Diego Fernando Villegas Bermúdez	Fecha:	
Formato: A3	Dibujado por: Nicolás Guillermo Lenz Cote Duvan Santiago Mendoza Manrique	No. Hoja: 4	



Producto SOLIDWORKS Educativo. Solo para uso en la enseñanza.



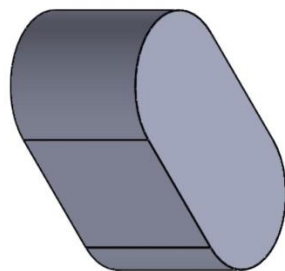
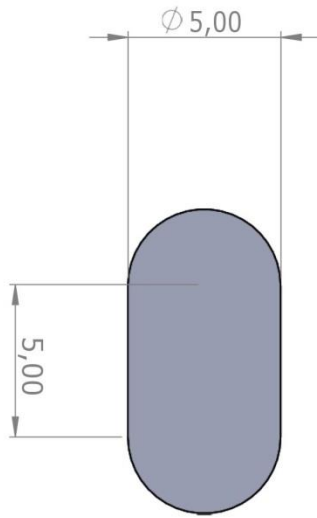
Nota: El microcontrolador funciona con jumpers de forma óptima mientras que para la fuente se recomienda un cable de al menos 2 mm de espesor.

No.	Piezas	Descripción
1.4	Chaveta	Lados 5x5 y longitud de 10 mm
1.3	Microcontrolador	Arduino UNO
1.2	Driver	Driver DM860T corriente pico 6.0 RMS y 36/110 VDC max. de entrada.
1.1	Motor	Motor 34HP59-6004S Nema 34, 1.8° Bipolar de 12 Nm- 6.0 A.
1.	Fuente	Potencia 400W- Voltaje máximo de entrada 110/120V, 6.6A a 60Hz.

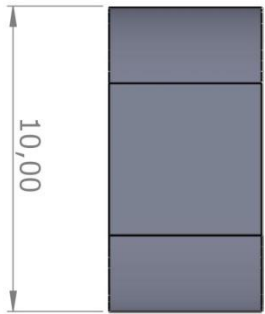
Subsistema de red de control y alimentación motriz
Universidad Industrial de Santander
 Unidades: mm

Aprobado por: Ing. Diego Fernando Villegas Bermúdez
Dibujado por: Nicolás Guillermo Jerez Cole
 Daván Santiago Mendoza Mancipe

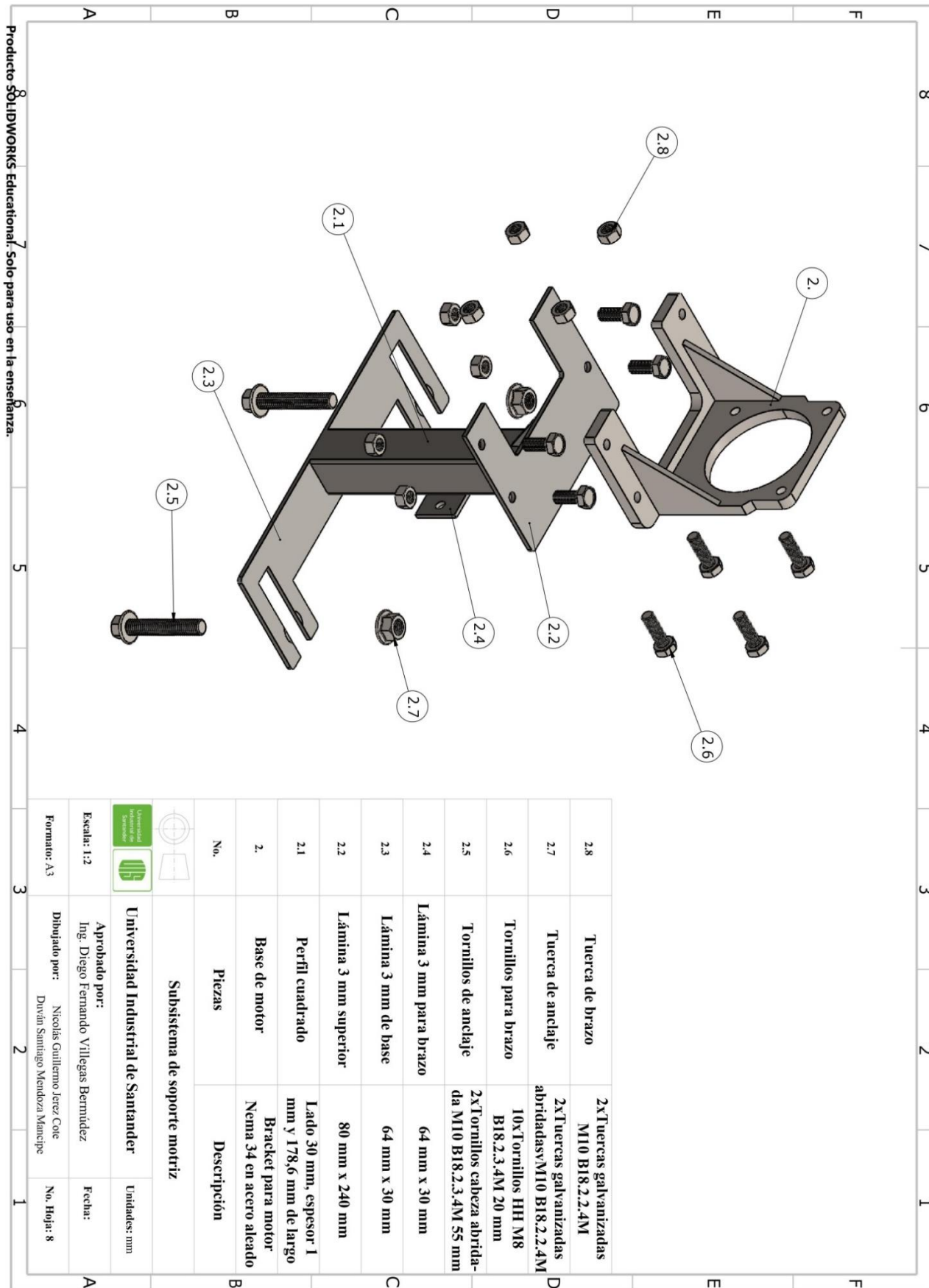
Escala: 1:3
Formator: A3
Fecha:
No. Hoja: 6



Nota. Esta chaveta también está en el eje.



	<p align="center">Chaveta</p> <p align="center">Universidad Industrial de Santander</p>	Unidades: mm
Escala: 5:1		Aprobado por: Ing. Diego Fernando Villegas Bermúdez
Formato: A4	Dibujado por: Nicolás Guillermo Jerez Cote Duván Santiago Mendoza Mancipe	No. Hoja: 7

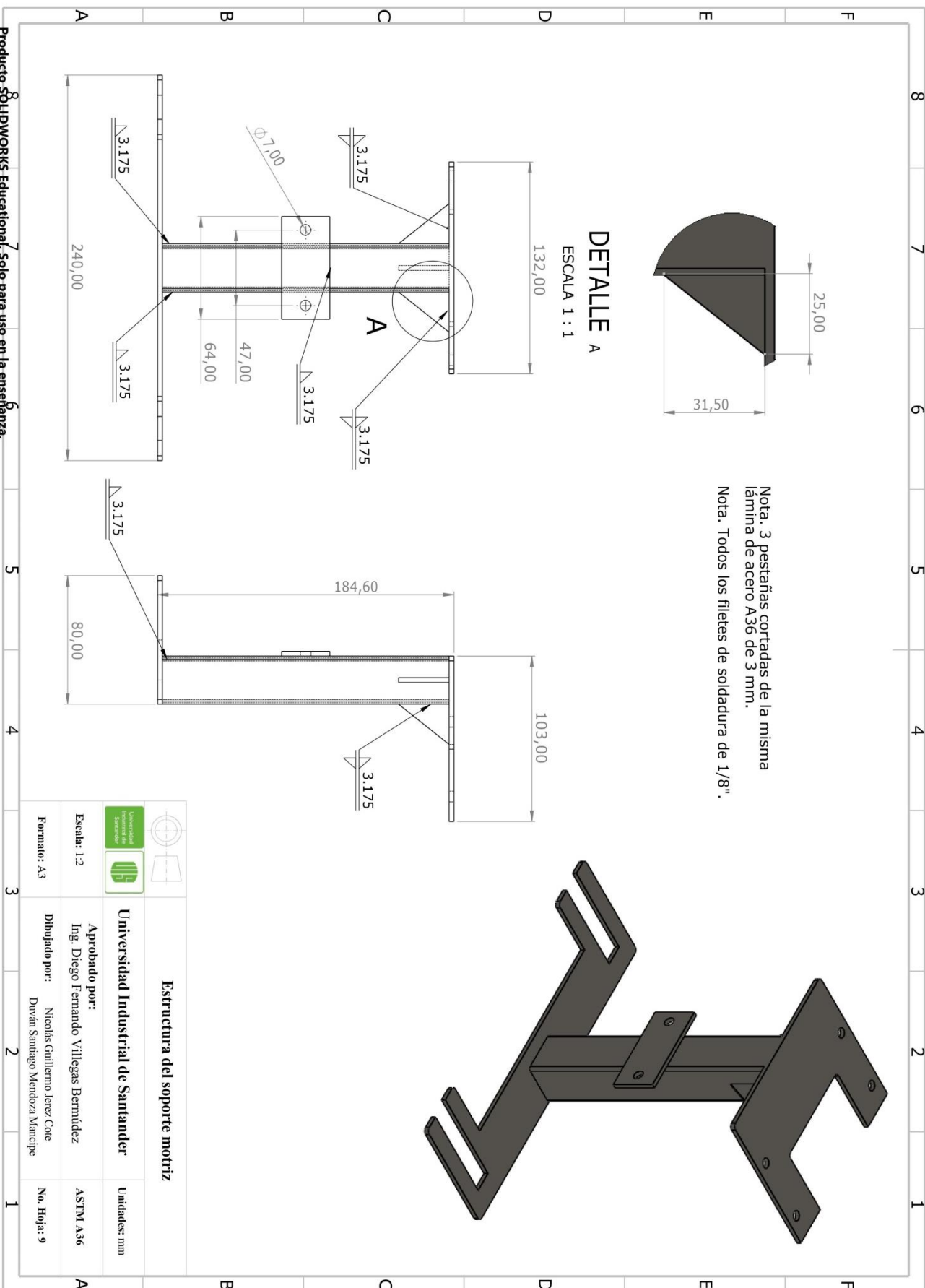


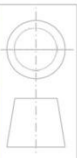
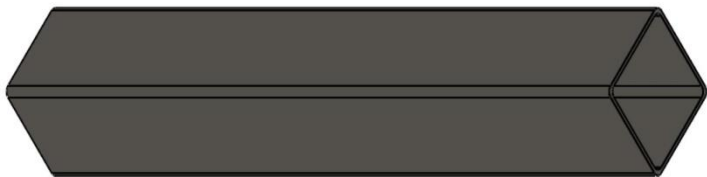
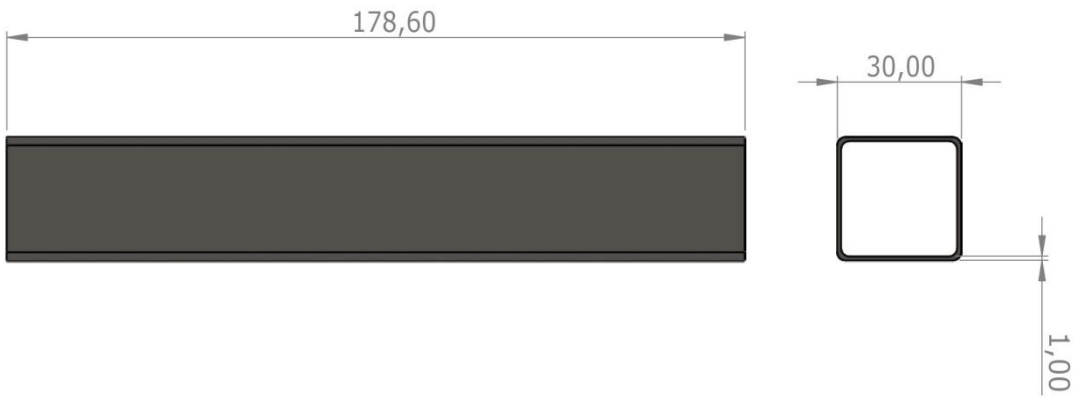
No.	Piezas	Descripción
Subsistema de soporte motoriz		
2.1	Perfil cuadrado	Lado 30 mm, espesor 1 mm y 178,6 mm de largo
2.	Base de motor	Bracket para motor Nema 34 en acero aleado
2.2	Lámina 3 mm superior	80 mm x 240 mm
2.3	Lámina 3 mm de base	64 mm x 30 mm
2.4	Lámina 3 mm para brazo	64 mm x 30 mm
2.5	Tornillos de anclaje	2x Tornillos cabeza abridada M10 B18.2.3.4M 55 mm
2.6	Tornillos para brazo	10x Tornillos HH M8 B18.2.3.4M 20 mm
2.7	Tuerca de anclaje	2x Tuerca galvanizadas abridadas M10 B18.2.2.4M
2.8	Tuerca de brazo	2x Tuerca galvanizadas M10 B18.2.2.4M




Universidad Industrial de Santander
 Aprobado por:
 Ing. Diego Fernando Villegas Bernúlez
 Dibuñado por: Nicolás Guillermo Jerez Cote
 Diván Santiago Mendoza Mancipe

Escala: 1:2
 Formato: A3
 Fecha:
 No. Hoja: 8





Perfil cuadrado

Universidad Industrial de Santander

Unidades:
mm

Aprobado por:

Ing. Diego Ferrando Villegas Bermúdez

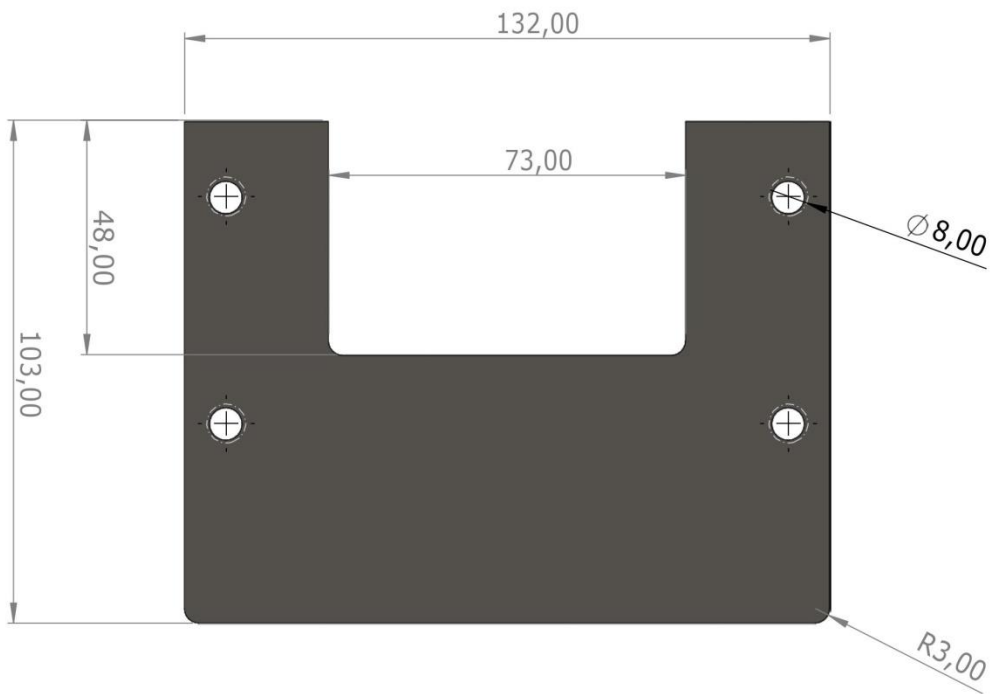
ASTM
A36

Formato: A4

Dibujado por: Nicolás Guillermo Jerez Cote
Duván Santiago Mendoza Mancipe

No. Hoja:
10

Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.



Nota. Todos los redondeos de 3 mm y todos los roscados M8

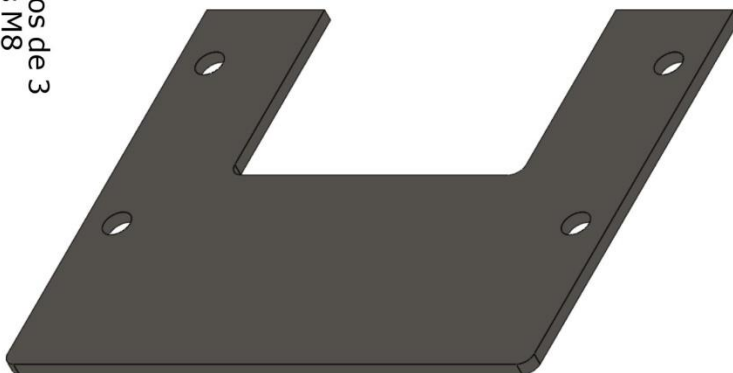
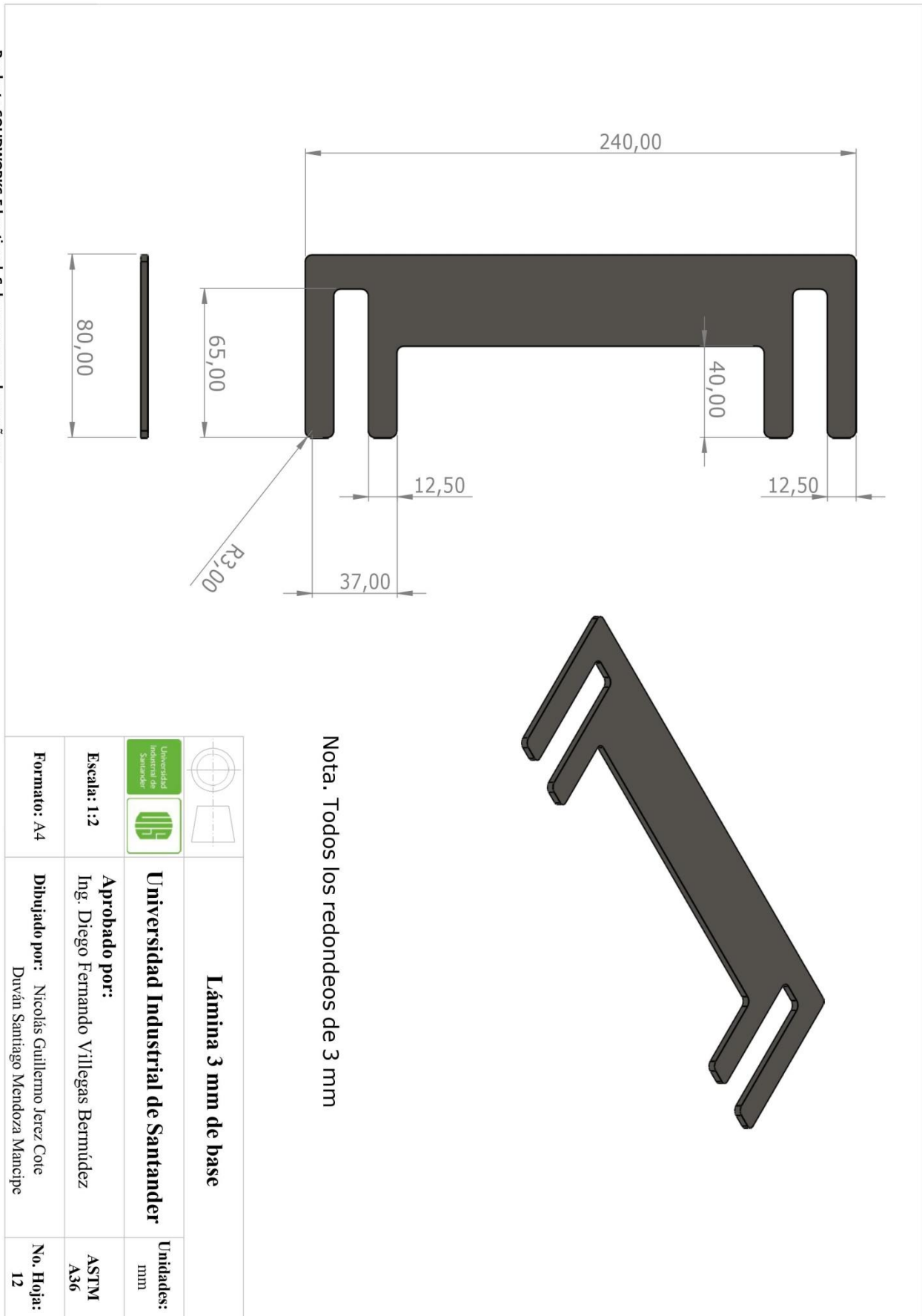
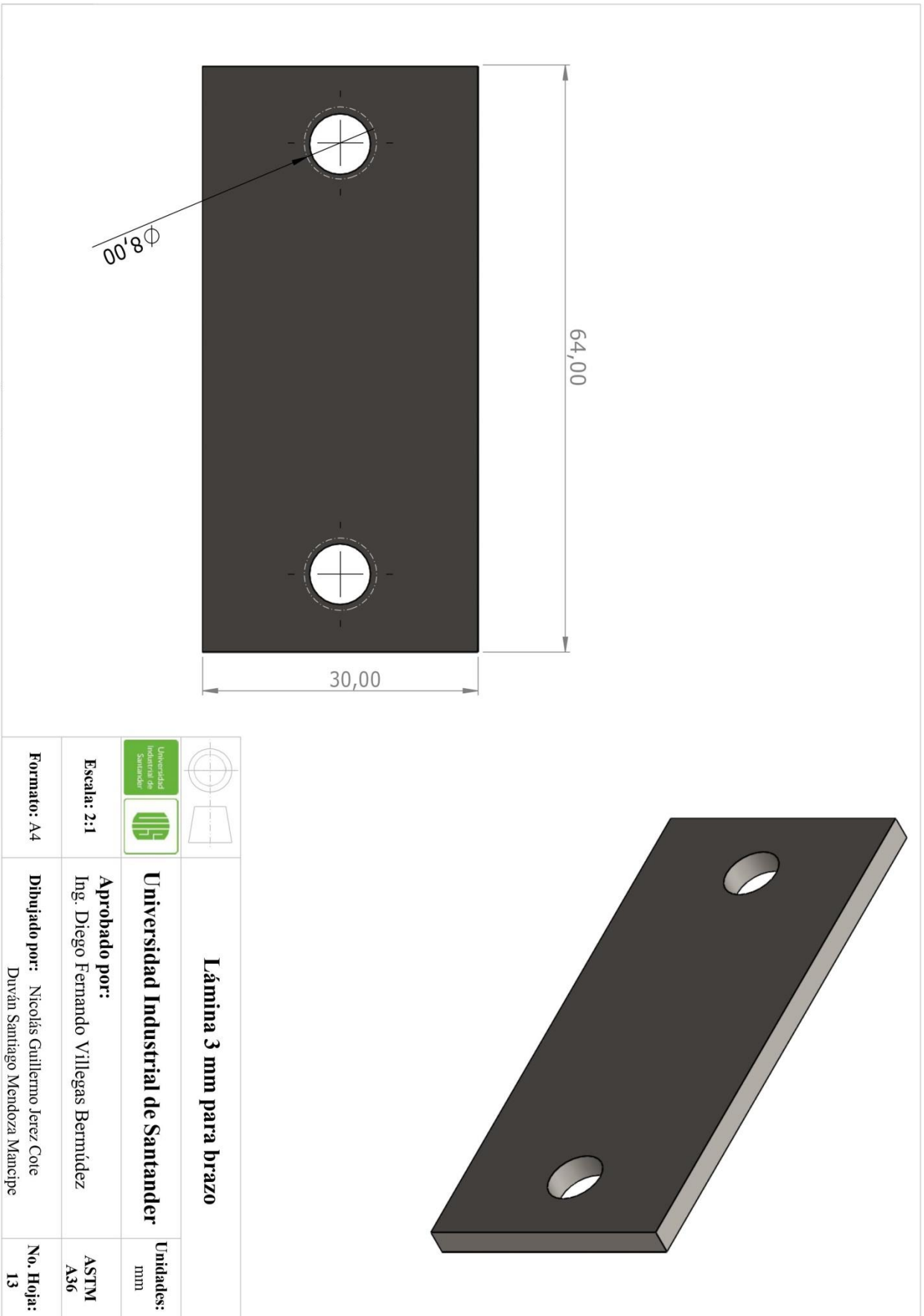
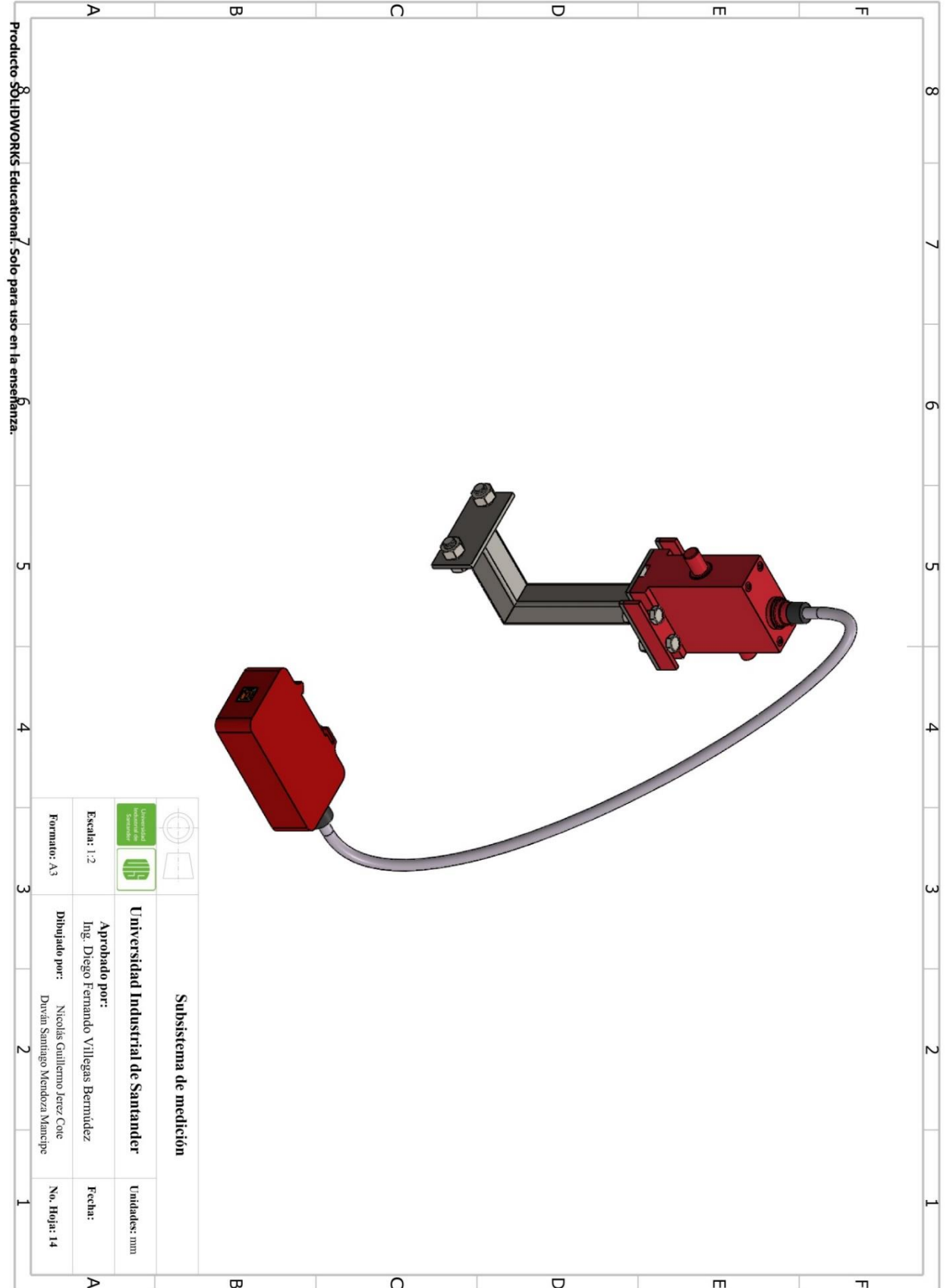


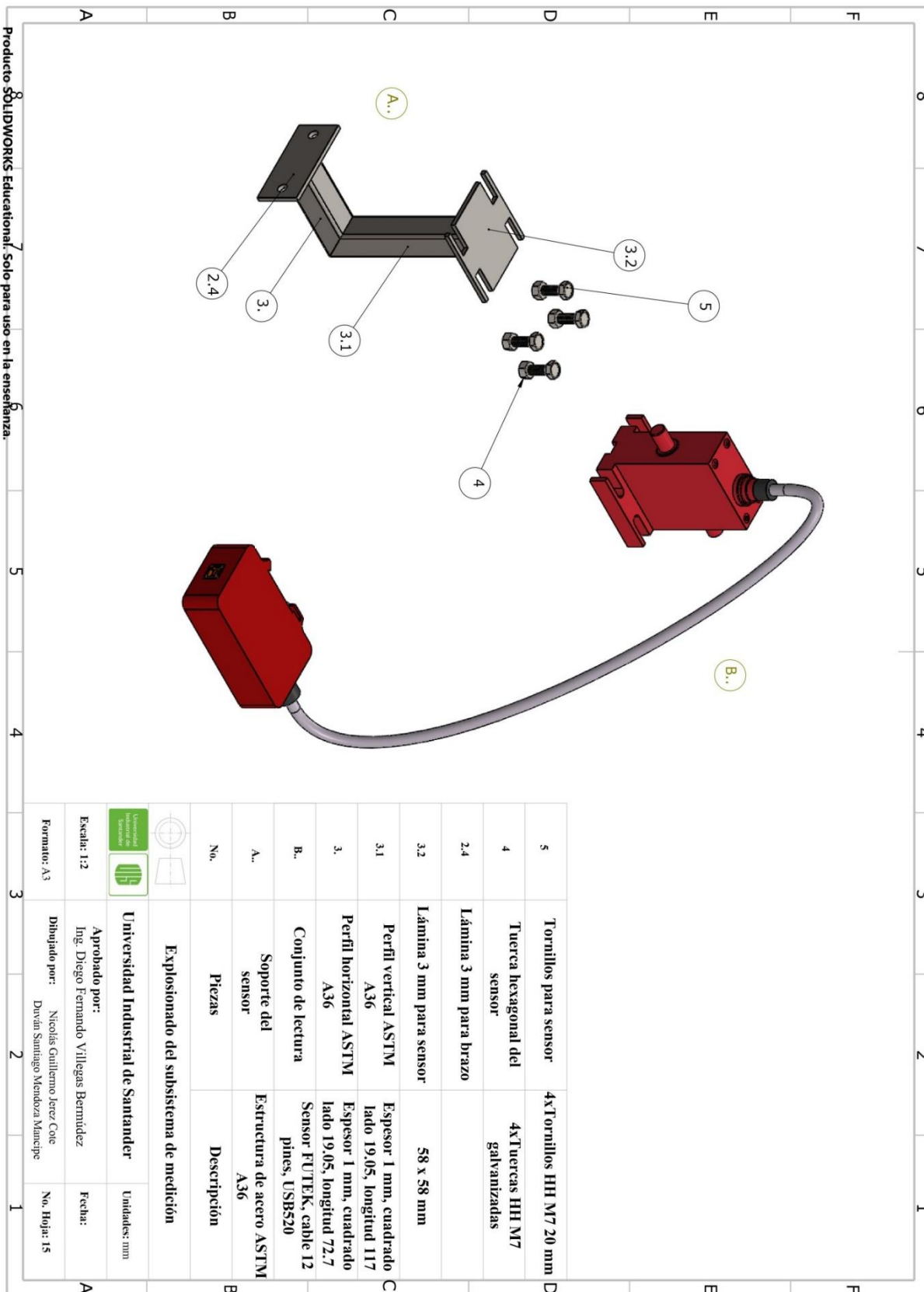
		Lámina 3 mm superior	
Universidad Industrial de Santander		Universidad Industrial de Santander	
Escala: 1:1.25	Aprobado por: Ing. Diego Fernando Villegas Bermúdez	Unidades: mm	
Formato: A4	Dibujado por: Nicolás Guillermo Jerez Cote Duvián Santiago Mendoza Mancipe	ASTM A36	
		No. Hoja: 11	

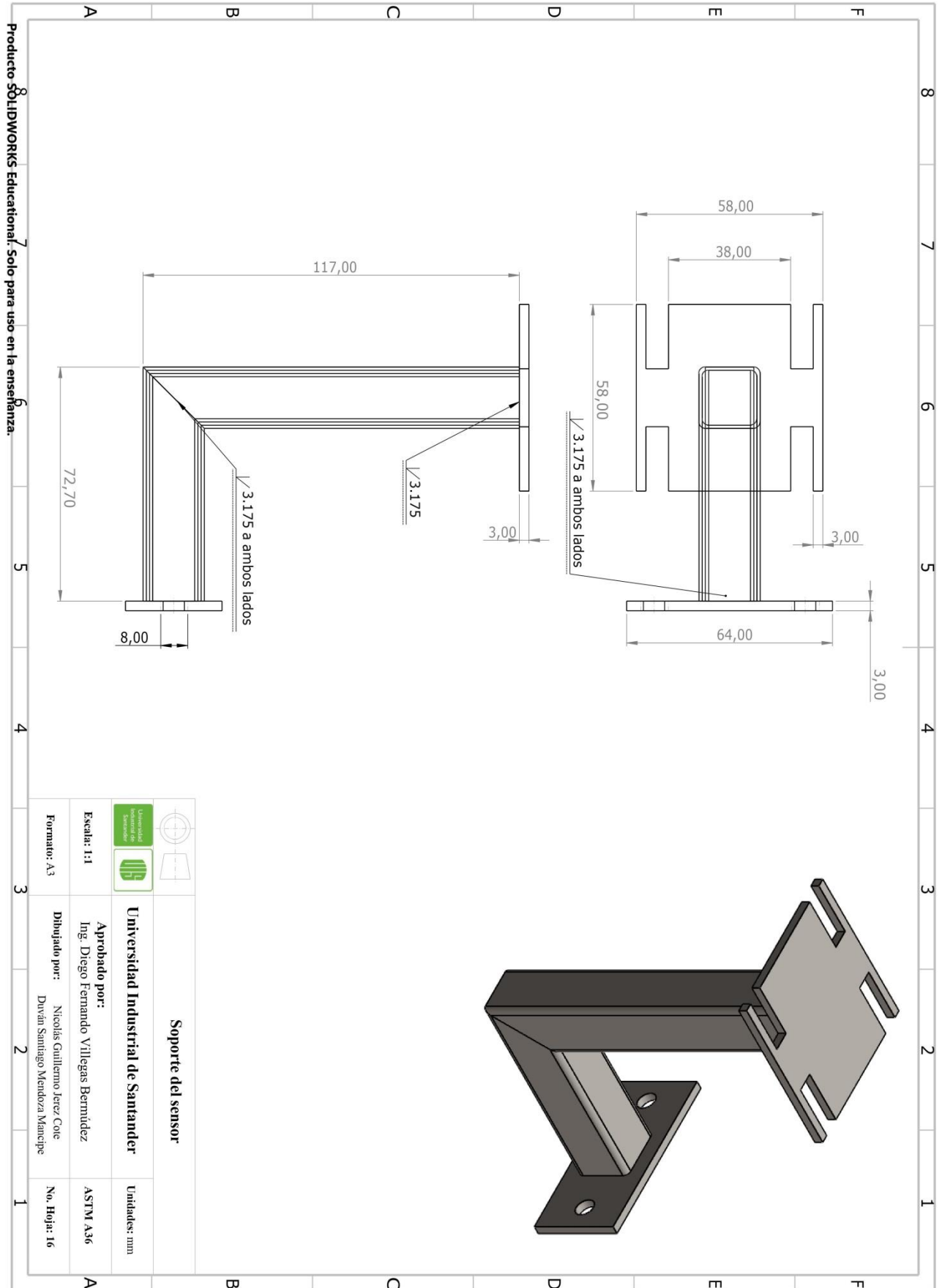




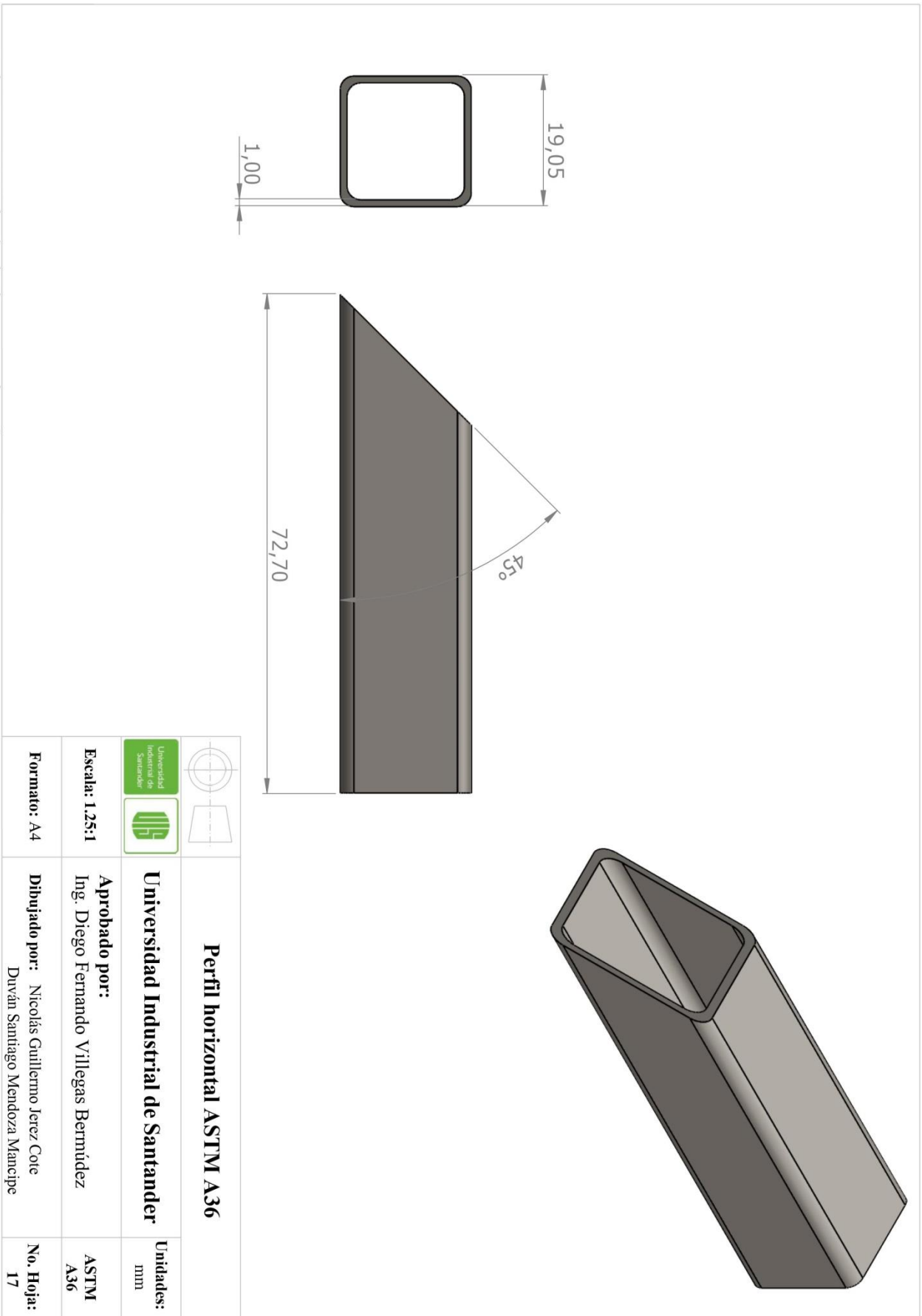
Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

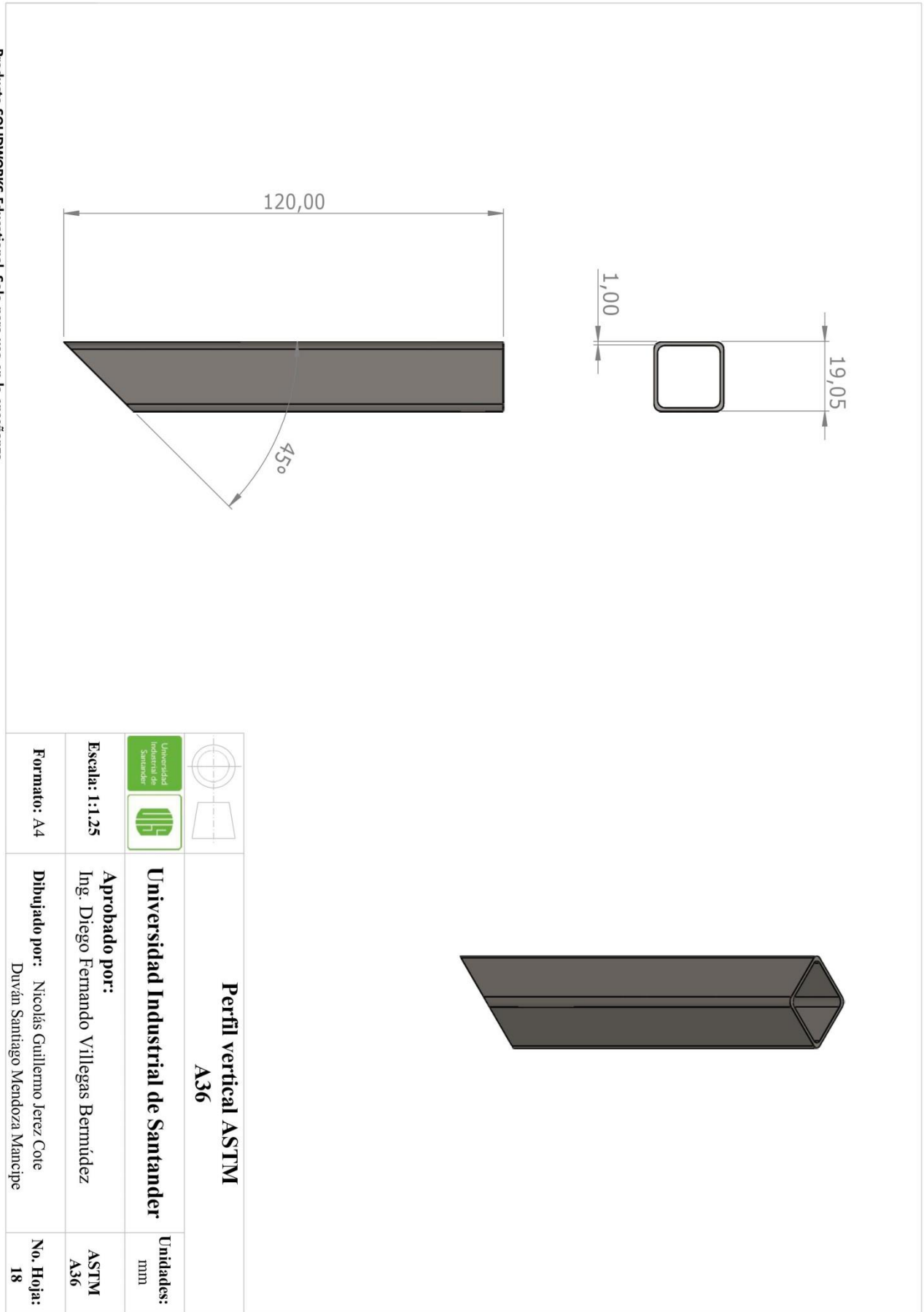






Producto SÓLIDWORKS Educativo. Solo para uso en la enseñanza.





		Perfil vertical ASTM A36	
Universidad Industrial de Santander			
Aprobado por: Ing. Diego Fernando Villegas Bermudez		Unidades: mm	
Escala: 1:1.25		ASTM A36	
Formato: A4		Dibujado por: Nicolás Guillermo Jerez Cote Duván Santiago Mendoza Mancipe	
		No. Hoja: 18	

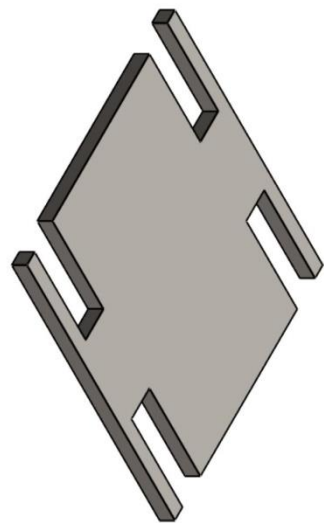
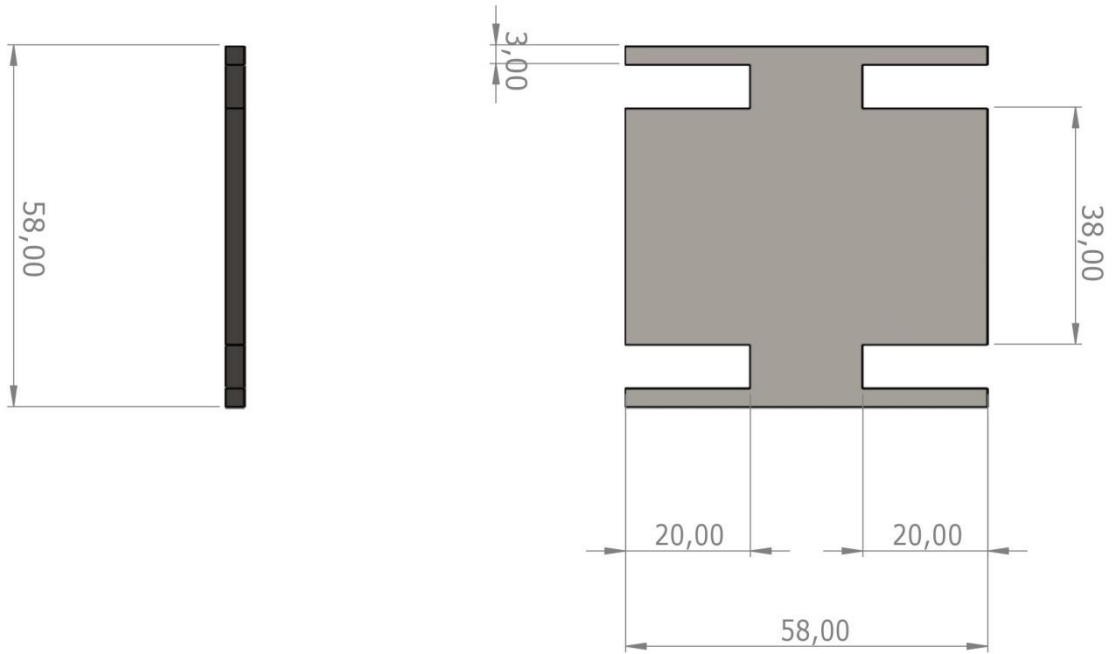
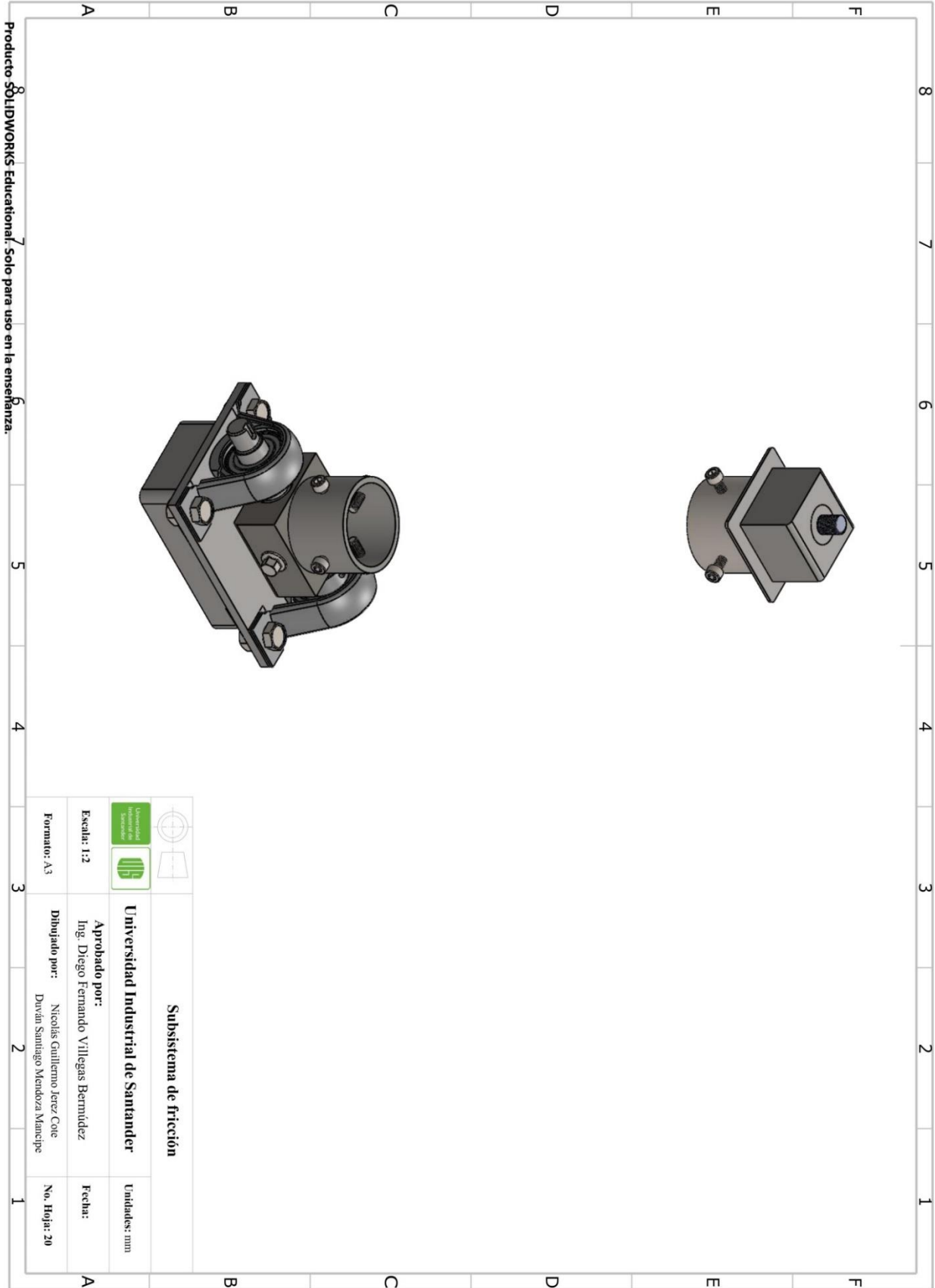
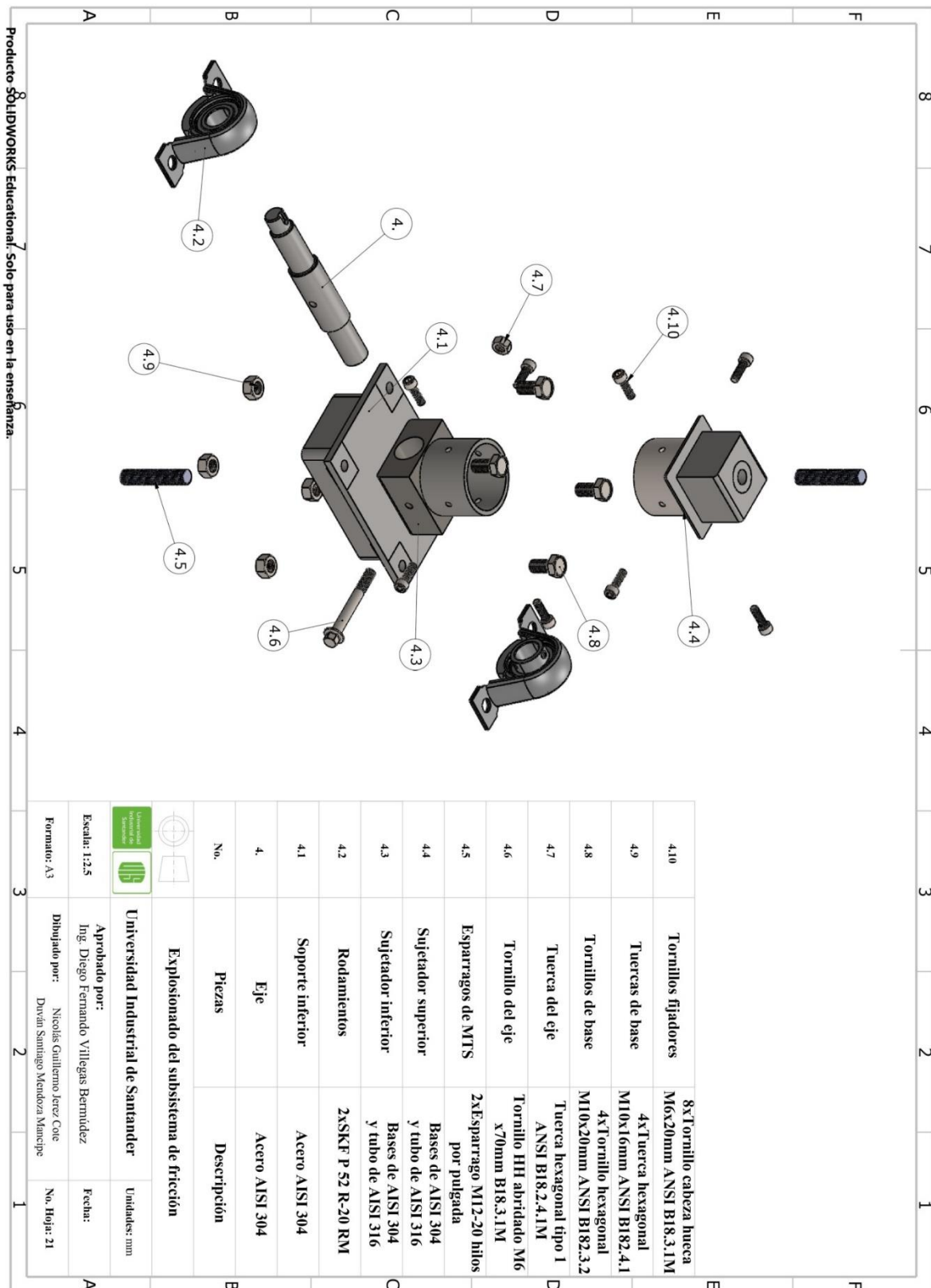
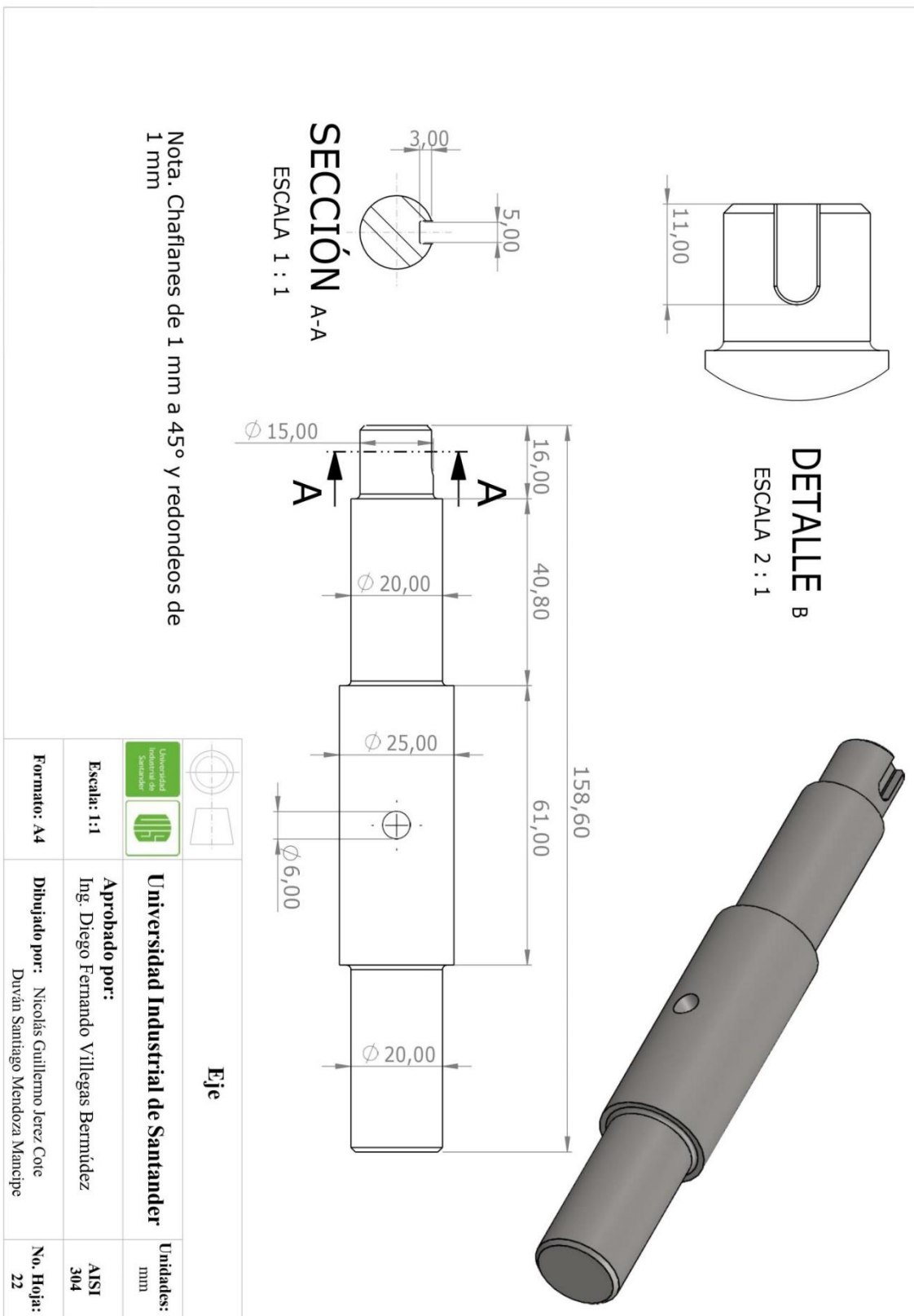


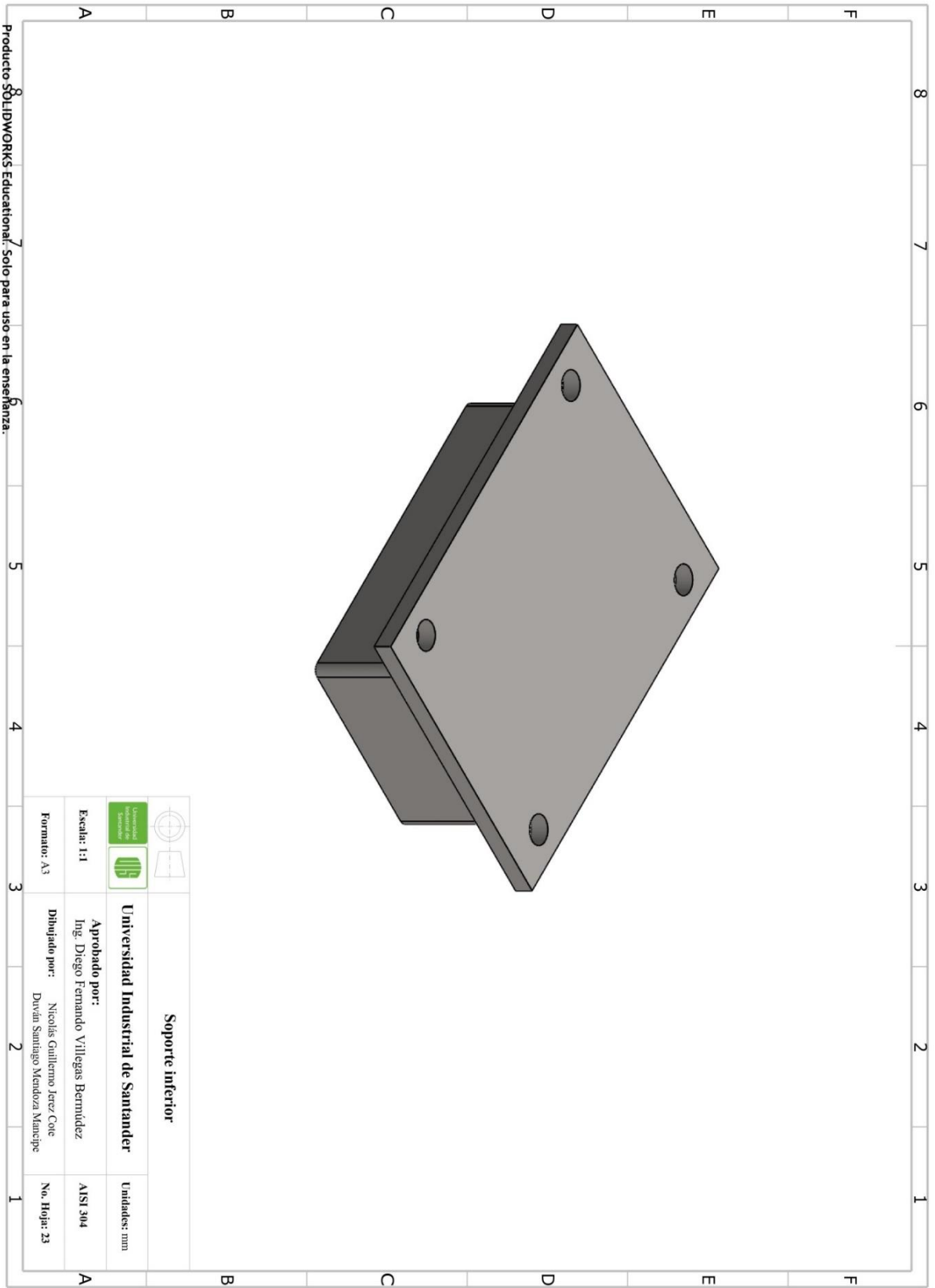
Lámina 3 mm para sensor		
Universidad Industrial de Santander		
Escala: 1:1	Aprobado por: Ing. Diego Fernando Villegas Bermúdez	Unidades: mm
Formato: A4	Dibujado por: Nicolás Guillermo Jerez Cote Duván Santiago Mendoza Mancipe	ASTM A36
		No. Hoja: 19

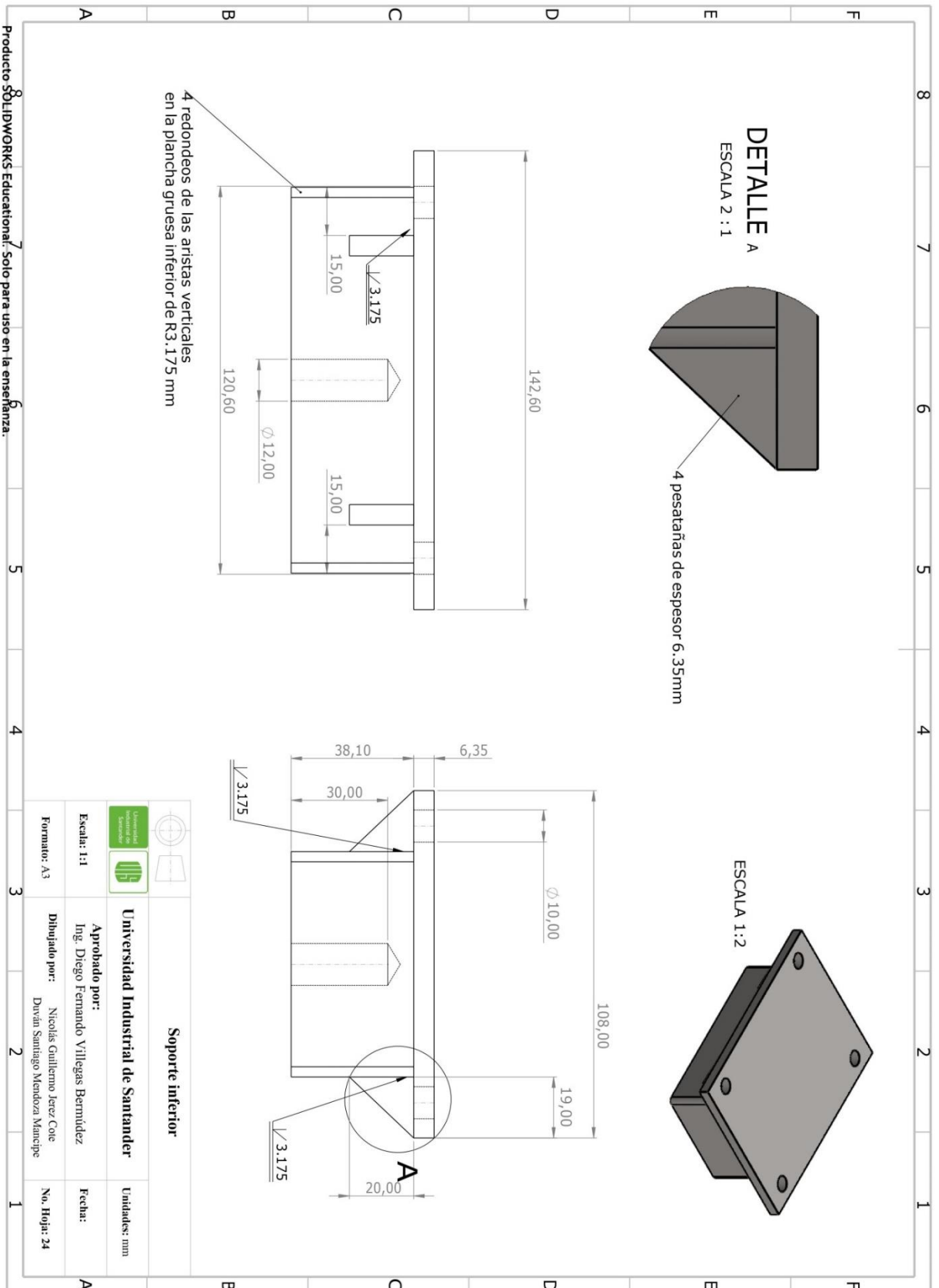


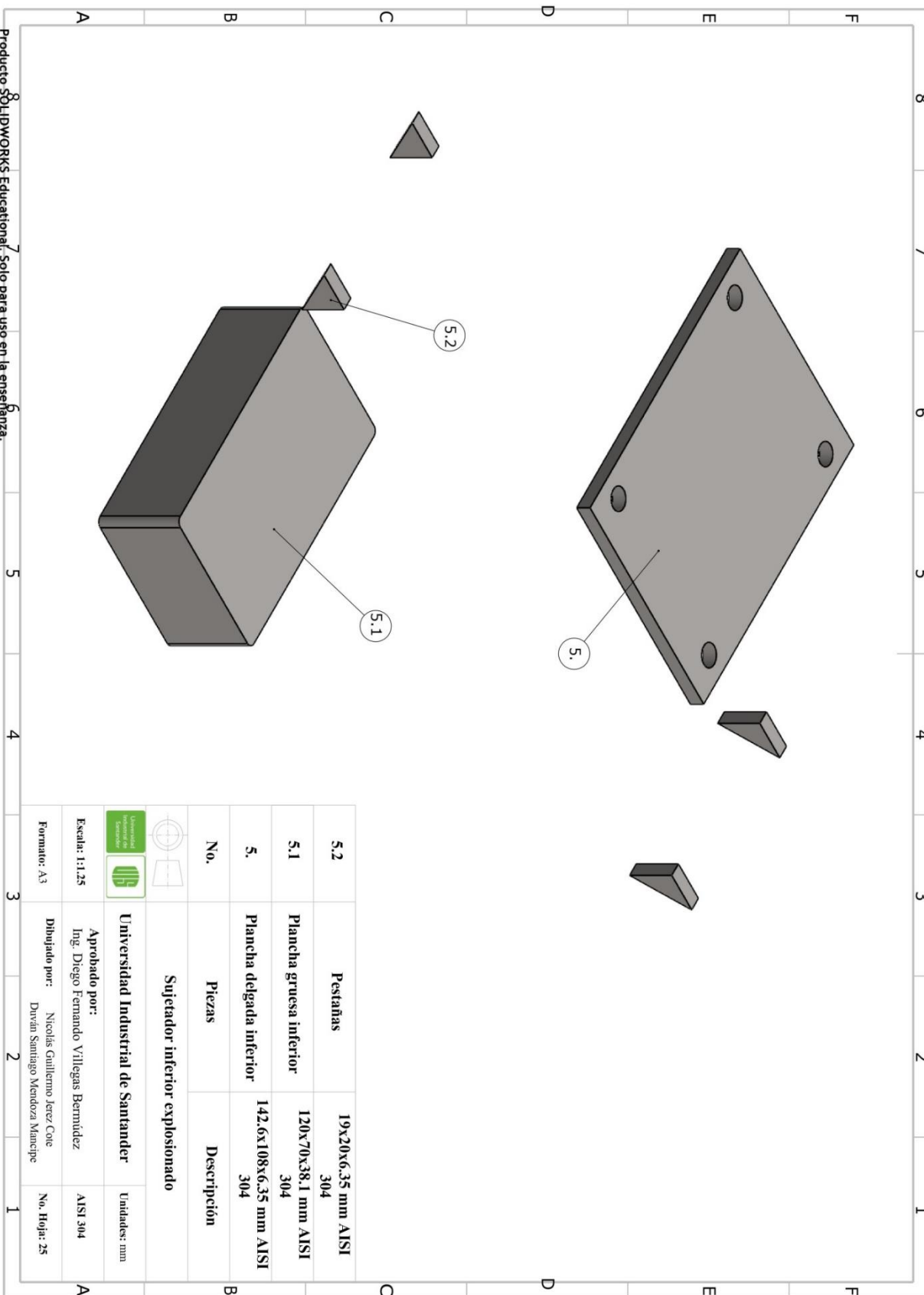
Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.







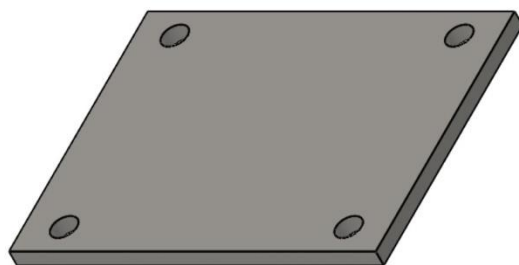
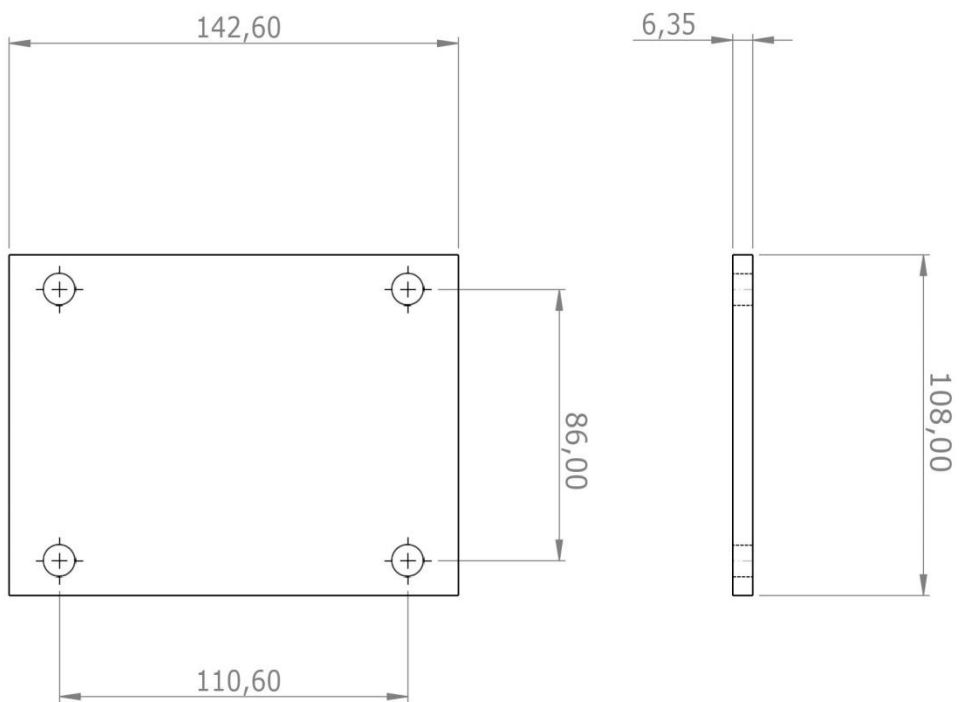




Producto: SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

No.	Piezas	Descripción
Sujetador inferior explosionado		
5.2	Pestañas	19x20x6.35 mm AISI 304
5.1	Plancha gruesa inferior	120x70x38.1 mm AISI 304
5.	Plancha delgada inferior	142.6x108x6.35 mm AISI 304

		Universidad Industrial de Santander Unidades: mm
Aprobado por: Ing. Diego Fernando Villegas Bernúdez		
Dibuñado por: Nicolás Guillermo Jerez Cote Duván Santiago Mendoza Manrique		
Formato: A3		No. Hoja: 25



Plancha delgada inferior

Universidad Industrial de Santander

Unidades:
mm

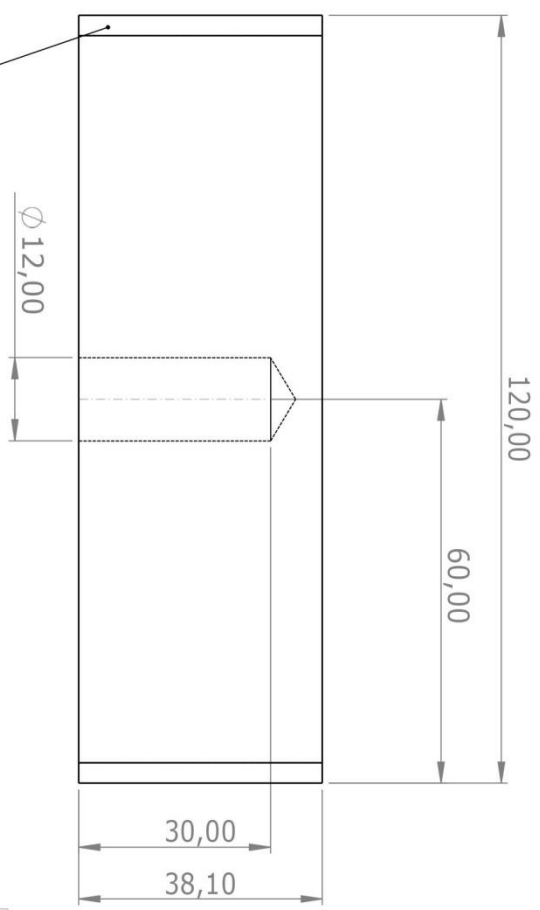
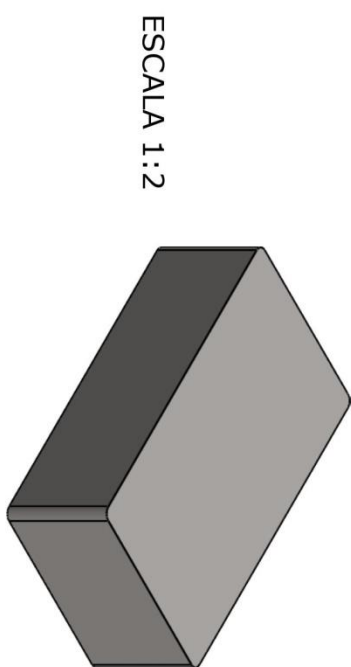
Aprobado por:
Ing. Diego Fernando Villegas Bermúdez

AISI 304

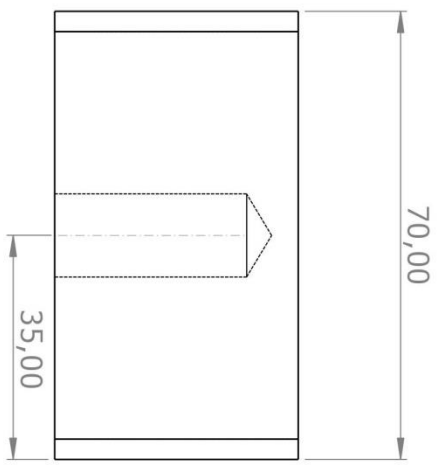
Escala: 1:2
Formato: A4

Dibujado por: Nicolás Guillermo Jerez Cote
Duván Santiago Mendoza Mancipe

No. Hoja:
26



4 Redondeos R3.175 en las aristas verticales de la plancha



Plancha gruesa inferior

Universidad Industrial de Santander

Unidades:
mm

Escala: 1:1

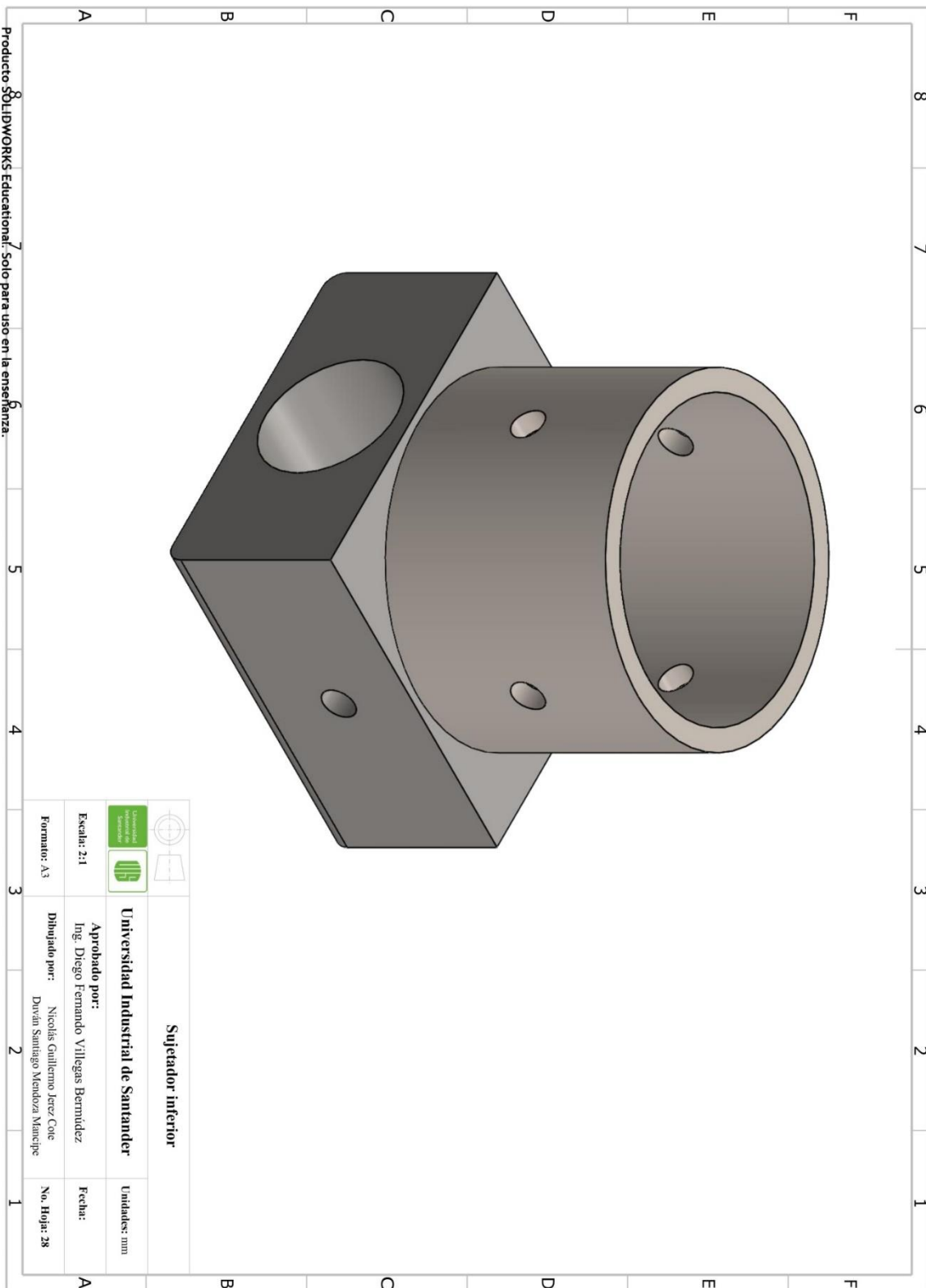
Aprobado por:
Ing. Diego Fernando Villegas Bermúdez

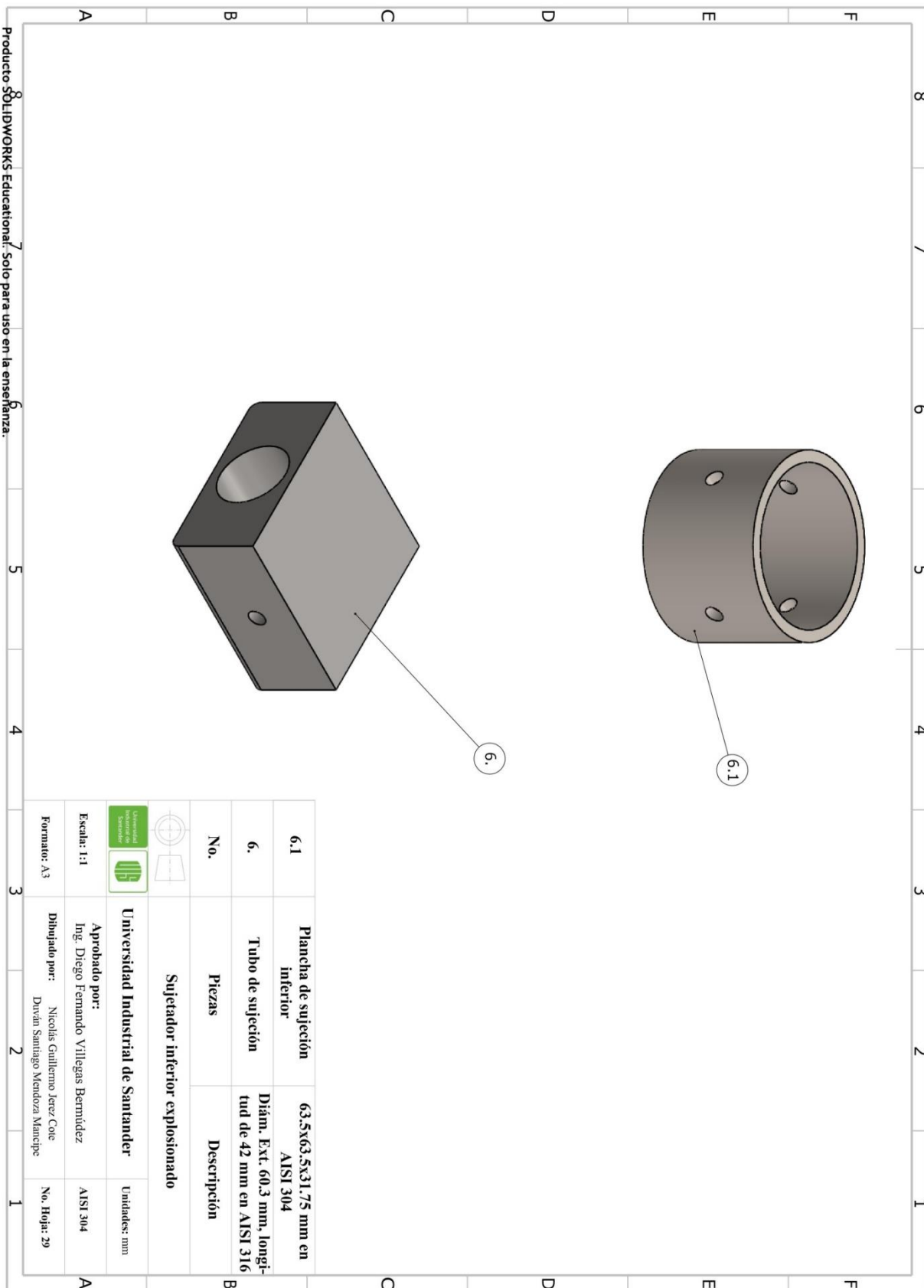
AISI 304

Formato: A4

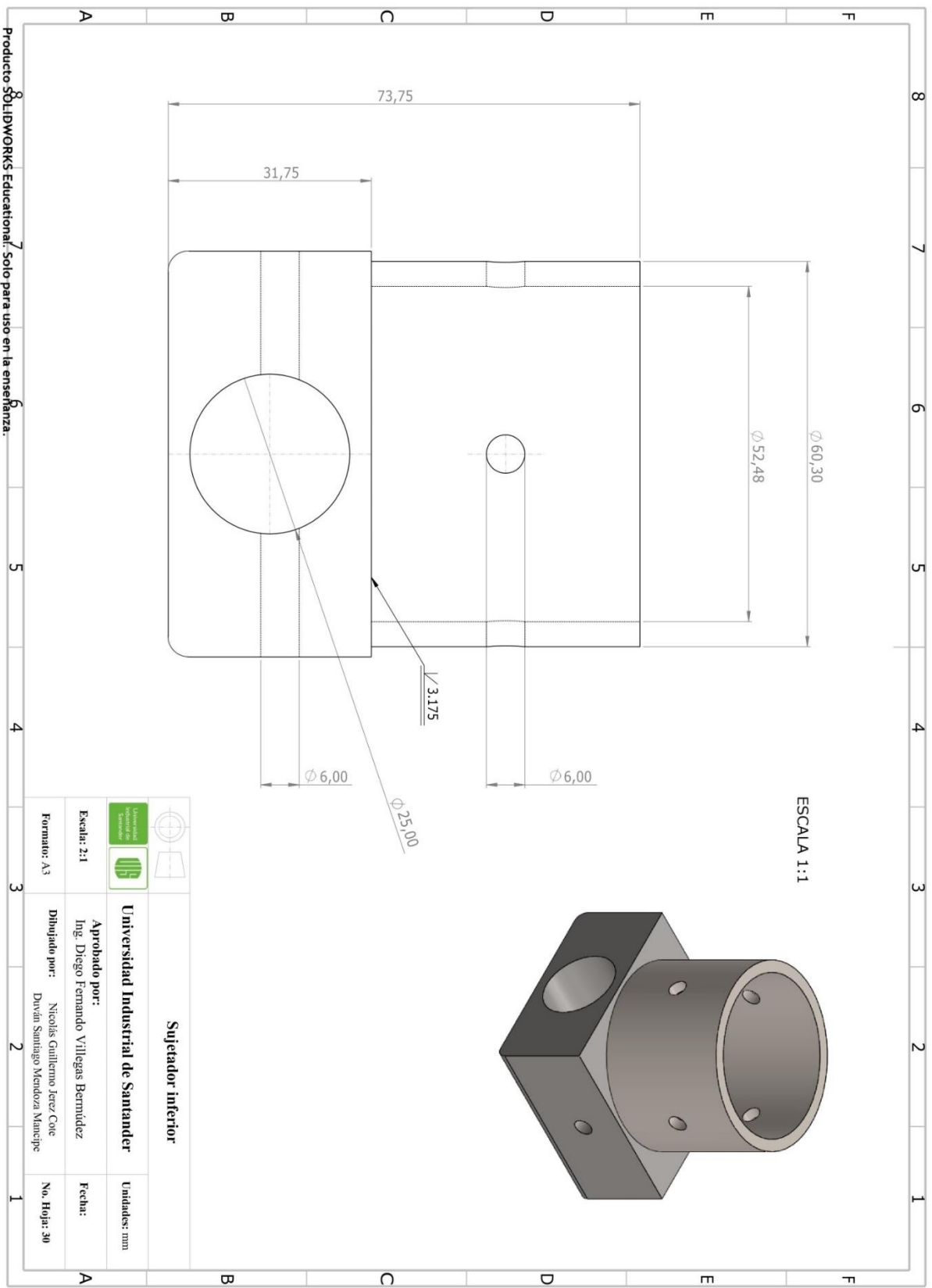
Dibujado por: Nicolás Guillermo Jerez Core
Duván Santiago Mendoza Mancipe

No. Hoja:
27



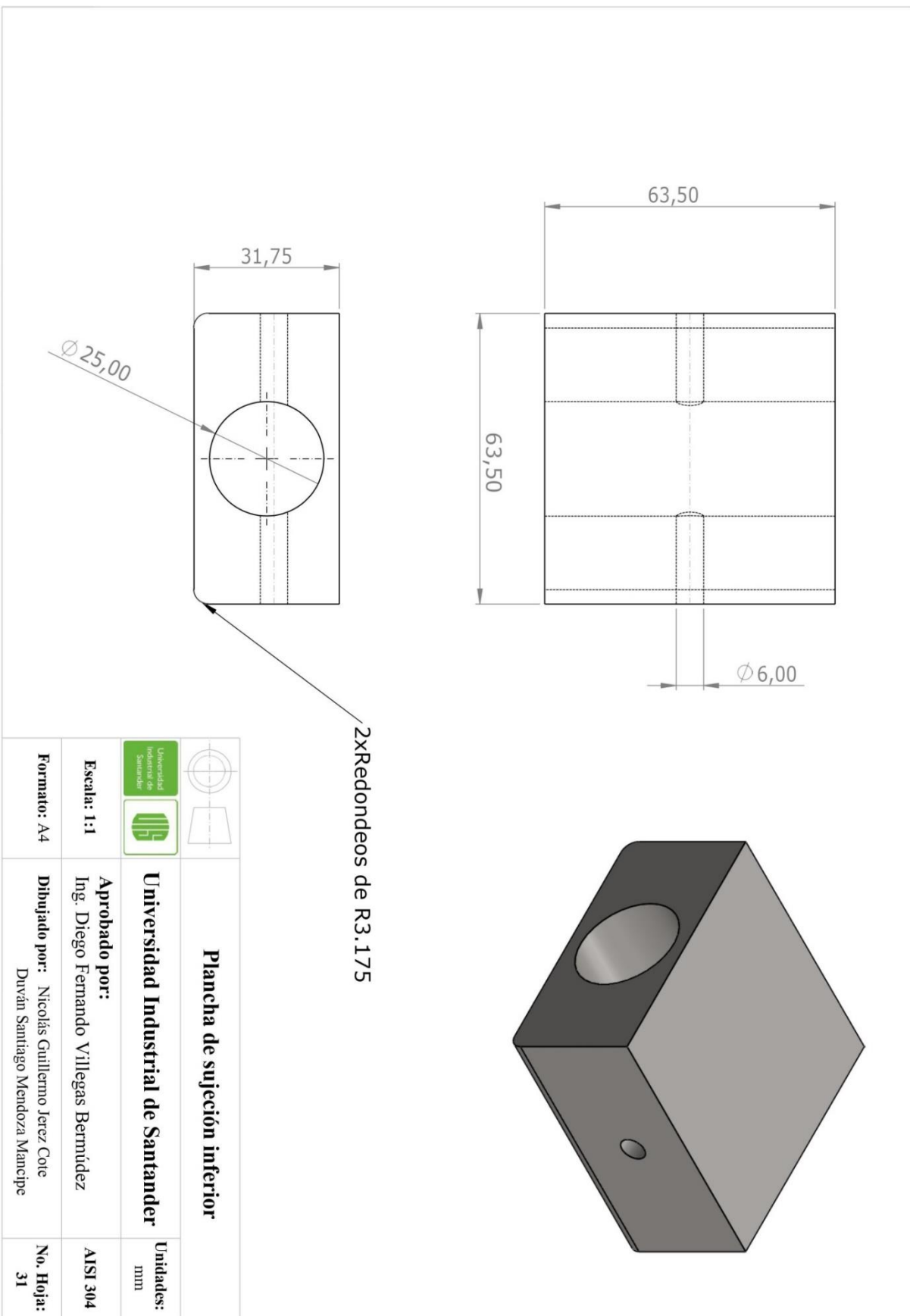


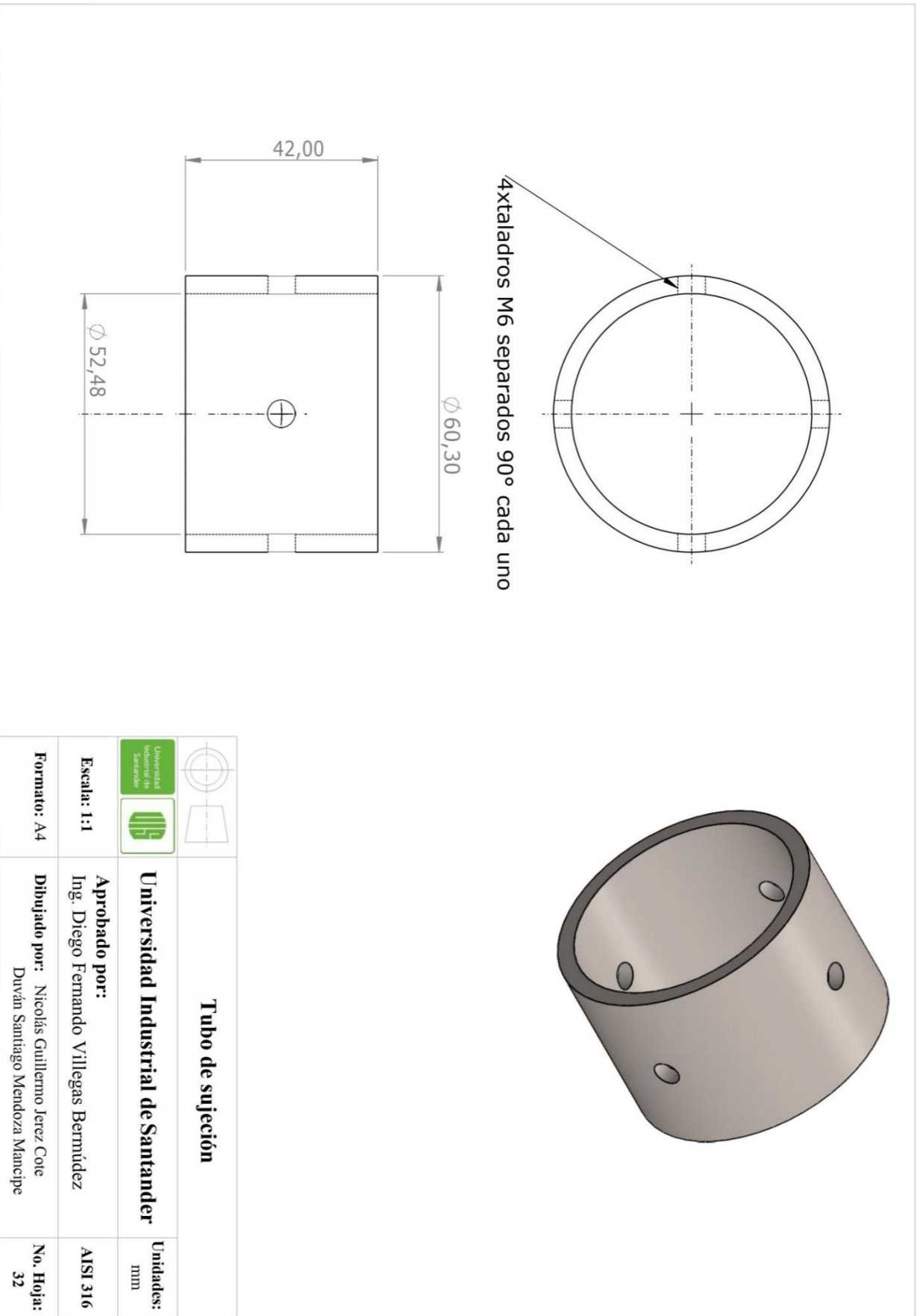
Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

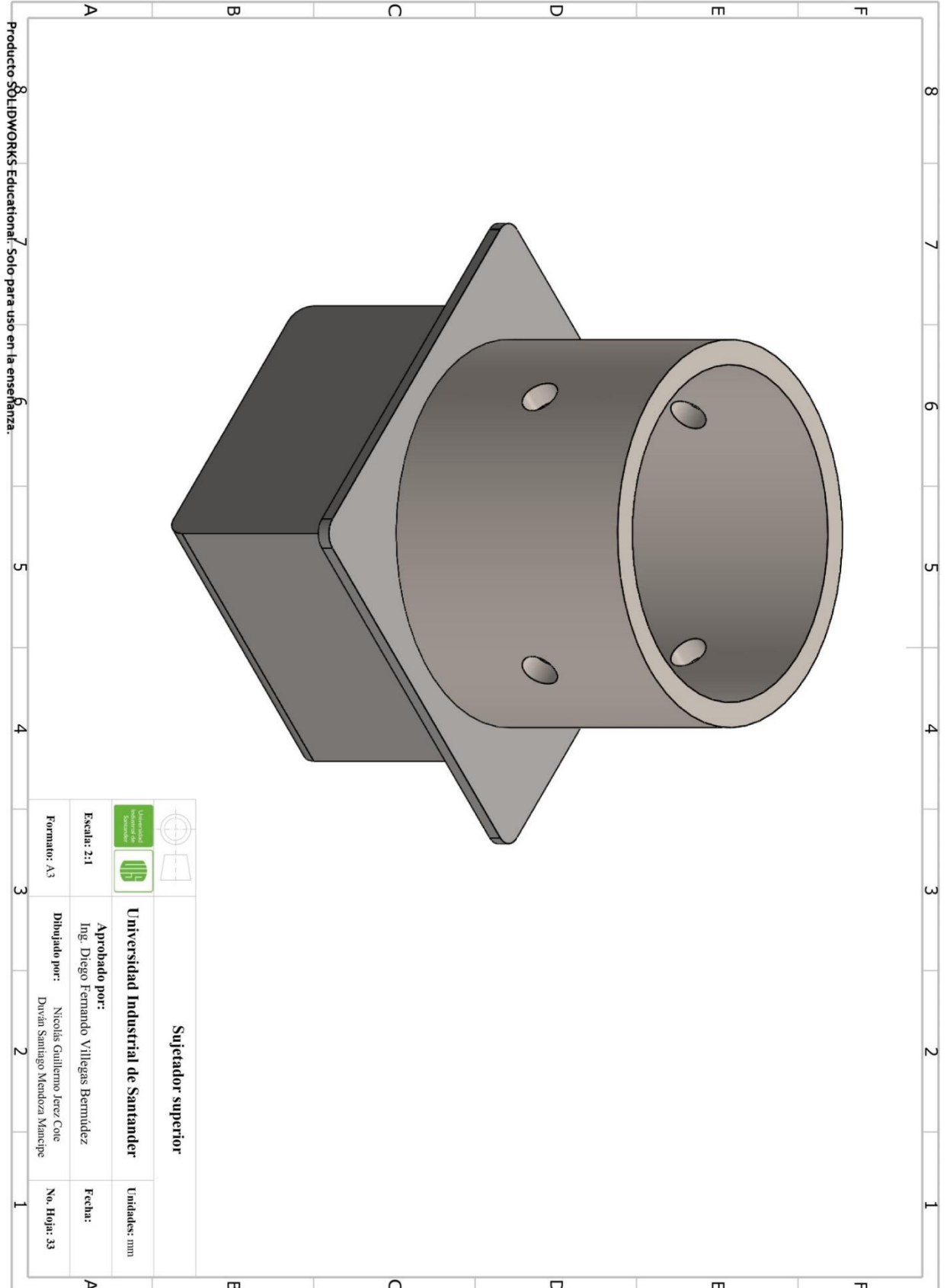


Producto SÓLIDWORKS Educativa. Solo para uso en la enseñanza.

Sujetador inferior	
	Universidad Industrial de Santander
Aprobado por: Ing. Diego Fernando Villegas Bermúdez	Fecha:
Dibujado por: Nicolás Guillermo Jerez/Coie Duvan Santiago Mendoza Mancipe	No. Hoja: 30
Escala: 2:1	Unidades: mm
Formato: A3	

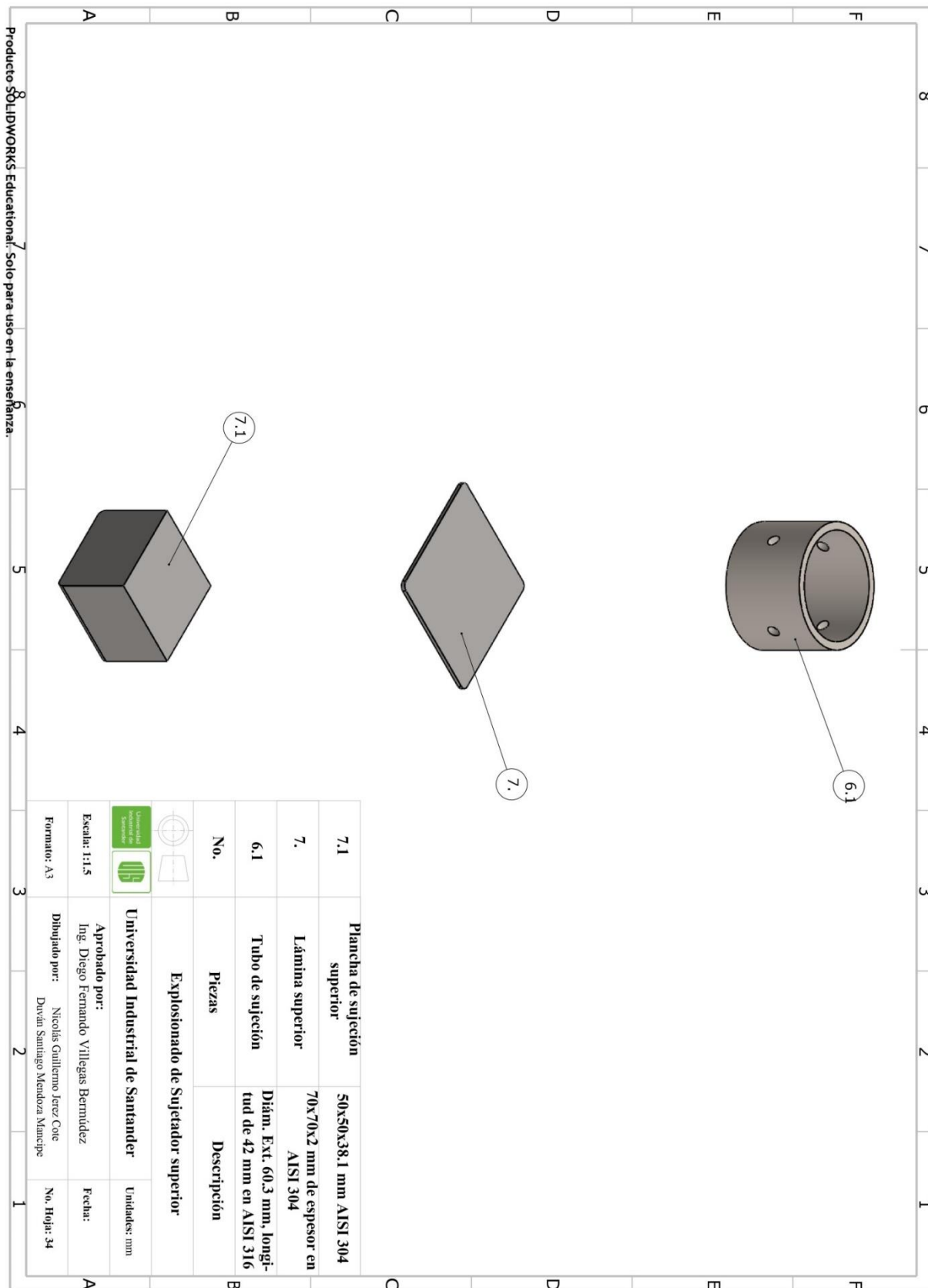






Producto © SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

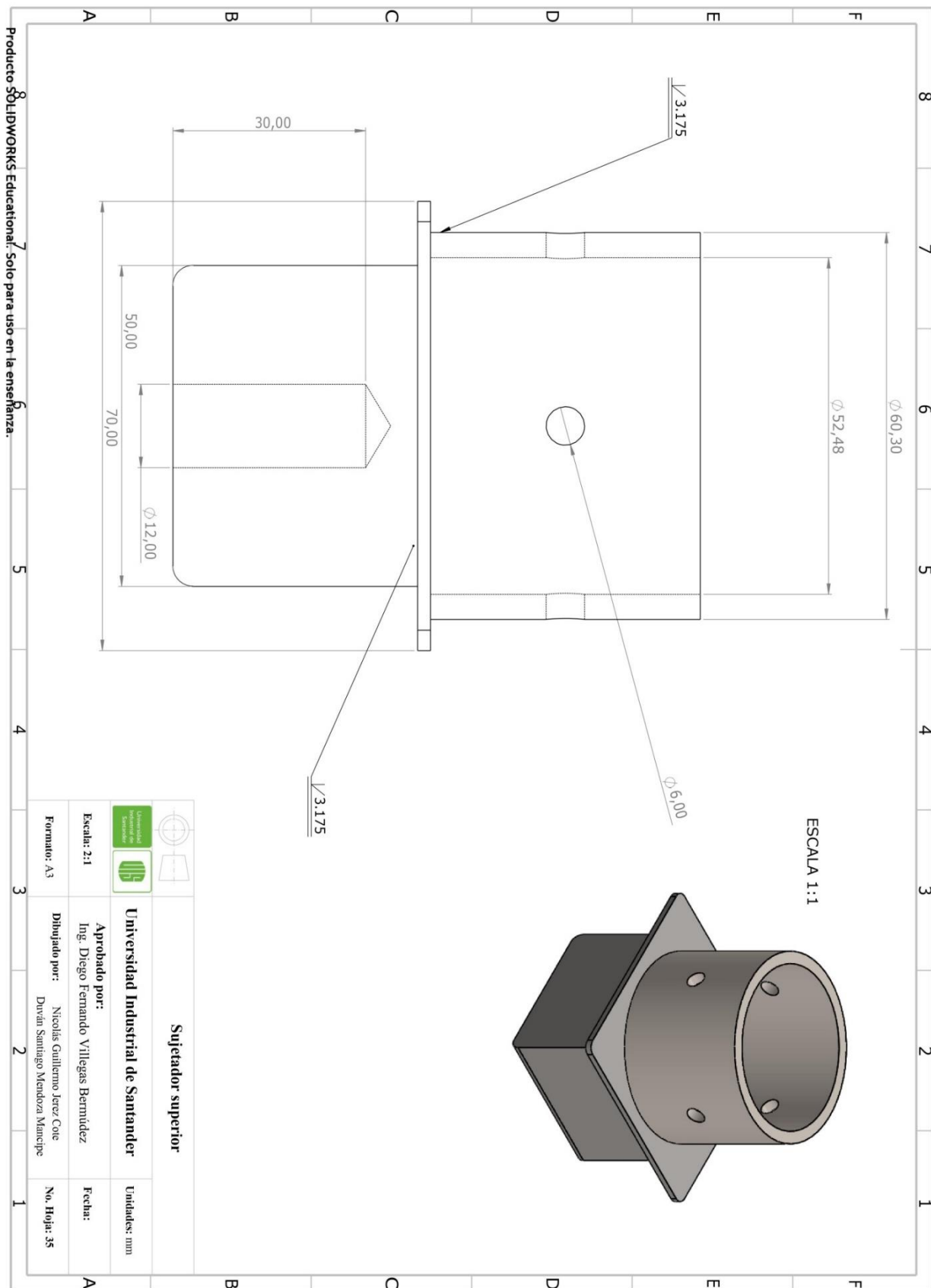
		Sujetador superior	
Universidad Industrial de Santander			
Aprobado por: Ing. Diego Fernando Villegas Bermudez		Unidades: mm	
Dibujado por: Nicolás Guillermo Jerez Cote Deyán Santiago Mendoza Manrique		Fecha:	
Formator: A3		No. Hoja: 33	



Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

No.	Piezas	Descripción	
7.1	Plancha de sujeción superior	50x50x38.1 mm AISI 304	
7.	Lámina superior	70x70x2 mm de espesor en AISI 304	
6.1	Tubo de sujeción	Diam. Ext. 60.3 mm, longitud de 42 mm en AISI 316	

Explosionado de Sujetador superior	
Universidad Industrial de Santander	
Aprobado por: Ing. Diego Fernando Villegas Bermúdez	Fecha:
Dibujado por: Nicolás Guillermo Jerez Cote Duvin Santiago Mendoza Mancipe	No. Hoja: 34



Producto SOLIDWORKS Educational. solo para uso en la enseñanza.

		Sujetador superior	
Universidad Industrial de Santander		Unidades: mm	
Escala: 2:1		Aprobado por: Ing. Diego Fernando Villegas Bermúdez	
Formato: A3		Dibuñado por: Nicolás Guillermo Jerez Cote Duván Santiago Mendoza Manicpe	
		Fecha:	
		No. Hojas: 35	

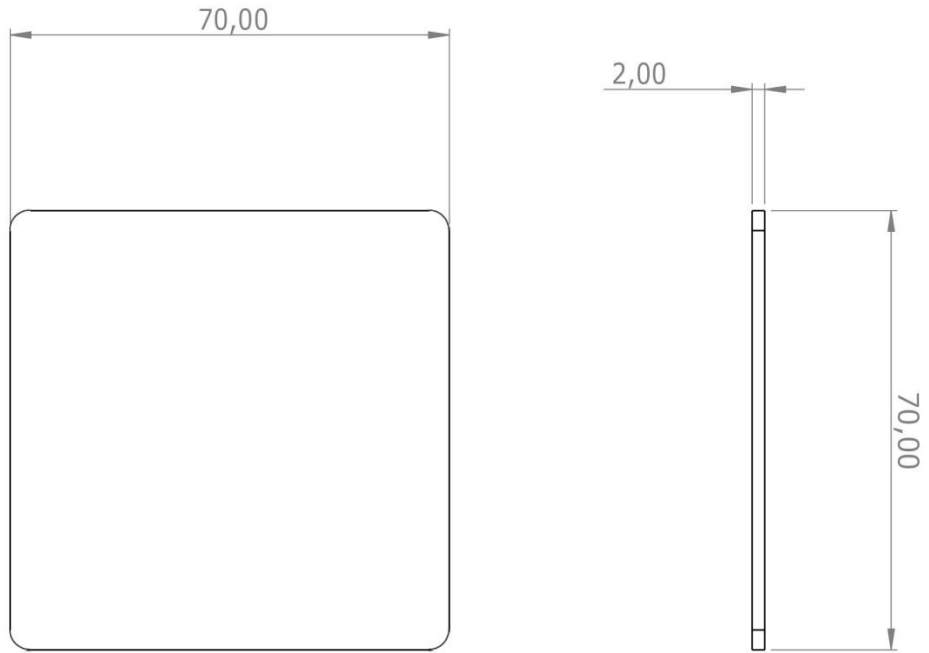


Lámina superior

Universidad Industrial de Santander

Aprobado por: Ing. Diego Fernando Villegas Bermúdez

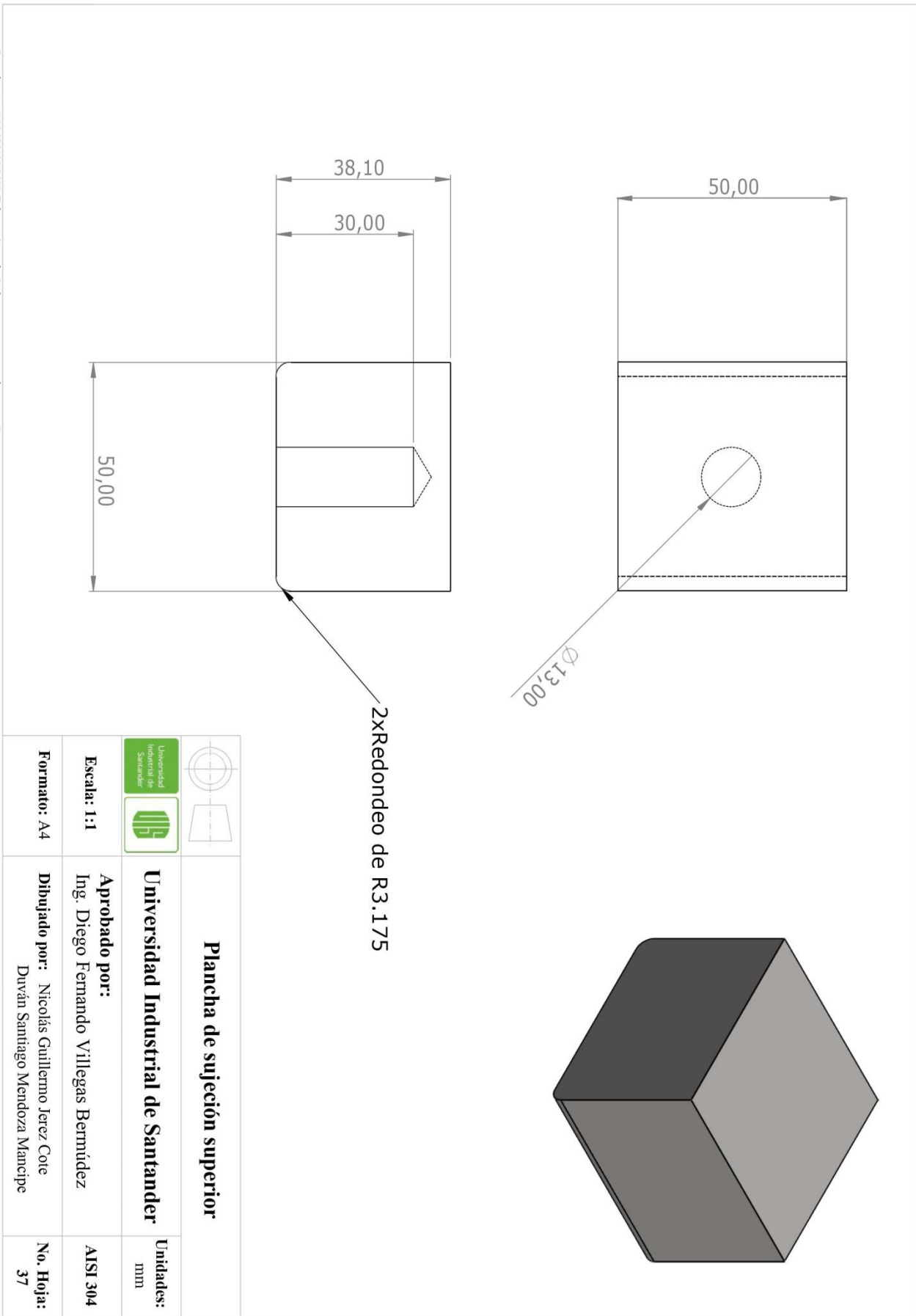
Dibujado por: Nicolás Guillermo Jerez Cote
Duván Santiago Mendoza Mancipe

Unidades:
mm

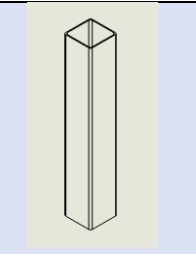
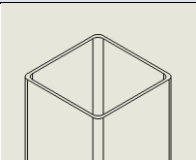
AISI 304


No. Hoja:
36

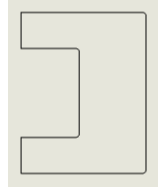
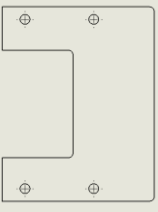
Escala: 1:1
Formato: A4


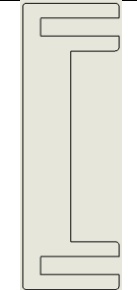


Apéndice B.*Hojas de ruta*

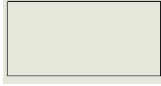
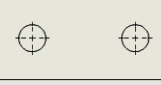
HOJA DE RUTA			Pieza: Perfil cuadrado		No de pieza: 2.1
Nicolás Guillermo Jerez Cote Duván Santiago Mendoza Mancipe			Subsistema: Motriz		Escala: 1:1:5
Escuela de Ingeniería Mecánica UIS	Dispositivo para estudio de desgaste de cartilago		Material: ASTM A36	Medidas: 30x30x178.6 mm con un espesor de 1 mm	Fecha: 21/07/21
No.	Proceso	Esquema	Duración (minutos)	Maquinaria	Herramienta
1	Corte del perfil a la longitud deseada.		8	Tronzadora	Disco abrasivo
2	Acabado superficial en la zona del corte		5	Pulidora	Disco de lija fino


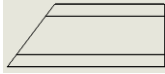
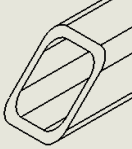
HOJA DE RUTA			Pieza: Lámina 3 mm superior		No de pieza: 2.2
Nicolás Guillermo Jerez Cote Duván Santiago Mendoza Mancipe			Subsistema: Motriz		Escala: 1:1.25
Escuela de Ingeniería Mecánica UIS	Dispositivo para estudio de desgaste de cartilago		Material: ASTM A36	Medidas: 103x132 mm	Fecha: 21/07/21
No.	Proceso	Esquema	Duración (minutos)	Maquinaria	Herramienta
1	Corte de la lámina hasta las medidas exteriores de la pieza.		10	Cizalladora	Cuchilla

2	Mecanizado de la figura deseada.		38	Fresadora vertical	Fresa cilíndrica de corte frontal
3	Taladrado de los cuatro agujeros para apoyar la base del motor.		24	Taladro vertical	Broca

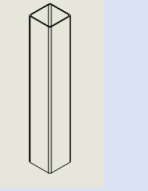
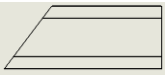
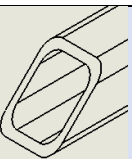
HOJA DE RUTA			Pieza: Lámina 3 mm de base		No de pieza: 2.3
Nicolás Guillermo Jerez Cote Duván Santiago Mendoza Mancipe			Subsistema: Motriz		Escala: 1:2
Escuela de Ingeniería Mecánica UIS	Dispositivo para estudio de desgaste de cartílago		Material: ASTM A36	Medidas: 240x80x3 mm	Fecha: 21/07/21
No.	Proceso	Esquema	Duración (minutos)	Maquinaria	Herramienta
1	Corte de la lámina hasta las medidas exteriores de la pieza.		13	Cizalladora	Cuchilla
2	Mecanizado de la figura deseada.		38	Fresadora vertical	Fresa cilíndrica de corte frontal


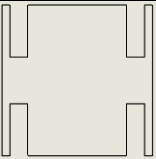
HOJA DE RUTA			Pieza: Lámina 3 mm para brazo		No de pieza: 2.4
Nicolás Guillermo Jerez Cote Duván Santiago Mendoza Mancipe			Subsistema: Motriz		Escala: 2:1
Escuela de Ingeniería Mecánica UIS	Dispositivo para estudio de desgaste de cartílago		Material: ASTM A36	Medidas: 30x60 mm	Fecha: 21/07/21

No.	Proceso	Esquema	Duración (minutos)	Maquinaria	Herramienta
1	Mecanizado de la figura deseada.		38	Fresadora vertical	Fresa cilíndrica de corte frontal
2	Taladrado de los dos agujeros para atornillar.		10	Taladro vertical	Broca M8

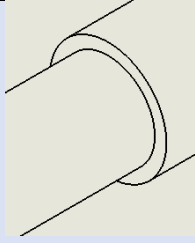
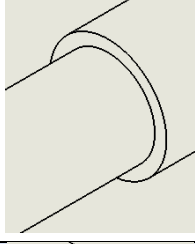
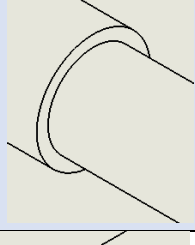
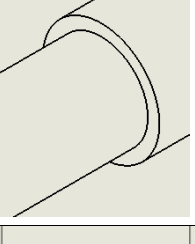
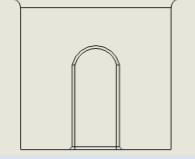

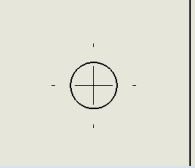
HOJA DE RUTA			Pieza: Perfil horizontal ASTM A36		No de pieza: 3.
Nicolás Guillermo Jerez Cote Duván Santiago Mendoza Mancipe			Subsistema: Medición		Escala: 1.25:1
Escuela de Ingeniería Mecánica UIS	Dispositivo para estudio de desgaste de cartílago	Material: ASTM A36	Medidas: 19.05x19.05x72.7 mm	Fecha: 21/07/21	
No.	Proceso	Esquema	Duración (minutos)	Maquinaria	Herramienta
1	Corte del perfil a la longitud deseada		8	Tronzadora	Disco abrasivo
2	Corte a 45° desde la esquina de uno de sus extremos		10	Tronzadora	Disco abrasivo
3	Acabado superficial de la zona sometida al corte de 45°		10	Pulidora	Disco de lija fino

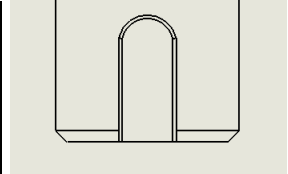
HOJA DE RUTA			Pieza: Perfil vertical ASTM A36		No de pieza: 3.1
Nicolás Guillermo Jerez Cote Duván Santiago Mendoza Mancipe			Subsistema: Medición		Escala: 1:1.25
Escuela de Ingeniería Mecánica UIS	Dispositivo para estudio de desgaste de cartílago	Material: ASTM A36	Medidas: 19.05x19.05x120 mm	Fecha: 21/07/21	

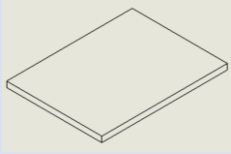
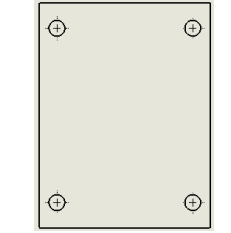
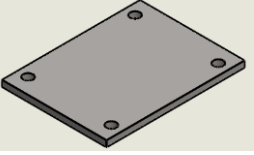
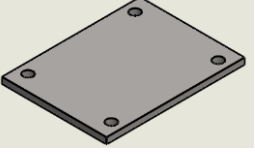
No.	Proceso	Esquema	Duración (minutos)	Maquinaria	Herramienta
1	Corte del perfil a la longitud deseada		12	Tronzadora	Disco abrasivo
2	Corte a 45° desde la esquina de uno de sus extremos		10	Tronzadora	Disco abrasivo
3	Acabado superficial de la zona sometida al corte de 45°		10	Pulidora	Disco de lija fino

HOJA DE RUTA		Pieza: Lámina 3 mm para sensor		No de pieza: 3.2	
Nicolás Guillermo Jerez Cote Duván Santiago Mendoza Mancipe		Subsistema: Medición		Escala: 1:1	
Escuela de Ingeniería Mecánica UIS	Dispositivo para estudio de desgaste de cartilago	Material: ASTM A36	Medidas: 58x58 mm	Fecha: 21/07/21	
No.	Proceso	Esquema	Duración (minutos)	Maquinaria	Herramienta
1	Corte de la lámina hasta las medidas exteriores de la pieza.		13	Cizalladora	Cuchilla
2	Mecanizado de la figura deseada.		38	Fresadora vertical	Fresa cilíndrica de corte frontal

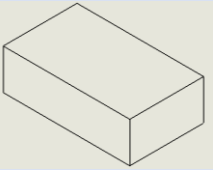
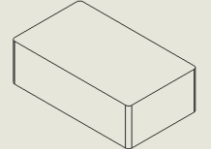
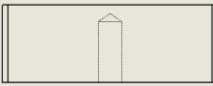
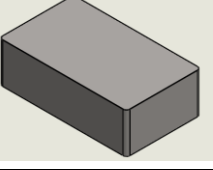
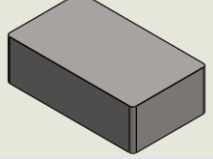
HOJA DE RUTA		Pieza: Eje		No de pieza: 4.	
Nicolás Guillermo Jerez Cote Duván Santiago Mendoza Mancipe		Subsistema: Fricción		Escala: 1:1	

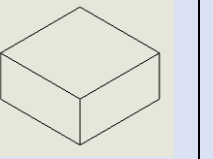
Escuela de Ingeniería Mecánica UIS	Dispositivo para estudio de desgaste de cartílago		Material: AISI 304	Medidas: 158.6 mm de longitud	Fecha: 21/07/21
No.	Proceso	Esquema	Duración (minutos)	Maquinaria	Herramienta
1	Reducción del diámetro comercial de pulgada a 25 milímetros.		28	Torno paralelo	Butil de corte derecho
2	Reducción de diámetro de 25 mm a 20 para el perfil izquierdo del eje.		43	Torno paralelo	Butil de corte derecho
3	Reducción de diámetro de 25 mm a 20 para el perfil derecho del eje.		45	Torno paralelo	Butil de corte derecho
4	Reducción del diámetro de 20 a 15 mm para el tramo de acople.		33	Torno paralelo	Butil de corte derecho
5	Cuñero en el tramo de acople.		25	Fresadora paralela	Fresa de ojal
6	Redondeos de los cambios de sección		21	Torno paralelo	Butil curvo
7	Mecanizado del agujero para pasador con el sujetador		35	Taladro vertical	Broca M6

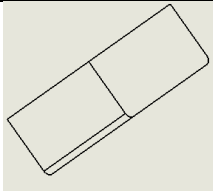
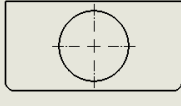
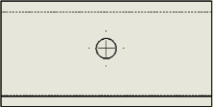
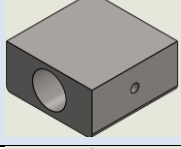
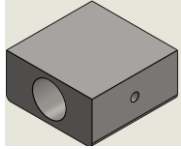
8	Chaflanes en cada extremo del eje		12	Torno paralelo	Buril de corte derecho
---	-----------------------------------	---	----	----------------	------------------------

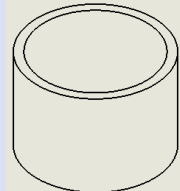

HOJA DE RUTA			Pieza: Plancha delgada del soporte inferior		No de pieza: 5.
Nicolás Guillermo Jerez Cote Duván Santiago Mendoza Mancipe			Subsistema: Fricción		Escala: 1:2
Escuela de Ingeniería Mecánica UIS	Dispositivo para estudio de desgaste de cartílago		Material: AISI 304	Medidas: 108x142.6x6.35 mm	Fecha: 21/07/21
No.	Proceso	Esquema	Duración (minutos)	Maquinaria	Herramienta
1	Corte por chorro de agua a presión para el contorno deseado		23	Cortadora hidráulica	Agua
2	Taladrado de 4 agujeros		17	Taladro vertical	Broca M10
3	Acabado superficial		7	Pulidora	Esmeril
4	Acabado superficial		5	Pulidora	Disco de franela

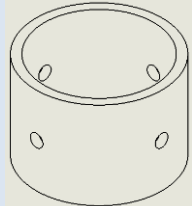
HOJA DE RUTA			Pieza: Plancha gruesa del soporte inferior		No de pieza: 5.1
Nicolás Guillermo Jerez Cote Duván Santiago Mendoza Mancipe			Subsistema: Fricción		Escala: 1:1


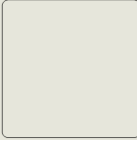
Escuela de Ingeniería Mecánica UIS	Dispositivo para estudio de desgaste de cartílago		Material: AISI 304	Medidas: 120x70x38.1 mm	Fecha: 21/07/21
No.	Proceso	Esquema	Duración (minutos)	Maquinaria	Herramienta
1	Corte por chorro de agua a presión para el contorno deseado		35	Cortadora hidráulica	Agua
2	Redondeo de las aristas inferiores		10	Fresadora vertical	Fresa cóncava para redondeo de 1/8"
3	Taladrado para esparrago		12	Taladro vertical	Broca M12
4	Acabado superficial		9	Pulidora	Esmeril
5	Acabado superficial		6	Pulidora	Disco de franela

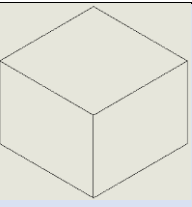
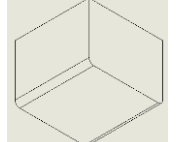
HOJA DE RUTA			Pieza: Plancha del sujetador inferior	No de pieza: 6.	
Nicolás Guillermo Jerez Cote Duván Santiago Mendoza Mancipe			Subsistema: Fricción	Escala: 1:1	
Escuela de Ingeniería Mecánica UIS	Dispositivo para estudio de desgaste de cartílago		Material: AISI 304	Medidas: 63.5x63.5x31.75 mm	Fecha: 21/07/21
No.	Proceso	Esquema	Duración (minutos)	Maquinaria	Herramienta
1	Corte por chorro de agua a presión del		32	Cortadora Hidráulica	Agua

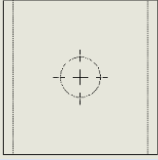
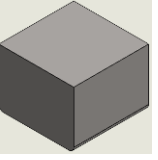
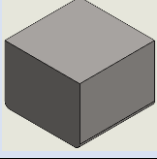
	contorno deseado.				
2	Redondeo de aristas laterales inferiores de la plancha.		14	Fresadora vertical	Fresa cóncava para redondeo de 1/8"
3	Cilindrado interno		12	Torno paralelo	Buril de corte izquierdo
4	Taladrado para agujero de pasador			Taladro vertical	Broca M6
5	Acabado superficial		12	Pulidora	Esmeril
6	Acabado superficial		8	Pulidora	Disco de franela

HOJA DE RUTA			Pieza: Tubo de sujeción		No de pieza: 6.1
Nicolás Guillermo Jerez Cote Duván Santiago Mendoza Mancipe			Subsistema: Fricción		Escala: 1:1
Escuela de Ingeniería Mecánica UIS	Dispositivo para estudio de desgaste de cartílago		Material: AISI 316	Medidas: $\Phi 60.3 \times 42$ mm	Fecha: 21/07/21
No.	Proceso	Esquema	Duración (minutos)	Maquinaria	Herramienta
1	Corte del tubo a la medida que se requiere		18	Tronzadora	Disco abrasivo
2	Acabado superficial de la zona de corte.		38	Pulidora	Esmeril

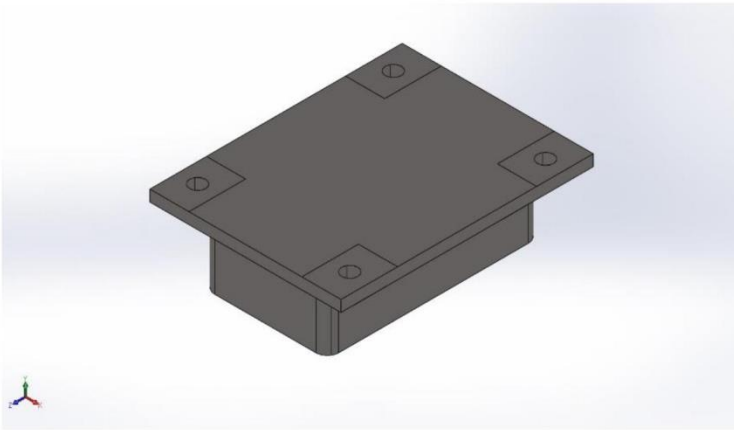
3	Taladrado para agujeros de tornillos de sujeción		24	Taladro vertical	Broca M6
---	--	---	----	------------------	----------

HOJA DE RUTA			Pieza: Lámina superior		No de pieza: 7.
Nicolás Guillermo Jerez Cote Duván Santiago Mendoza Mancipe			Subsistema: Fricción		Escala: 1:1
Escuela de Ingeniería Mecánica UIS	Dispositivo para estudio de desgaste de cartílago		Material: AISI 304	Medidas: 70x70x2 mm	Fecha: 21/07/21
No.	Proceso	Esquema	Duración (minutos)	Maquinaria	Herramienta
1	Corte de la lámina hasta las medidas exteriores de la pieza.		10	Cizalladora	Cuchilla
2	Mecanizado de la figura deseada.		38	Fresadora vertical	Fresa cilíndrica de corte frontal

HOJA DE RUTA			Pieza: Plancha de sujeción superior		No de pieza: 7.1
Nicolás Guillermo Jerez Cote Duván Santiago Mendoza Mancipe			Subsistema: Fricción		Escala: 1:1
Escuela de Ingeniería Mecánica UIS	Dispositivo para estudio de desgaste de cartílago		Material: AISI 304	Medidas: 50x50x38.1 mm	Fecha: 21/07/21
No.	Proceso	Esquema	Duración (minutos)	Maquinaria	Herramienta
1	Corte por chorro de agua a presión del contorno deseado		30	Cortadora hidráulica	Agua
2	Redondeo de las aristas laterales inferiores		12	Fresadora vertical	Fresa cóncava para redondeos de 1/8"

3	Taladrado para esparrago		12	Taladro vertical	Broca M12
4	Acabado superficial		12	Pulidora	Esmeril
5	Acabado superficial		8	Pulidora	Disco de franela

Apéndice C.



Simulación de base inferior para sujeta hueso para prueba de desplazamiento

Fecha: miércoles, 21 de julio de 2021
Diseñador: Solidworks
Nombre de estudio: Análisis estático 1
Tipo de análisis: Análisis estático

Tabla de contenidos

Descripción	1
Información de modelo	2
Propiedades de estudio.....	4
Unidades	4
Propiedades de material	5
Cargas y sujeciones.....	6
Definiciones de conector	7
Información de contacto	7
Información de malla	8
Detalles del sensor	9
Fuerzas resultantes.....	9
Resultados del estudio.....	10

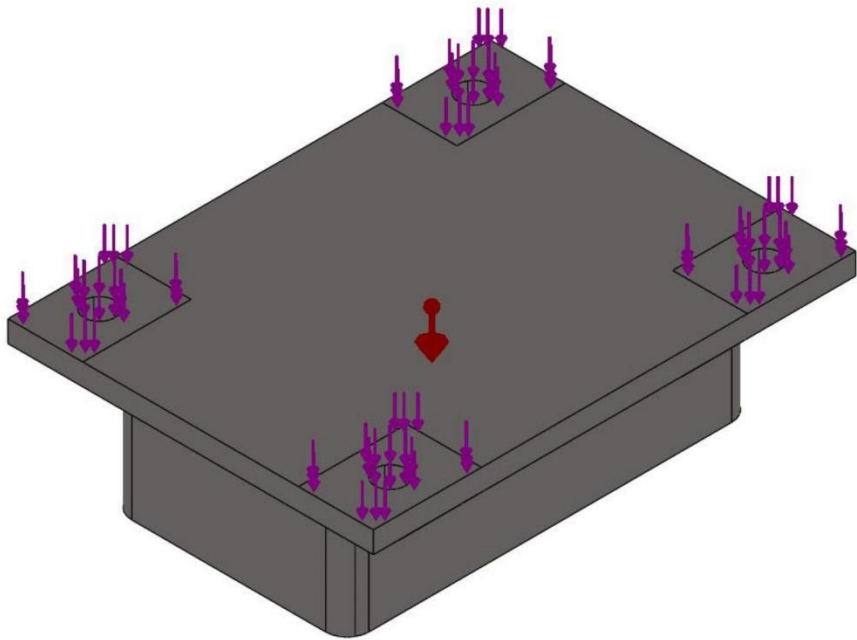
Descripción

Análisis de soporte en celda de carga

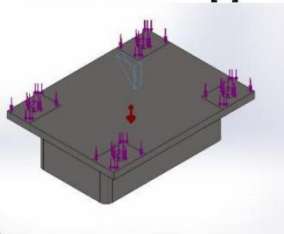


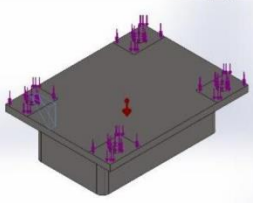
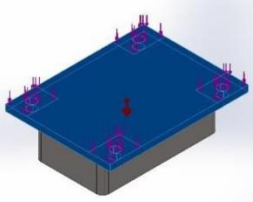
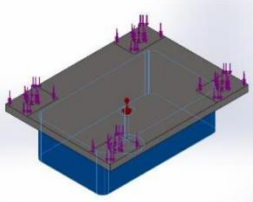
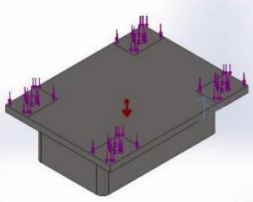
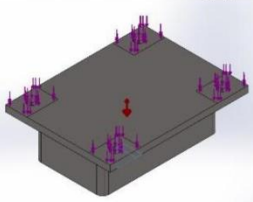
Estudio de elementos finitos

Información de modelo



Nombre del modelo: base inferior para sujeta hueso para prueba de desplazamiento
 Configuración actual: Predeterminado<Como mecanizada>

Sólidos			
Nombre de documento y referencia	Tratado como	Propiedades volumétricas	Ruta al documento/Fecha de modificación
 Cortar-Extruir12[1]	Sólido	Masa:0,009652 kg Volumen:1,2065e-06 m ³ Densidad:8.000 kg/m ³ Peso:0,0945896 N	C:\Users\Nicolás Jerez\Desktop\nuevas piezas proyecto\base inferior para sujeta hueso para prueba de desplazamiento.SLDPRT Jul 21 12:25:20 2021

<p>Cortar-Extruir12[2]</p> 	Sólido	<p>Masa:0,009652 kg Volumen:1,2065e-06 m³ Densidad:8.000 kg/m³ Peso:0,0945896 N</p>	<p>C:\Users\Nicolás Jerez\Desktop\nuevas piezas proyecto\base inferior para sujeta hueso para prueba de desplazamiento.SLDPRT Jul 21 12:25:20 2021</p>
<p>Línea de partición1</p> 	Sólido	<p>Masa:0,769434 kg Volumen:9,61792e-05 m³ Densidad:8.000 kg/m³ Peso:7,54045 N</p>	<p>C:\Users\Nicolás Jerez\Desktop\nuevas piezas proyecto\base inferior para sujeta hueso para prueba de desplazamiento.SLDPRT Jul 21 12:25:20 2021</p>
<p>Redondeo3</p> 	Sólido	<p>Masa:2,52263 kg Volumen:0,000315328 m³ Densidad:8.000 kg/m³ Peso:24,7217 N</p>	<p>C:\Users\Nicolás Jerez\Desktop\nuevas piezas proyecto\base inferior para sujeta hueso para prueba de desplazamiento.SLDPRT Jul 21 12:25:20 2021</p>
<p>Cortar-Extruir14[1]</p> 	Sólido	<p>Masa:0,00919353 kg Volumen:1,14919e-06 m³ Densidad:8.000 kg/m³ Peso:0,0900966 N</p>	<p>C:\Users\Nicolás Jerez\Desktop\nuevas piezas proyecto\base inferior para sujeta hueso para prueba de desplazamiento.SLDPRT Jul 21 12:25:20 2021</p>
<p>Cortar-Extruir14[2]</p> 	Sólido	<p>Masa:0,00919353 kg Volumen:1,14919e-06 m³ Densidad:8.000 kg/m³ Peso:0,0900966 N</p>	<p>C:\Users\Nicolás Jerez\Desktop\nuevas piezas proyecto\base inferior para sujeta hueso para prueba de desplazamiento.SLDPRT Jul 21 12:25:20 2021</p>

Propiedades de estudio

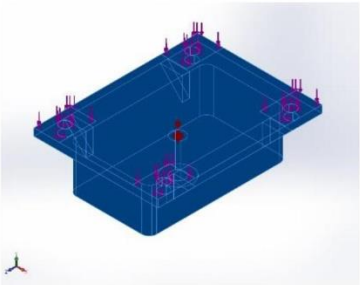
Nombre de estudio	Análisis estático 1
Tipo de análisis	Análisis estático
Tipo de malla	Malla sólida
Efecto térmico:	Activar
Opción térmica	Incluir cargas térmicas
Temperatura a tensión cero	298 Kelvin
Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation	Desactivar
Tipo de solver	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\Nicolás Jerez\Desktop\nuevas piezas proyecto)

Unidades

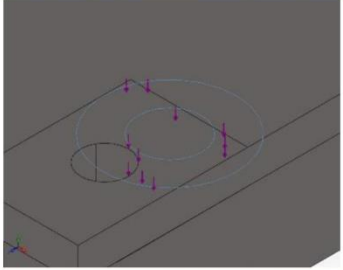
Sistema de unidades:	Métrico (MKS)
Longitud/Desplazamiento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidad angular	Rad/seg
Presión/Tensión	N/m ²

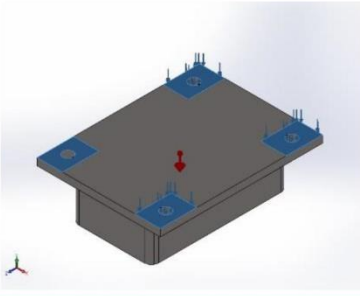
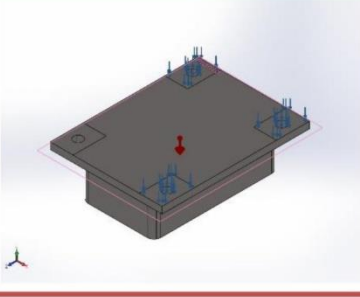


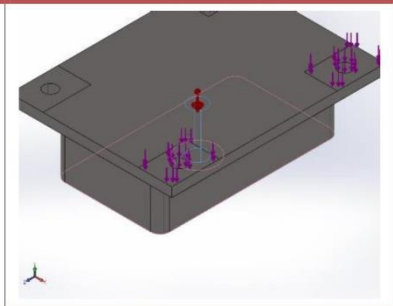
Propiedades de material

Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	<p> Nombre: AISI 304 Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal Criterio de error predeterminado: Tensión de von Mises máx. Límite elástico: 2,06807e+08 N/m² Límite de tracción: 5,17017e+08 N/m² Módulo elástico: 1,9e+11 N/m² Coefficiente de Poisson: 0,29 Densidad: 8.000 kg/m³ Módulo cortante: 7,5e+10 N/m² Coefficiente de dilatación térmica: 1,8e-05 /Kelvin </p>	<p> Sólido 7(Cortar-Extruir12[1])(base inferior para sujeta hueso para prueba de desplazamiento), Sólido 8(Cortar-Extruir12[2])(base inferior para sujeta hueso para prueba de desplazamiento), Sólido 9(Línea de partición1)(base inferior para sujeta hueso para prueba de desplazamiento), Sólido 11(Redondeo3)(base inferior para sujeta hueso para prueba de desplazamiento), Sólido 12(Cortar-Extruir14[1])(base inferior para sujeta hueso para prueba de desplazamiento), Sólido 13(Cortar-Extruir14[2])(base inferior para sujeta hueso para prueba de desplazamiento) </p>
Datos de curva:N/A		

Cargas y sujeciones

Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción			
Fijo-1		Entidades: 1 cara(s) Tipo: Geometría fija			
Fuerzas resultantes					
Componentes	X	Y	Z	Resultante	
Fuerza de reacción(N)	-0,00682926	6.032,46	0,0366597	6.032,46	
Momento de reacción(N.m)	0	0	0	0	

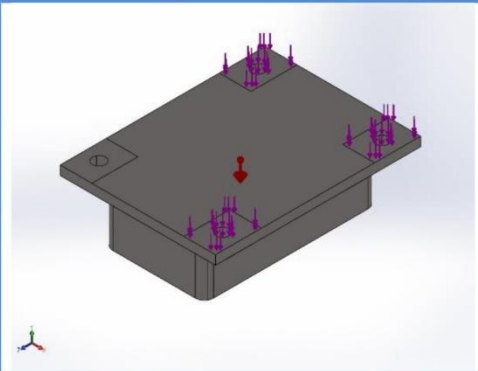
Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga			
Fuerza-1		Entidades: 4 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: 2.000 N			
Gravedad-1		Referencia: Planta Valores: 0 0 -9,81 Unidades: m/s^2			

Fuerza-2		<p>Entidades: 1 cara(s) Referencia: Cara< 1 > Tipo: Aplicar fuerza Valores: ---; ---; -2.000 N</p>
----------	---	---

Definiciones de conector

No hay datos

Información de contacto

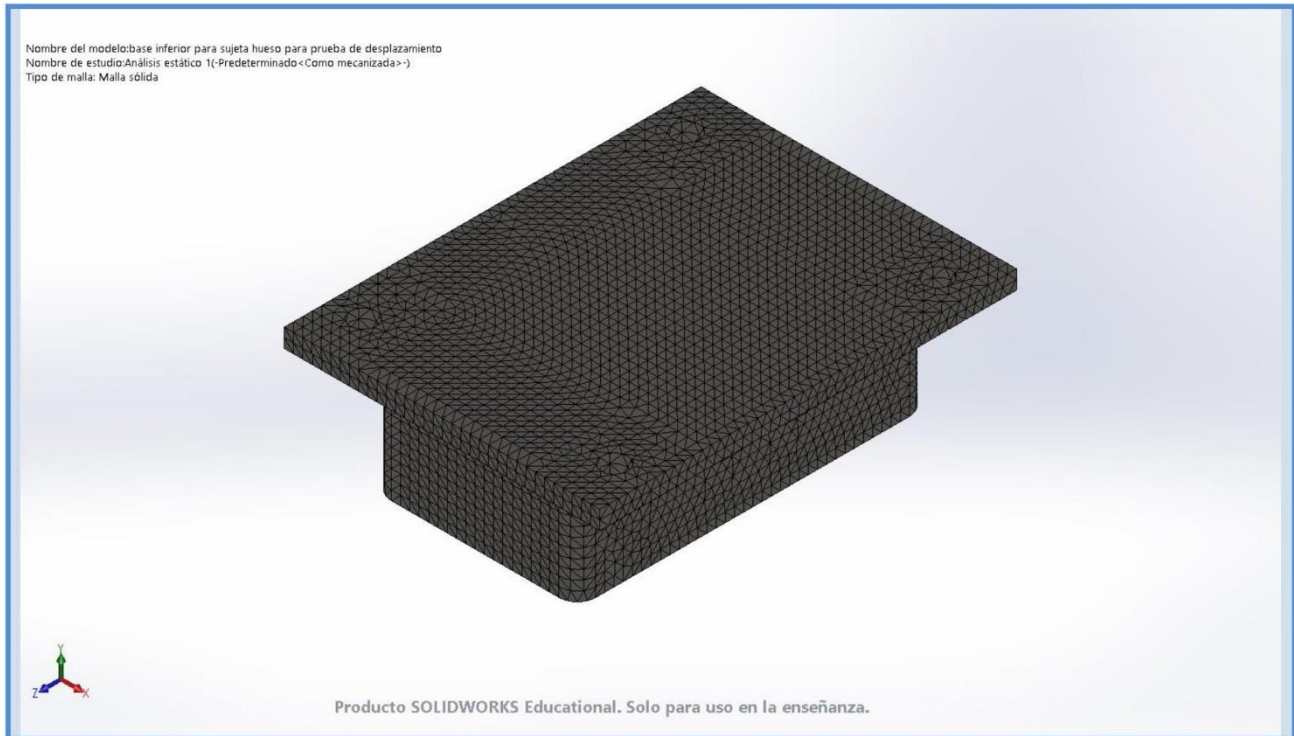
Contacto	Imagen del contacto	Propiedades del contacto
Contacto global		<p>Tipo: Unión rígida Componentes: 1 componente(s) Opciones: Mallado compatible</p>

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	3,22791 mm
Tolerancia	0,161395 mm
Trazado de calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden

Información de malla - Detalles

Número total de nodos	117722
Número total de elementos	80781
Cociente máximo de aspecto	4,0751
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	100
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:05
Nombre de computadora:	



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	-0,00682926	6.032,46	0,0366597	6.032,46

Momentos de reacción

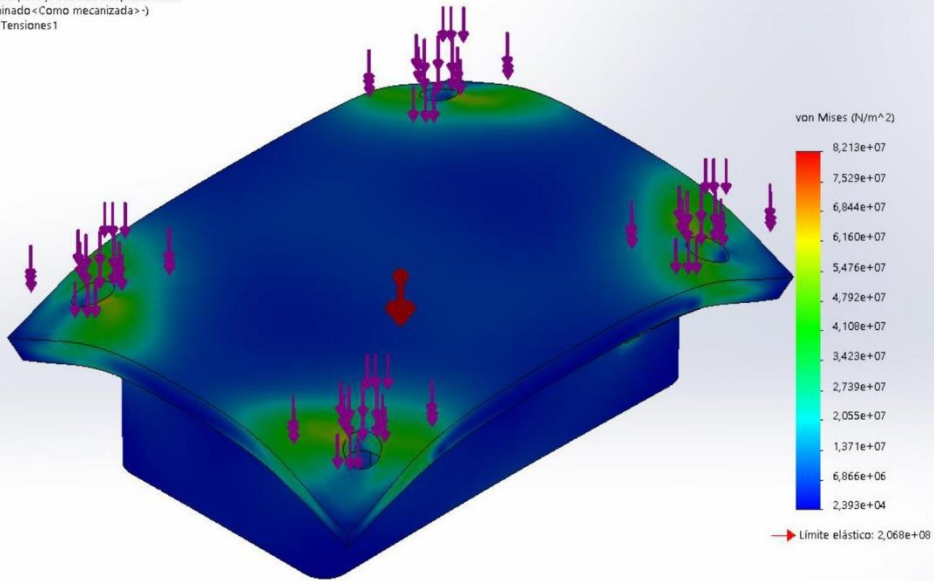
Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N.m	0	0	0	0



Resultados del estudio

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Tensiones1	VON: Tensión de von Mises	2,393e+04 N/m ² Nodo: 34399	8,213e+07 N/m ² Nodo: 29295

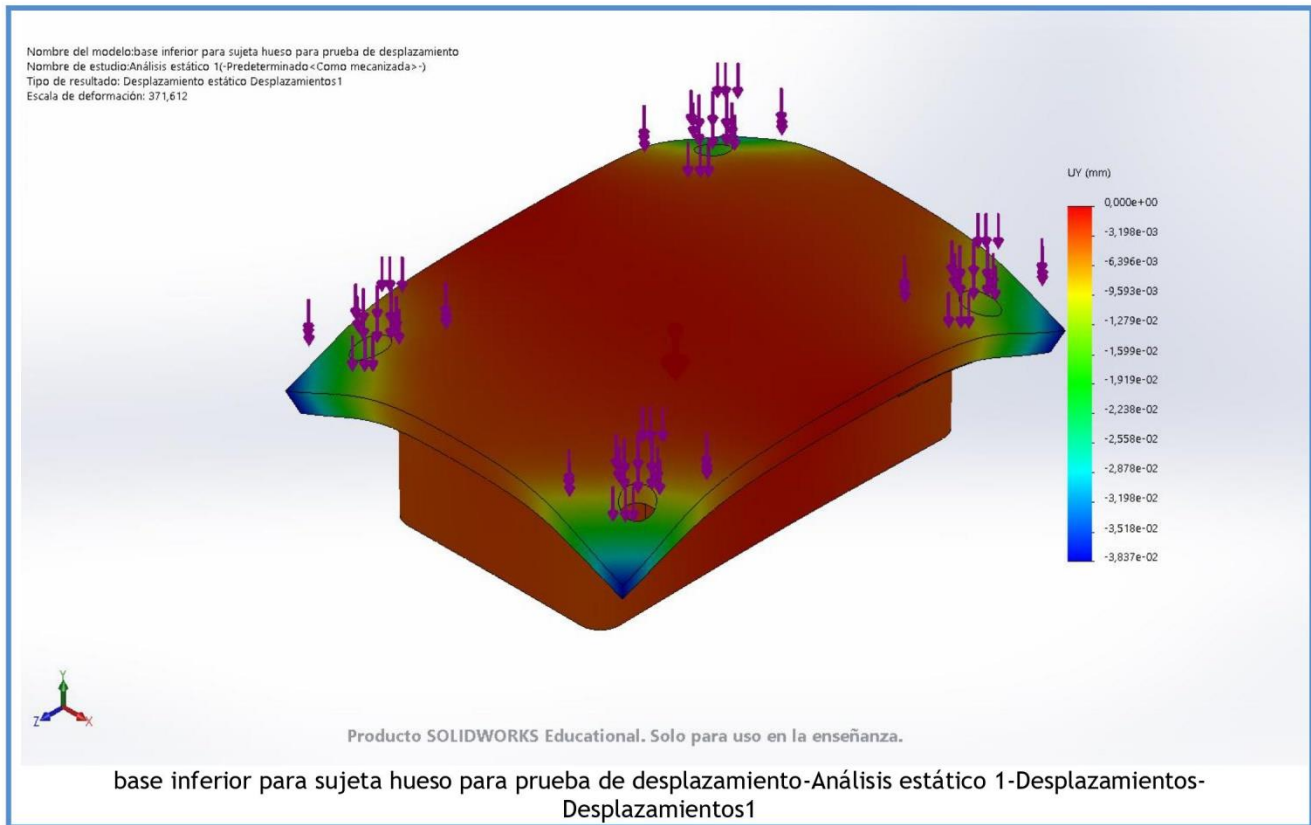
Nombre del modelo: base inferior para sujeta hueso para prueba de desplazamiento
 Nombre de estudio: Análisis estático 1-(Predeterminado-<Como mecanizada>-)
 Tipo de resultado: Análisis estático tensión nodal Tensiones1
 Escala de deformación: 371,612



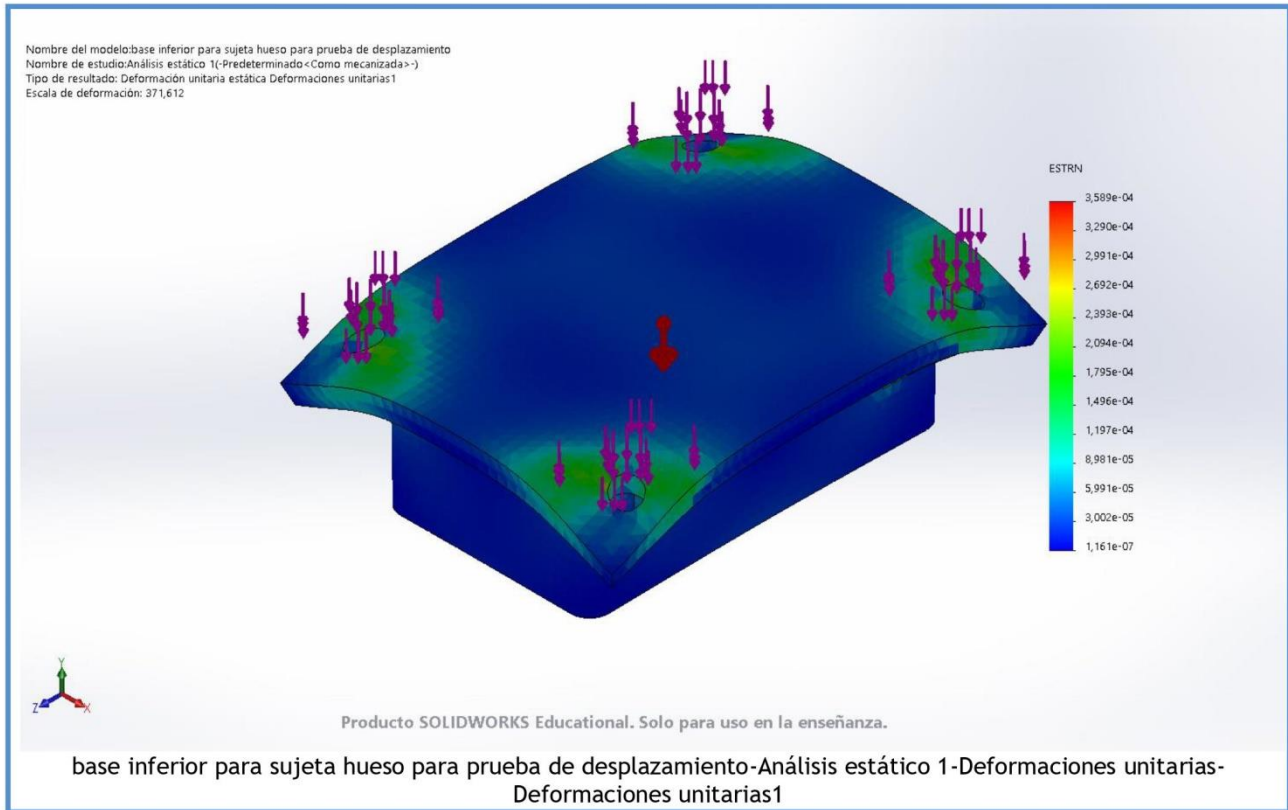
Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

base inferior para sujeta hueso para prueba de desplazamiento-Análisis estático 1-Tensiones-Tensiones1

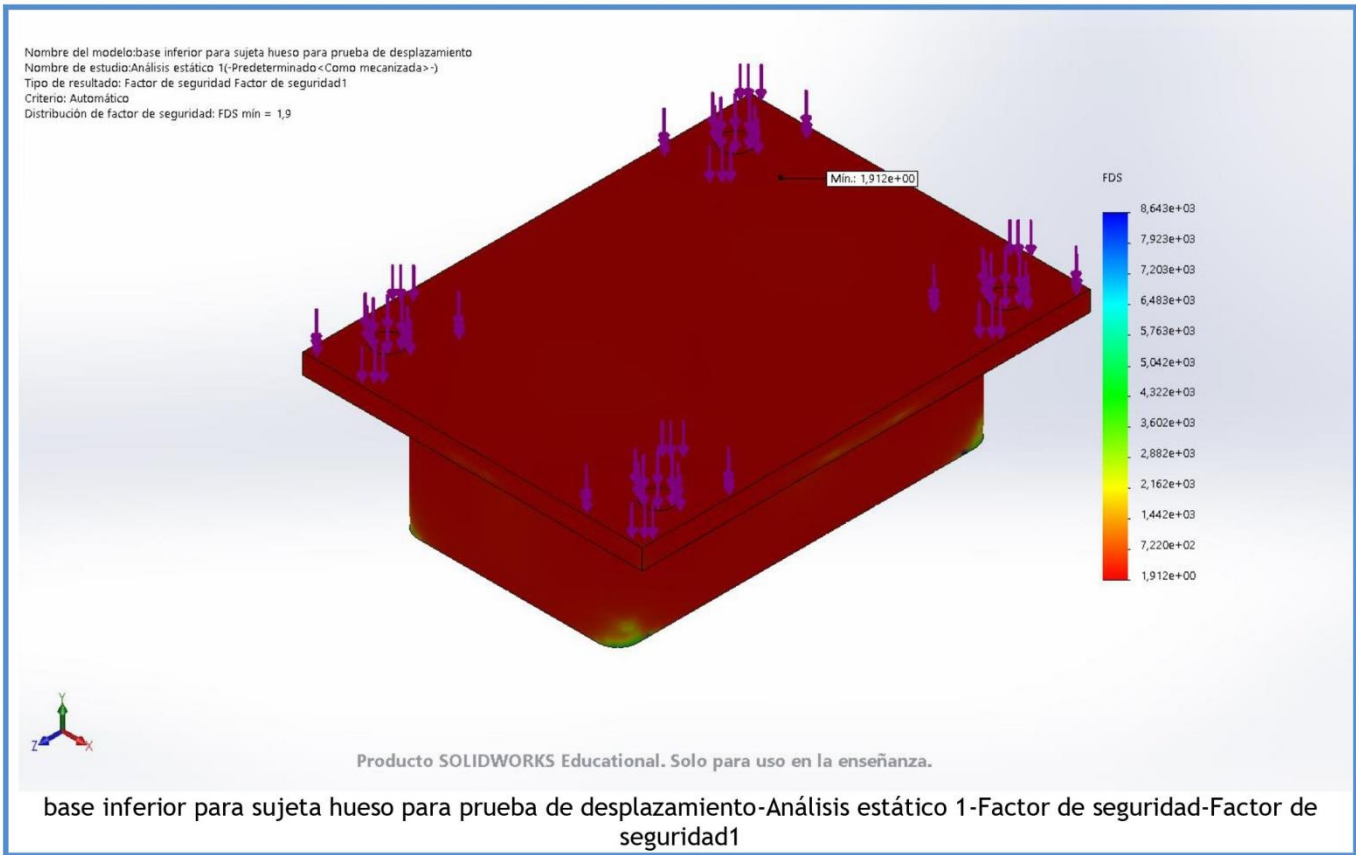
Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	UY: Desplazamiento de Y	-3,837e-02mm Nodo: 4201	0,000e+00 mm Nodo: 34291



Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Deformaciones unitarias1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	1,161e-07 Elemento: 48042	3,589e-04 Elemento: 7257



Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Factor de seguridad1	Automático	1,912e+00 Nodo: 29295	8,643e+03 Nodo: 34399





Descripción

Análisis del eje

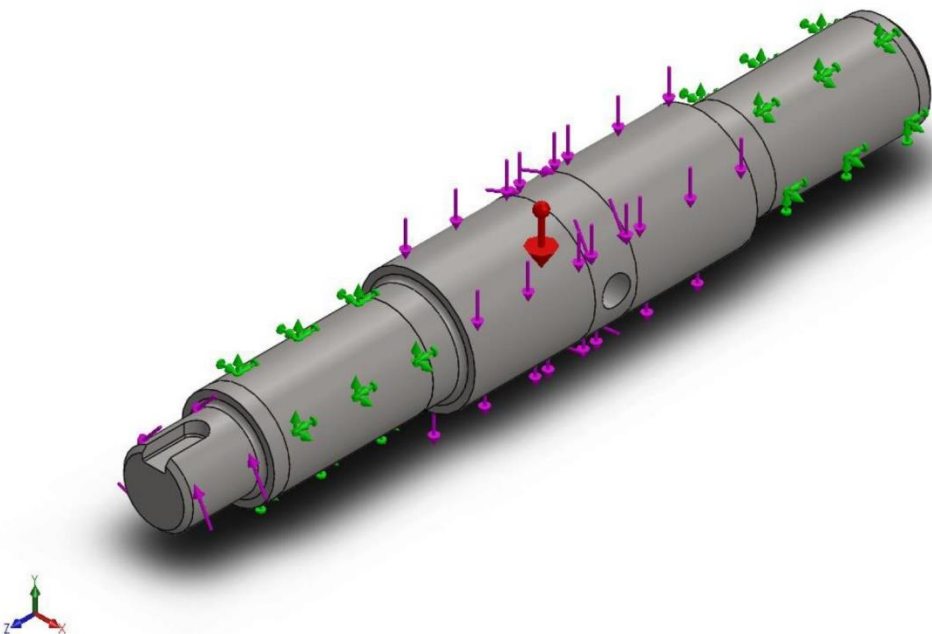
Simulación de Eje

Fecha: miércoles, 21 de julio de 2021
Diseñador: Solidworks
Nombre de estudio: Análisis estático 1
Tipo de análisis: Análisis estático

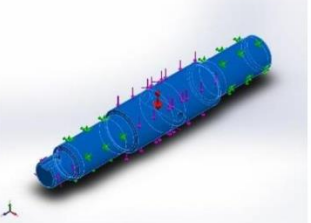
Tabla de contenidos

Descripción	1
Información de modelo	2
Propiedades de estudio.....	3
Unidades	3
Propiedades de material	4
Cargas y sujeciones.....	5
Definiciones de conector	6
Información de contacto	6
Información de malla	7
Detalles del sensor	8
Fuerzas resultantes.....	8
Resultados del estudio.....	9

Información de modelo



Nombre del modelo: Eje
Configuración actual: Predeterminado

Sólidos			
Nombre de documento y referencia	Tratado como	Propiedades volumétricas	Ruta al documento/Fecha de modificación
Cortar-Extruir22 	Sólido	Masa:0,460708 kg Volumen:5,75884e-05 m ³ Densidad:8.000 kg/m ³ Peso:4,51493 N	C:\Users\Nicolás Jerez\Desktop\ eje con simulación que dio\Eje.SLDPRT Jul 21 17:35:15 2021

Propiedades de estudio

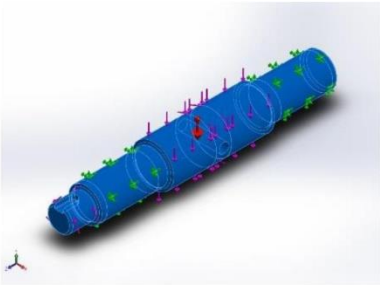
Nombre de estudio	Análisis estático 1
Tipo de análisis	Análisis estático
Tipo de malla	Malla sólida
Efecto térmico:	Activar
Opción térmica	Incluir cargas térmicas
Temperatura a tensión cero	298 Kelvin
Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation	Desactivar
Tipo de solver	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\Nicolás Jerez\Desktop\ eje con simulación que dio)

Unidades

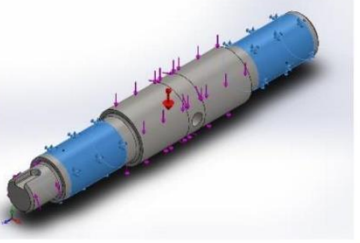
Sistema de unidades:	Métrico (MKS)
Longitud/Desplazamiento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidad angular	Rad/seg
Presión/Tensión	N/m ²

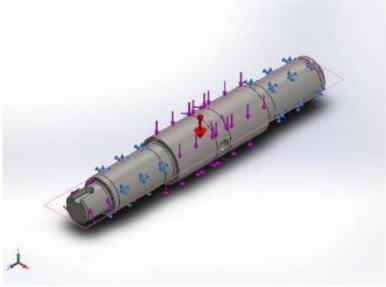
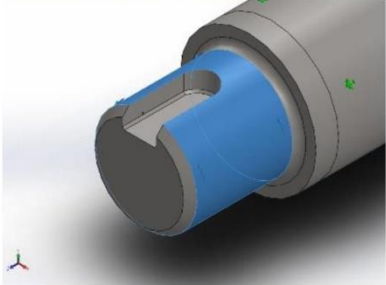


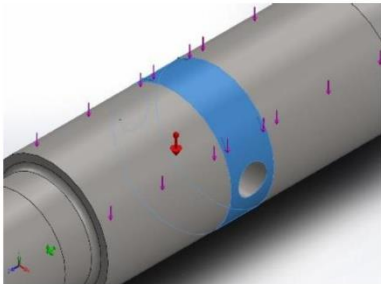
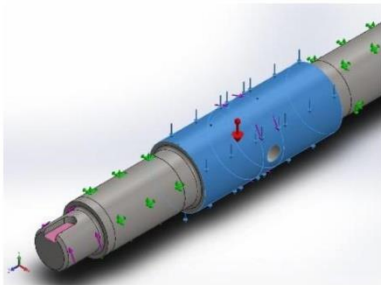
Propiedades de material

Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	<p> Nombre: AISI 304 Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal Criterio de error predeterminado: Tensión de von Mises máx. Límite elástico: 2,06807e+08 N/m² Límite de tracción: 5,17017e+08 N/m² Módulo elástico: 1,9e+11 N/m² Coefficiente de Poisson: 0,29 Densidad: 8.000 kg/m³ Módulo cortante: 7,5e+10 N/m² Coefficiente de dilatación térmica: 1,8e-05 /Kelvin </p>	<p>Sólido 5(Cortar-Extruir22)(pero mira esto papu)</p>
Datos de curva:N/A		

Cargas y sujeciones

Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción		
Fijo-9		Entidades: 2 cara(s) Tipo: Geometría fija		
Fuerzas resultantes				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de reacción(N)	-83,9751	6.004,55	0,0601141	6.005,14
Momento de reacción(N.m)	0	0	0	0

Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga
Gravedad-1		Referencia: Planta Valores: 0 0 -9,81 Unidades: m/s^2
Torsión-1		Entidades: 1 cara(s) Tipo: Aplicar momento torsor Valor: 8,11 N.m

Torsión-6		Entidades: 1 cara(s) Tipo: Aplicar momento torsor Valor: -8,11 N.m
Fuerza-14		Entidades: 3 cara(s) Referencia: Cara< 1 > Tipo: Aplicar fuerza Valores: ---; ---; 2.000 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	1,71368 mm
Tolerancia	0,0856839 mm
Trazado de calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden

Información de malla - Detalles

Número total de nodos	101189
Número total de elementos	69529
Cociente máximo de aspecto	5,8047
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	99,7
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:04
Nombre de computadora:	



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	-83,9751	6.004,55	0,0601141	6.005,14

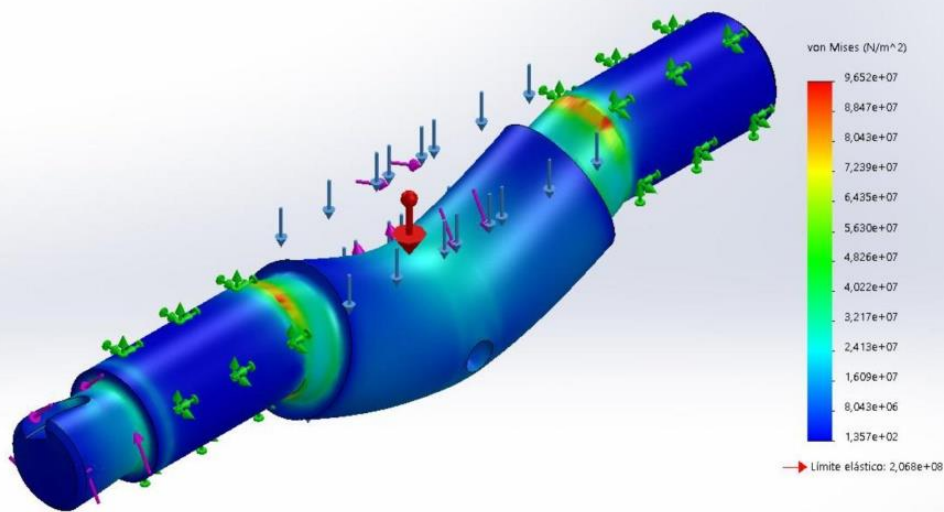
Momentos de reacción

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

Resultados del estudio

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Tensiones1	VON: Tensión de von Mises	1,357e+02 N/m ² Nodo: 4133	9,652e+07 N/m ² Nodo: 1166

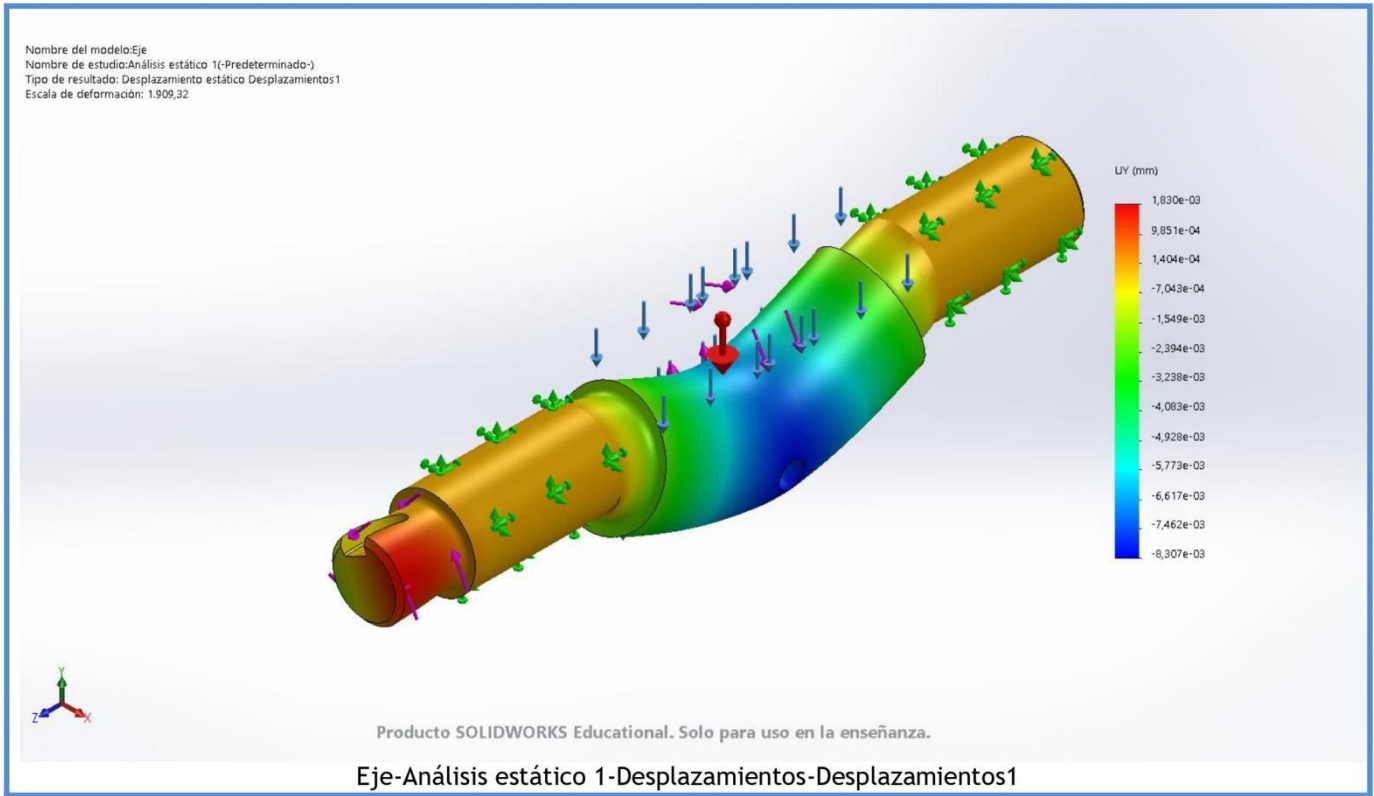
Nombre del modelo:Eje
 Nombre de estudio:Análisis estático 1(-Predeterminado-)
 Tipo de resultado: Análisis estático tensión nodal Tensiones1
 Escala de deformación: 1.909,32



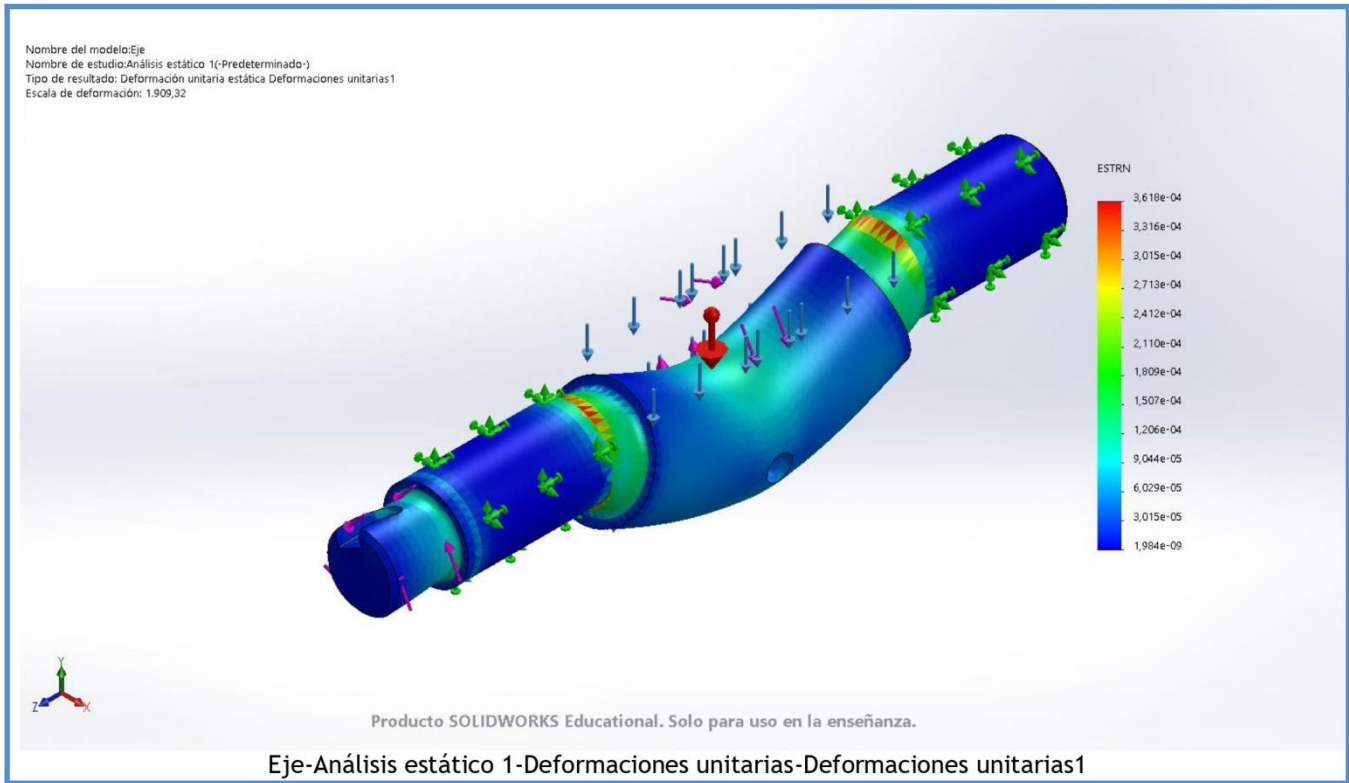
Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

Eje-Análisis estático 1-Tensiones-Tensiones1

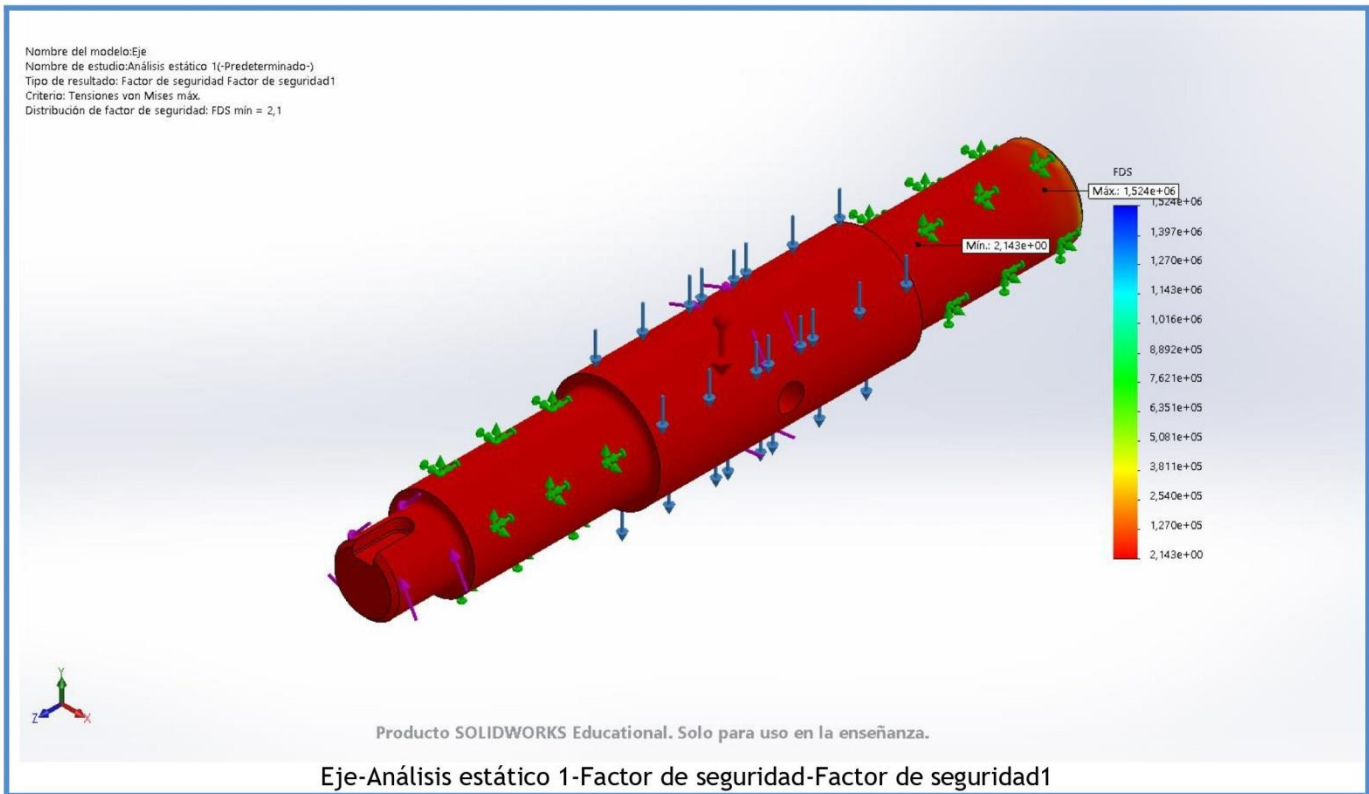
Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	UY: Desplazamiento de Y	-8,307e-03mm Nodo: 4	1,830e-03 mm Nodo: 395

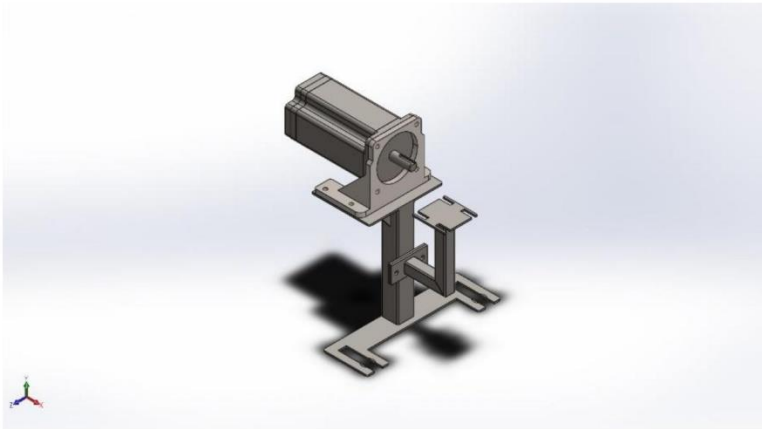


Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Deformaciones unitarias1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	1,984e-09 Elemento: 33908	3,618e-04 Elemento: 7997



Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Factor de seguridad1	Tensión de von Mises máx.	2,143e+00 Nodo: 1166	1,524e+06 Nodo: 4133





Simulación de ensamblaje de motor y soporte

Fecha: miércoles, 21 de julio de 2021

Diseñador: Solidworks

Nombre de estudio: Estudio de soporte motriz

Tipo de análisis: Análisis estático

Tabla de contenidos

Descripción	1
Suposiciones	2
Información de modelo	2
Propiedades de estudio.....	4
Unidades	5
Propiedades de material	6
Cargas y sujeciones.....	7
Definiciones de conector	9
Información de contacto	14
Información de malla	15
Detalles del sensor	16
Fuerzas resultantes.....	16
Resultados del estudio.....	17

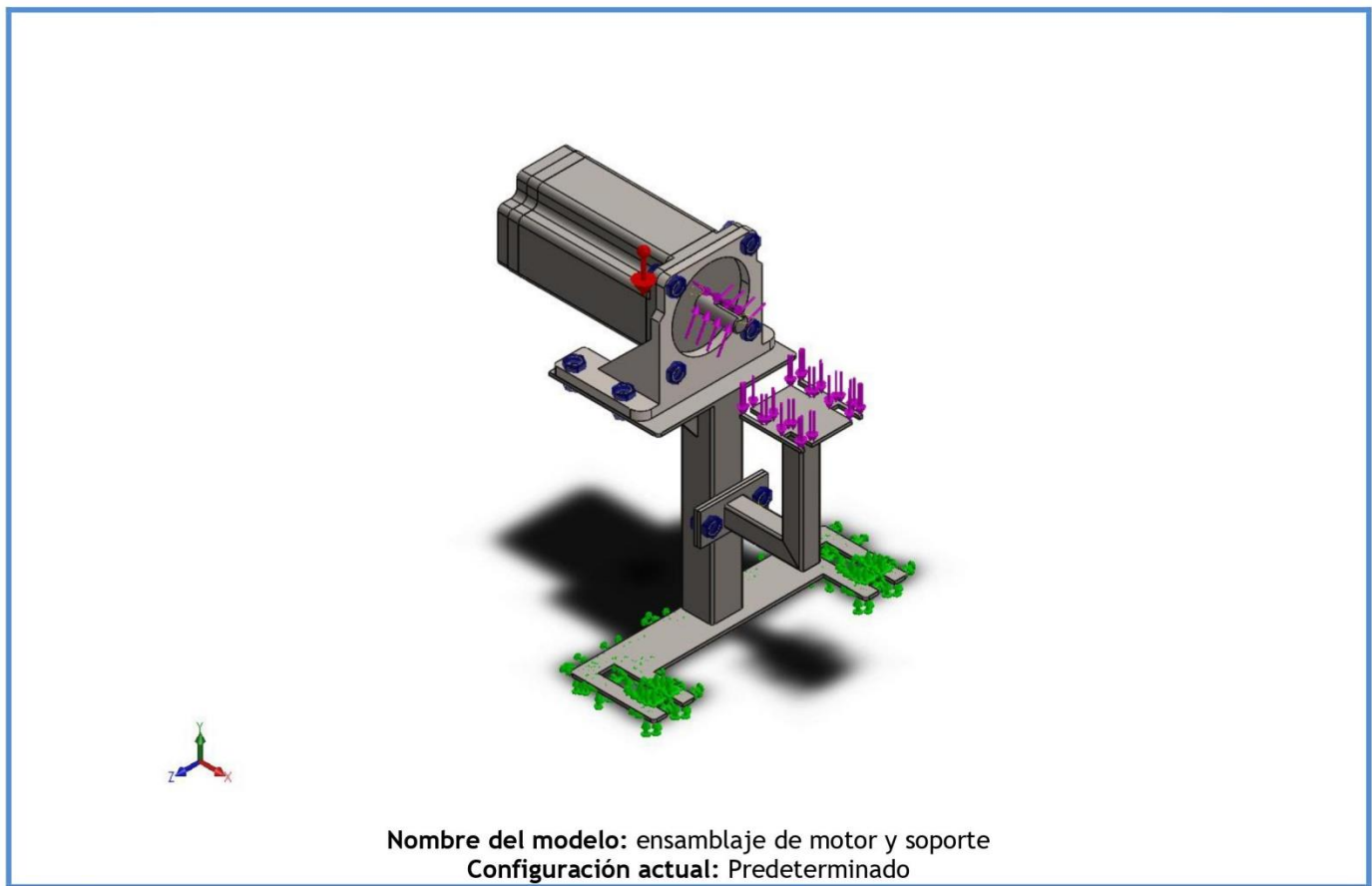
Descripción

Análisis del soporte motriz

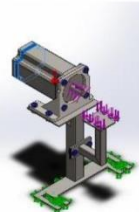


Suposiciones

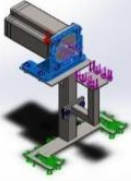
Información de modelo



Sólidos

Nombre de documento y referencia	Tratado como	Propiedades volumétricas	Ruta al documento/Fecha de modificación
<p>Saliente-Extruir4</p> 	<p>Sólido</p>	<p>Masa:0,478381 kg Volumen:6,07854e-05 m³ Densidad:7.870 kg/m³ Peso:4,68813 N</p>	<p>C:\Users\Nicolás Jerez\Desktop\nuevas piezas proyecto\Motor.SLDPRT Jul 21 15:21:46 2021</p>

<p>Cortar-Extruir4</p> 	Sólido	<p>Masa:0,578241 kg Volumen:7,34741e-05 m³ Densidad:7.870 kg/m³ Peso:5,66676 N</p>	<p>C:\Users\Nicolás Jerez\Desktop\nuevas piezas proyectoMotor.SLDPRT Jul 21 15:21:46 2021</p>
<p>Saliente-Extruir3</p> 	Sólido	<p>Masa:5,76928 kg Volumen:0,000733072 m³ Densidad:7.870 kg/m³ Peso:56,5389 N</p>	<p>C:\Users\Nicolás Jerez\Desktop\nuevas piezas proyectoMotor.SLDPRT Jul 21 15:21:46 2021</p>
<p>Saliente-Extruir5</p> 	Sólido	<p>Masa:0,46592 kg Volumen:5,9202e-05 m³ Densidad:7.870 kg/m³ Peso:4,56601 N</p>	<p>C:\Users\Nicolás Jerez\Desktop\nuevas piezas proyectoMotor.SLDPRT Jul 21 15:21:46 2021</p>
<p>Cortar-Extruir3</p> 	Sólido	<p>Masa:0,723627 kg Volumen:9,21818e-05 m³ Densidad:7.850 kg/m³ Peso:7,09155 N</p>	<p>C:\Users\Nicolás Jerez\Desktop\nuevo soporte de metal\Soporte del motor.SLDPRT Jul 21 17:06:52 2021</p>
<p>Saliente-Extruir6</p> 	Sólido	<p>Masa:0,126948 kg Volumen:1,61717e-05 m³ Densidad:7.850 kg/m³ Peso:1,24409 N</p>	<p>C:\Users\Nicolás Jerez\Desktop\nuevo soporte de metal\Soporte del sensor.SLDPRT Jul 21 12:24:22 2021</p>
<p>Cortar-Extruir1</p> 	Sólido	<p>Masa:0,079401 kg Volumen:1,01148e-05 m³ Densidad:7.850 kg/m³ Peso:0,77813 N</p>	<p>C:\Users\Nicolás Jerez\Desktop\nuevo soporte de metal\Soporte del sensor.SLDPRT Jul 21 12:24:22 2021</p>

<p>Saliente-Extruir1</p> 	Sólido	<p>Masa:0,736414 kg Volumen:9,56381e-05 m³ Densidad:7.700 kg/m³ Peso:7,21685 N</p>	<p>C:\Users\Nicolás Jerez\Desktop\soportes nema\nuevo soporte\base del motor.SLDPRT Jul 21 12:42:55 2021</p>
--	--------	---	--

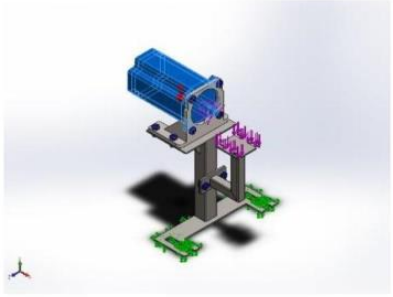
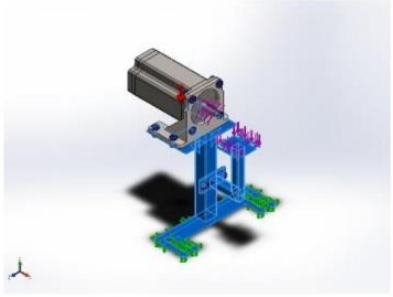
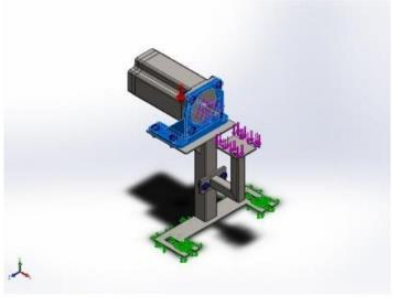
Propiedades de estudio

Nombre de estudio	Estudio de soporte motriz
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\Nicolás Jerez\Desktop\simu)

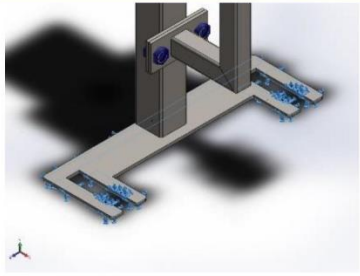
Unidades

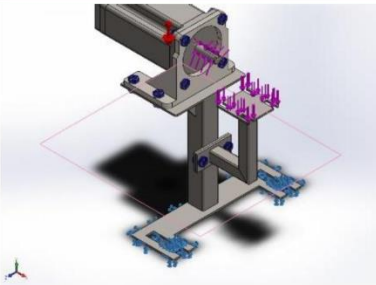
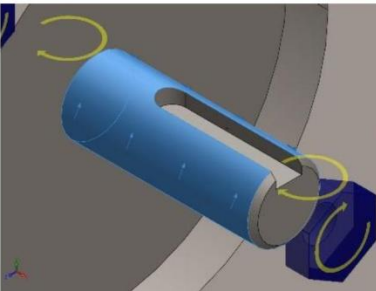
Sistema de unidades:	Métrico (MKS)
Longitud/Desplazamiento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidad angular	Rad/seg
Presión/Tensión	N/m ²

Propiedades de material

Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	<p>Nombre: AISI 1015 Acero estirado en frío (SS)</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Desconocido</p> <p>Límite elástico: 3,25e+08 N/m²</p> <p>Límite de tracción: 3,85e+08 N/m²</p> <p>Módulo elástico: 2,05e+11 N/m²</p> <p>Coefficiente de Poisson: 0,29</p> <p>Densidad: 7.870 kg/m³</p> <p>Módulo cortante: 8e+10 N/m²</p> <p>Coefficiente de dilatación térmica: 1,2e-05 /Kelvin</p>	<p>Sólido 1(Saliente-Extruir4)(Motor-1), Sólido 2(Cortar-Extruir4)(Motor-1), Sólido 3(Saliente-Extruir3)(Motor-1), Sólido 4(Saliente-Extruir5)(Motor-1)</p>
Datos de curva:N/A		
	<p>Nombre: ASTM A36 Acero</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Desconocido</p> <p>Límite elástico: 2,5e+08 N/m²</p> <p>Límite de tracción: 4e+08 N/m²</p> <p>Módulo elástico: 2e+11 N/m²</p> <p>Coefficiente de Poisson: 0,26</p> <p>Densidad: 7.850 kg/m³</p> <p>Módulo cortante: 7,93e+10 N/m²</p>	<p>Sólido 1(Cortar-Extruir3)(Soporte del motor-1), Sólido 1(Saliente-Extruir6)(Soporte del sensor-1), Sólido 2(Cortar-Extruir1)(Soporte del sensor-1)</p>
Datos de curva:N/A		
	<p>Nombre: Acero aleado</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Tensión de von Mises máx.</p> <p>Límite elástico: 6,20422e+08 N/m²</p> <p>Límite de tracción: 7,23826e+08 N/m²</p> <p>Módulo elástico: 2,1e+11 N/m²</p> <p>Coefficiente de Poisson: 0,28</p> <p>Densidad: 7.700 kg/m³</p> <p>Módulo cortante: 7,9e+10 N/m²</p> <p>Coefficiente de dilatación térmica: 1,3e-05 /Kelvin</p>	<p>Sólido 1(Saliente-Extruir1)(base del motor-1)</p>
Datos de curva:N/A		

Cargas y sujeciones

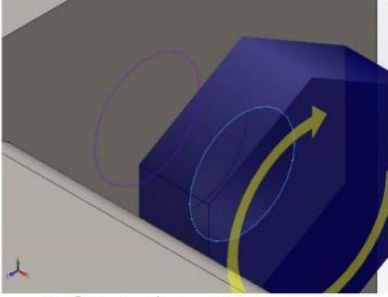
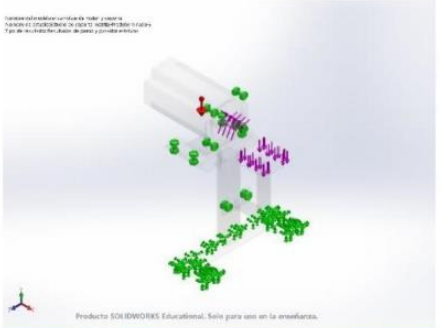
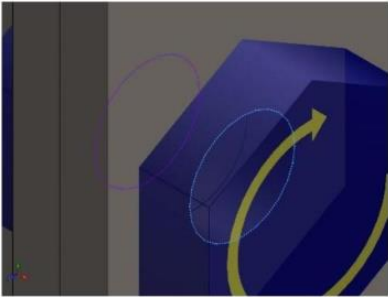
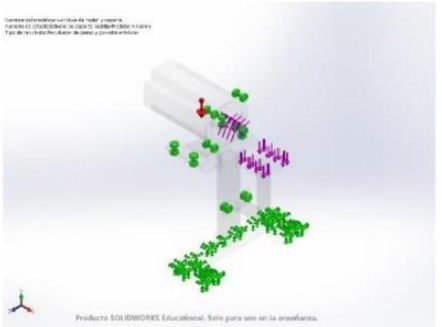
Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción		
Fijo-5		Entidades: 9 cara(s) Tipo: Geometría fija		
Fuerzas resultantes				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de reacción(N)	-0,000221252	92,8638	-97,1692	134,408
Momento de reacción(N.m)	0	0	0	0

Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga		
Gravedad-1		Referencia: Planta Valores: 0 0 -9,81 Unidades: m/s ²		
Torsión-1		Entidades: 1 cara(s) Tipo: Aplicar momento torsor Valor: 8,2 N.m		

<p>Fuerza-2</p>		<p>Entidades: 1 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: 4,905 N</p>
-----------------	---	---

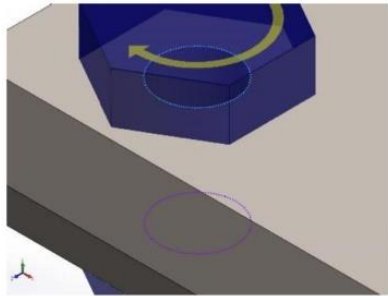
Definiciones de conector

Conector de pasador/perno/rodamiento

Referencia de modelo	Detalles del conector	Detalles de resistencia						
 <p>Refrentado con tuerca-24</p>	<p>Entidades: 2 arista(s) Tipo: Tornillo(Diámetro de la cabeza/tuerca)(Refrentado) Diámetro de cabeza: 13 mm Diámetro de tuerca: 13 mm Diámetro del vástago nominal: 6,619 mm Precarga (Torsión): 14,914 Módulo de Young: 2,1e+11 Coeficiente de Poisson: 0,28 Unidades de precarga: N.m</p>	<table border="1"> <tr> <td>Comprobación de perno:</td> <td>Aceptar</td> </tr> <tr> <td>FDS calculado:</td> <td>1,6111</td> </tr> <tr> <td>FDS deseado:</td> <td>1,5</td> </tr> </table> 	Comprobación de perno:	Aceptar	FDS calculado:	1,6111	FDS deseado:	1,5
Comprobación de perno:	Aceptar							
FDS calculado:	1,6111							
FDS deseado:	1,5							
 <p>Refrentado con tuerca-25</p>	<p>Entidades: 2 arista(s) Tipo: Tornillo(Diámetro de la cabeza/tuerca)(Refrentado) Diámetro de cabeza: 13 mm Diámetro de tuerca: 13 mm Diámetro del vástago nominal: 6,619 mm Precarga (Torsión): 14,914 Módulo de Young: 2,1e+11 Coeficiente de Poisson: 0,28 Unidades de precarga: N.m</p>	<table border="1"> <tr> <td>Comprobación de perno:</td> <td>Aceptar</td> </tr> <tr> <td>FDS calculado:</td> <td>1,60952</td> </tr> <tr> <td>FDS deseado:</td> <td>1,5</td> </tr> </table> 	Comprobación de perno:	Aceptar	FDS calculado:	1,60952	FDS deseado:	1,5
Comprobación de perno:	Aceptar							
FDS calculado:	1,60952							
FDS deseado:	1,5							

Fuerzas del conector

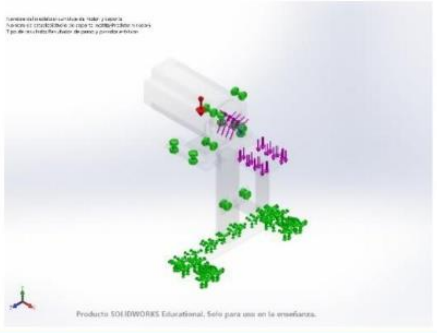
Tipo	Componente X	Componente Y	Componente Z	Resultante
Fuerza axial (N)	11.265	0	0	11.265
Fuerza cortante (N)	0	0,75206	0,14649	0,76619
Momento flector (N.m)	0	0,056814	0,0046865	0,057007



Refrentado con tuerca-26

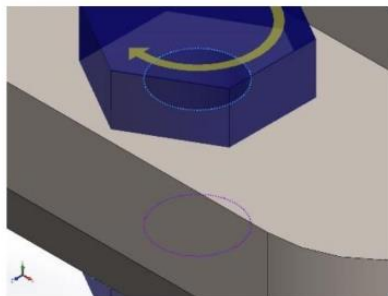
Entidades: 2 arista(s)
Tipo: Tornillo(Diámetro de la cabeza/tuerca)(Refrentado)
Diámetro de cabeza: 13 mm
Diámetro de tuerca: 13 mm
Diámetro del vástago nominal: 6,619 mm
Precarga (Torsión): 14,914
Módulo de Young: 2,1e+11
Coefficiente de Poisson: 0,28
Unidades de precarga: N.m

Comprobación de perno:	Aceptar
FDS calculado:	1,59801
FDS deseado:	1,5



Fuerzas del conector

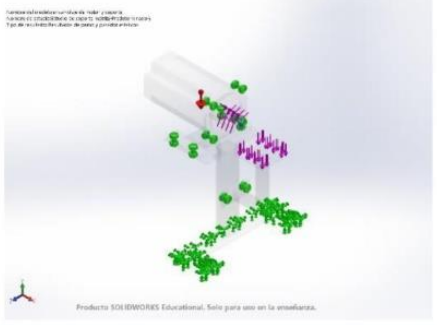
Tipo	Componente X	Componente Y	Componente Z	Resultante
Fuerza axial (N)	11.266	0	0	11.266
Fuerza cortante (N)	0	-5,6958	-1,1851	5,8177
Momento flector (N.m)	0	-0,068318	0,012354	0,069426



Refrentado con tuerca-27

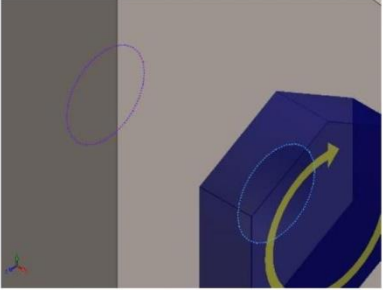
Entidades: 2 arista(s)
Tipo: Tornillo(Diámetro de la cabeza/tuerca)(Refrentado)
Diámetro de cabeza: 13 mm
Diámetro de tuerca: 13 mm
Diámetro del vástago nominal: 6,619 mm
Precarga (Torsión): 14,914
Módulo de Young: 2,1e+11
Coefficiente de Poisson: 0,28
Unidades de precarga: N.m

Comprobación de perno:	Aceptar
FDS calculado:	1,61601
FDS deseado:	1,5



Fuerzas del conector

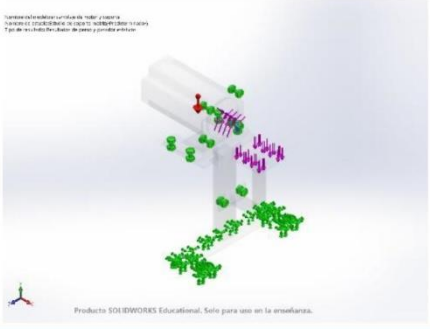
Tipo	Componente X	Componente Y	Componente Z	Resultante
Fuerza axial (N)	-60,938	11.266	0	11.266
Fuerza cortante (N)	-10,047	-0,054343	26,154	28,017
Momento flector (N.m)	-0,079011	-0,00042738	-0,15615	0,175



Refrentado con tuerca-28

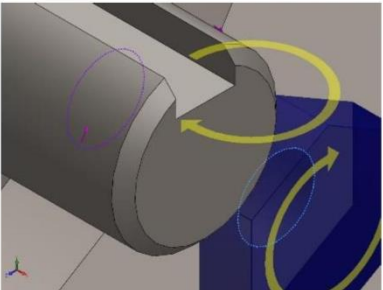
Entidades: 2 arista(s)
Tipo: Tornillo(Diámetro o de la cabeza/tuerca)(Refrentado)
Diámetro de cabeza: 13 mm
Diámetro de tuerca: 13 mm
Diámetro del vástago nominal: 6,619 mm
Precarga (Torsión): 14,914
Módulo de Young: 2,1e+11
Coefficiente de Poisson: 0,28
Unidades de precarga: N.m

Comprobación de perno:	Acceptar
FDS calculado:	1,60814
FDS deseado:	1,5



Fuerzas del conector

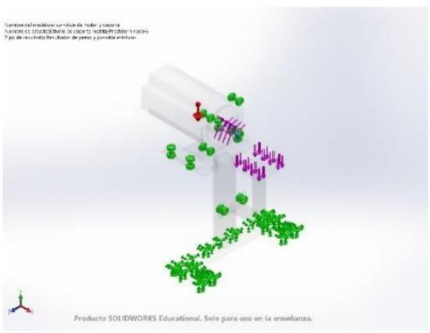
Tipo	Componente X	Componente Y	Componente Z	Resultante
Fuerza axial (N)	0	11.266	0	11.266
Fuerza cortante (N)	4,4538	0	-6,4494	7,8378
Momento flector (N.m)	0,0045531	0	0,0094799	0,010517



Refrentado con tuerca-29

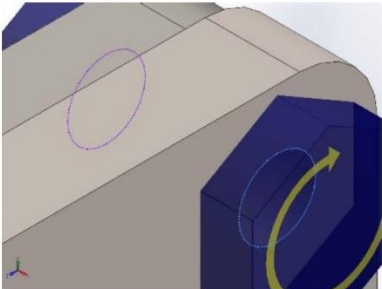
Entidades: 2 arista(s)
Tipo: Tornillo(Diámetro o de la cabeza/tuerca)(Refrentado)
Diámetro de cabeza: 13 mm
Diámetro de tuerca: 13 mm
Diámetro del vástago nominal: 6,619 mm
Precarga (Torsión): 14,914
Módulo de Young: 2,1e+11
Coefficiente de Poisson: 0,28
Unidades de precarga: N.m

Comprobación de perno:	Acceptar
FDS calculado:	1,60792
FDS deseado:	1,5



Fuerzas del conector

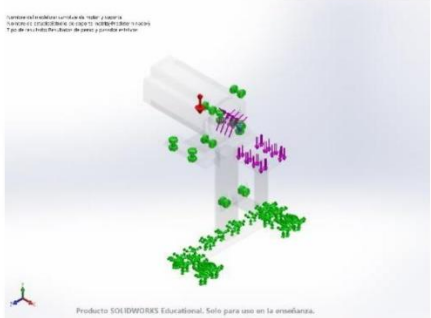
Tipo	Componente X	Componente Y	Componente Z	Resultante
Fuerza axial (N)	11.263	0	0	11.263
Fuerza cortante (N)	0	7,2254	-4,1152	8,3151
Momento flector (N.m)	0	-0,048528	-0,071075	0,086062



Refrentado con tuerca-30

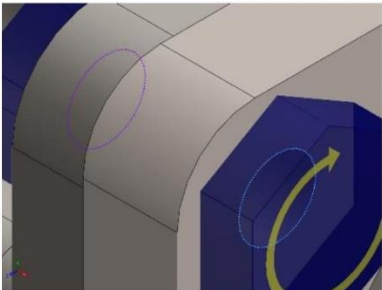
Entidades: 2 arista(s)
Tipo: Tornillo(Diámetro de la cabeza/tuerca)(Refrentado)
Diámetro de cabeza: 13 mm
Diámetro de tuerca: 13 mm
Diámetro del vástago nominal: 6,619 mm
Precarga (Torsión): 14,914
Módulo de Young: 2,1e+11
Coefficiente de Poisson: 0,28
Unidades de precarga: N.m

Comprobación de perno:	Aceptar
FDS calculado:	1,60595
FDS deseado:	1,5



Fuerzas del conector

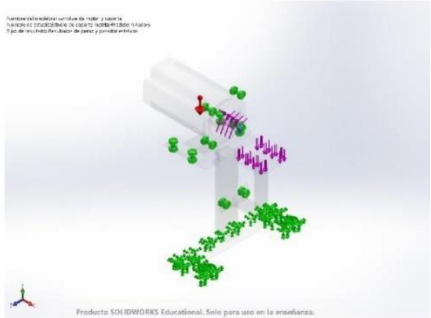
Tipo	Componente X	Componente Y	Componente Z	Resultante
Fuerza axial (N)	11.264	0	0	11.264
Fuerza cortante (N)	0	6,8398	3,7805	7,815
Momento flector (N.m)	0	0,049764	-0,071933	0,087469



Refrentado con tuerca-31

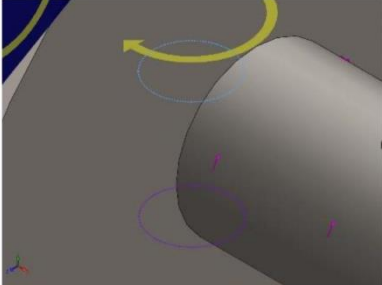
Entidades: 2 arista(s)
Tipo: Tornillo(Diámetro de la cabeza/tuerca)(Refrentado)
Diámetro de cabeza: 13 mm
Diámetro de tuerca: 13 mm
Diámetro del vástago nominal: 6,619 mm
Precarga (Torsión): 14,914
Módulo de Young: 2,1e+11
Coefficiente de Poisson: 0,28
Unidades de precarga: N.m

Comprobación de perno:	Aceptar
FDS calculado:	1,60636
FDS deseado:	1,5



Fuerzas del conector

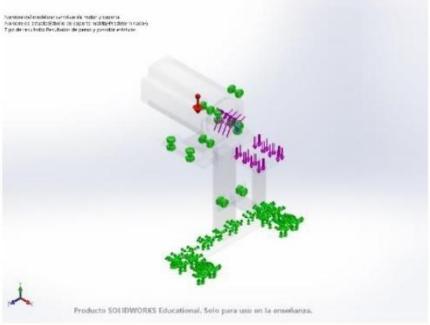
Tipo	Componente X	Componente Y	Componente Z	Resultante
Fuerza axial (N)	11.266	0	0	11.266
Fuerza cortante (N)	0	12,526	-0,14143	12,527
Momento flector (N.m)	0	0,027135	-0,09841	0,10208



Refrentado con tuerca-32

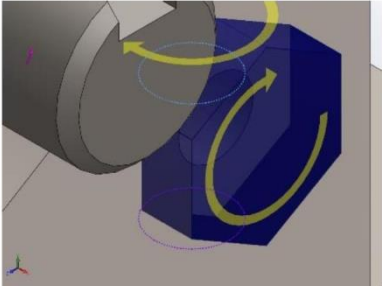
Entidades: 2 arista(s)
Tipo: Tornillo(Diámetro o de la cabeza/tuerca)(Refrentado)
Diámetro de cabeza: 13 mm
Diámetro de tuerca: 13 mm
Diámetro del vástago nominal: 6,619 mm
Precarga (Torsión): 14,914
Módulo de Young: 2,1e+11
Coefficiente de Poisson: 0,28
Unidades de precarga: N.m

Comprobación de perno:	Acceptar
FDS calculado:	1,60048
FDS deseado:	1,5



Fuerzas del conector

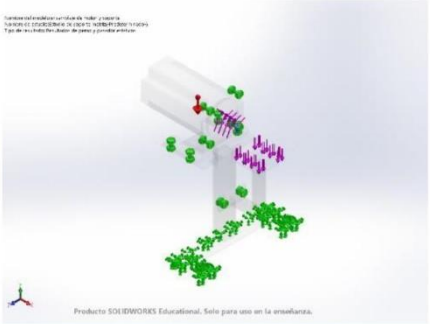
Tipo	Componente X	Componente Y	Componente Z	Resultante
Fuerza axial (N)	11.266	0	0	11.266
Fuerza cortante (N)	0	11,165	-0,13553	11,166
Momento flector (N.m)	0	-0,028944	-0,094152	0,0985



Refrentado con tuerca-33

Entidades: 2 arista(s)
Tipo: Tornillo(Diámetro o de la cabeza/tuerca)(Refrentado)
Diámetro de cabeza: 13 mm
Diámetro de tuerca: 13 mm
Diámetro del vástago nominal: 6,619 mm
Precarga (Torsión): 14,914
Módulo de Young: 2,1e+11
Coefficiente de Poisson: 0,28
Unidades de precarga: N.m

Comprobación de perno:	Acceptar
FDS calculado:	1,61621
FDS deseado:	1,5



Fuerzas del conector

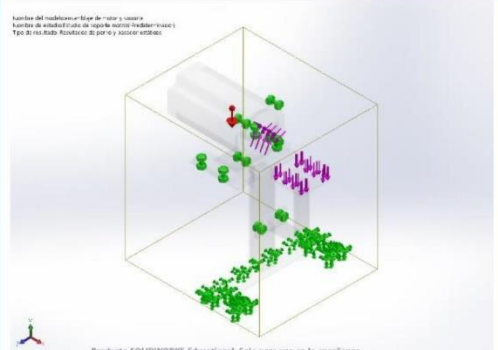
Tipo	Componente X	Componente Y	Componente Z	Resultante
Fuerza axial (N)	-60,94	11.266	0	11.266
Fuerza cortante (N)	6,0375	0,032658	-1,5747	6,2395
Momento flector (N.m)	0,063329	0,00034256	-0,13851	0,1523

<Image_Model_PBB1/> <Name_PBBConn1/>	<PBBConnDetails1/ >	<L_PBBCheck/>:	<PBB_OK/>
		<L_PBBCalFos/>:	<PBBCFo/>
		<L_PBBDesFos/>:	<PBBDFo/>
		<PBBStrengthPlot1/>	

Fuerzas del conector

Tipo	Componente X	Componente Y	Componente Z	Resultante
Fuerza axial (N)	0	11.266	0	11.266
Fuerza cortante (N)	2,4049	0	5,5638	6,0613
Momento flector (N.m)	0,0046616	0	-0,0071586	0,0085425

Información de contacto

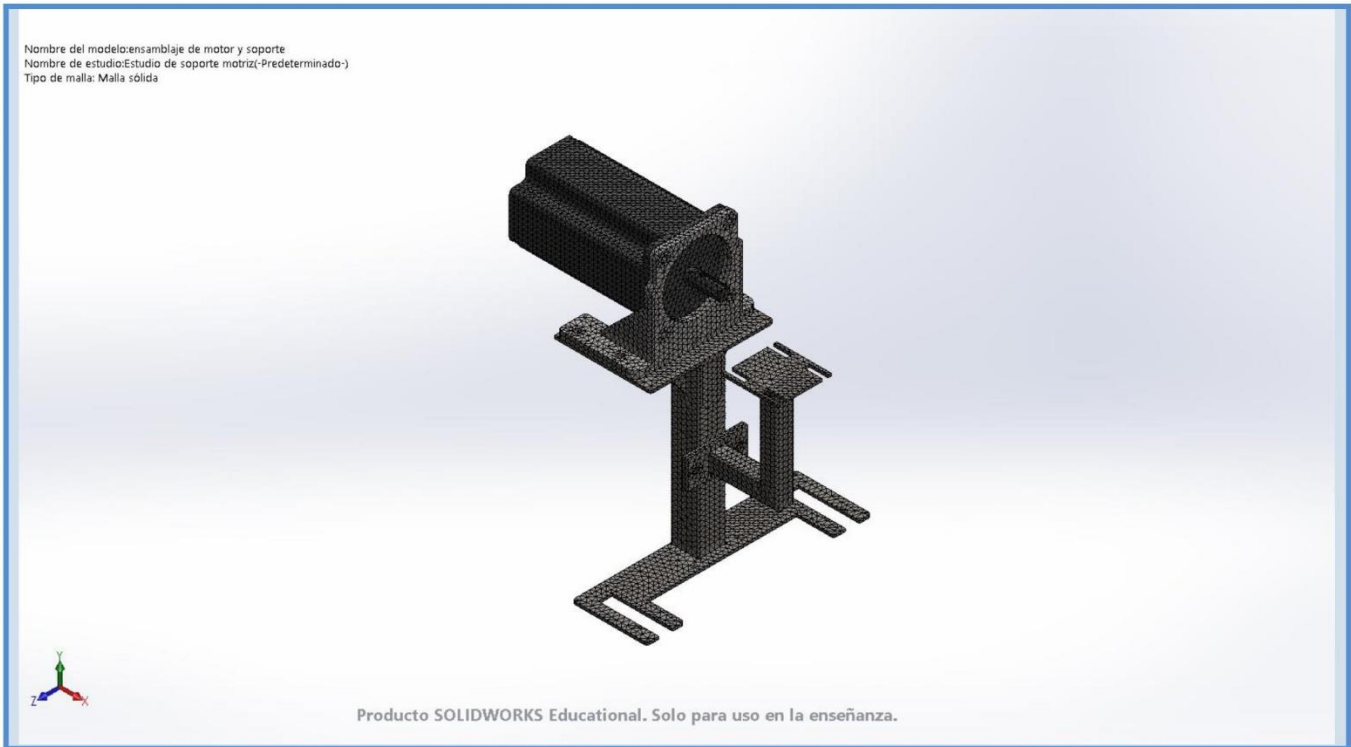
Contacto	Imagen del contacto	Propiedades del contacto
Contacto global	 <p style="font-size: small; margin-top: 5px;"> Nombre del contacto: <Nombre de contacto> Tipo de contacto: <Tipo de contacto> Tipo de modo de contacto: <Tipo de modo de contacto> </p> <p style="font-size: x-small; margin-top: 5px;"> Producto SOLIDWORKS Educativo. Solo para uso en la enseñanza. </p>	<p>Tipo: Unión rígida</p> <p>Componentes: 1 componente(s)</p> <p>Opciones: Mallado compatible</p>

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	5,21217 mm
Tolerancia	0,260608 mm
Trazado de calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Regenerar la malla de piezas fallidas con malla incompatible	Desactivar

Información de malla - Detalles

Número total de nodos	114333
Número total de elementos	71527
Cociente máximo de aspecto	17,258
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	87,6
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0,214
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:09
Nombre de computadora:	



Detalles del sensor

No hay datos

Fuerzas resultantes

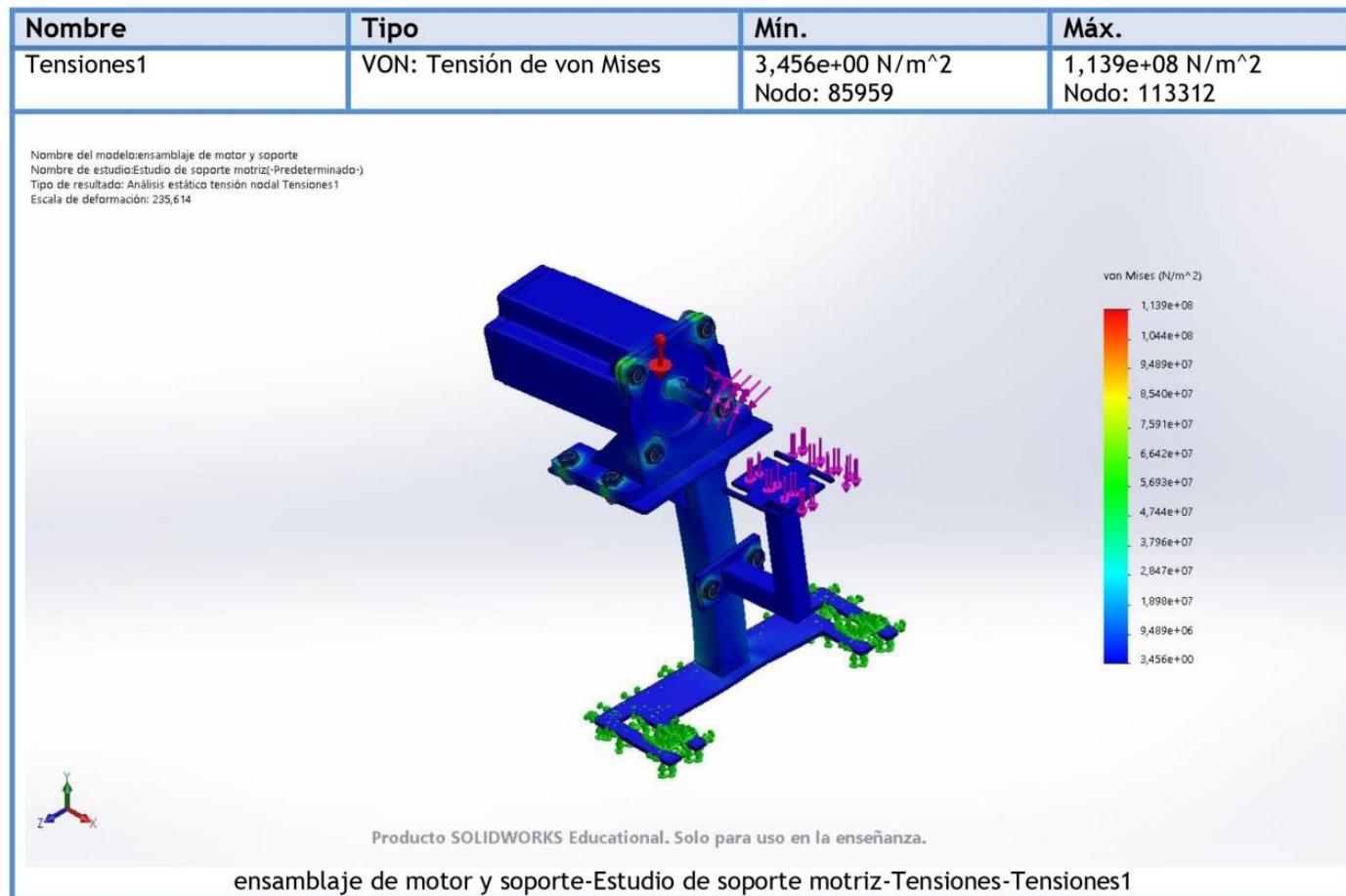
Fuerzas de reacción

Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N	-0,000221252	92,8638	-97,1692	134,408

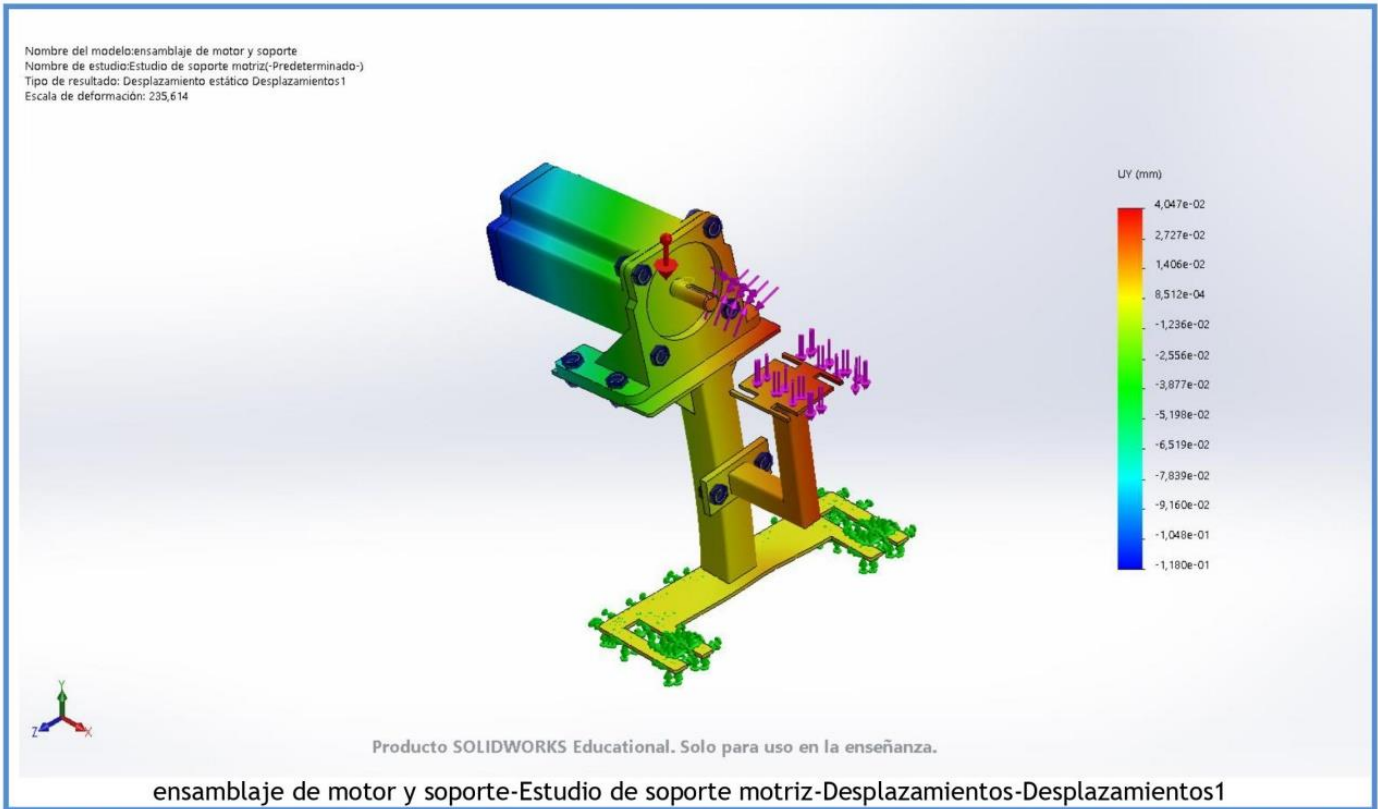
Momentos de reacción

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

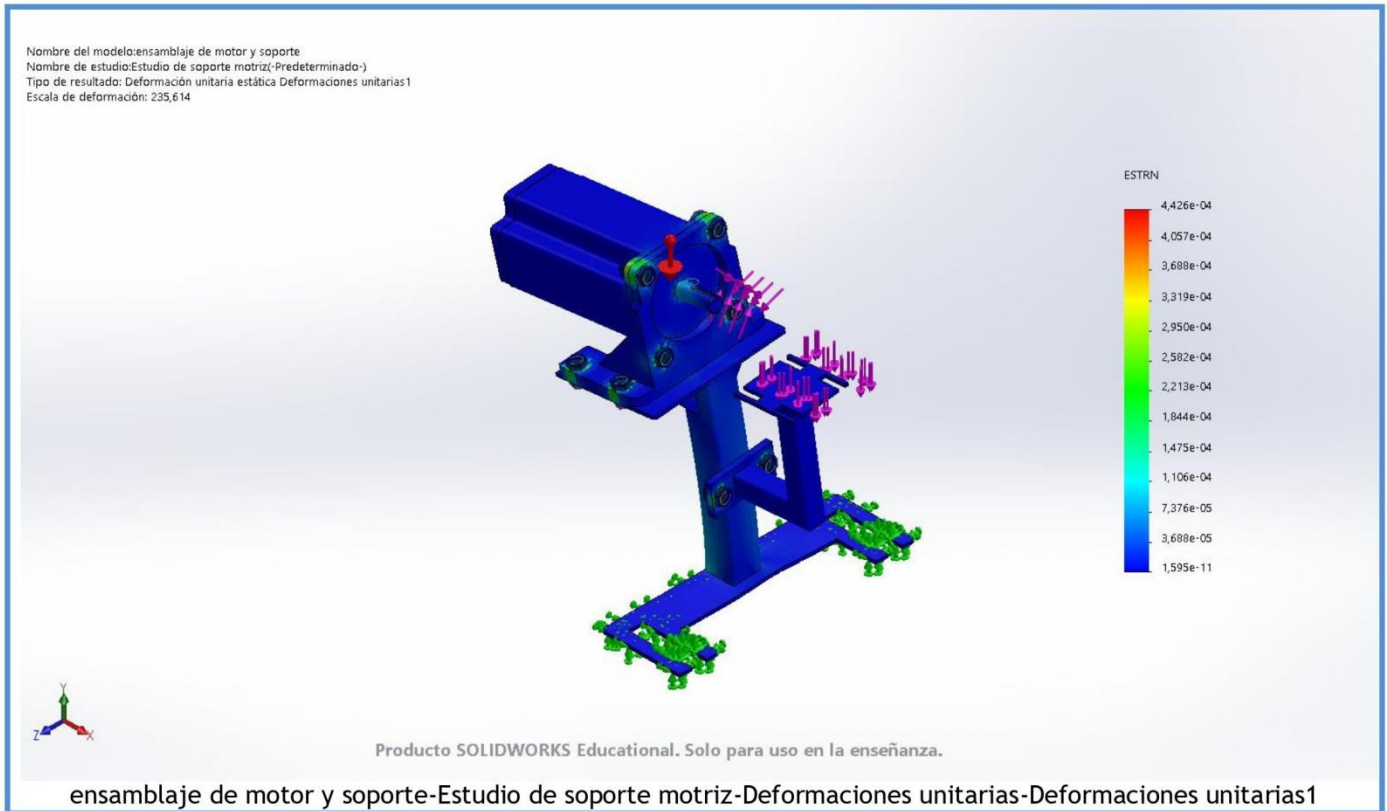
Resultados del estudio



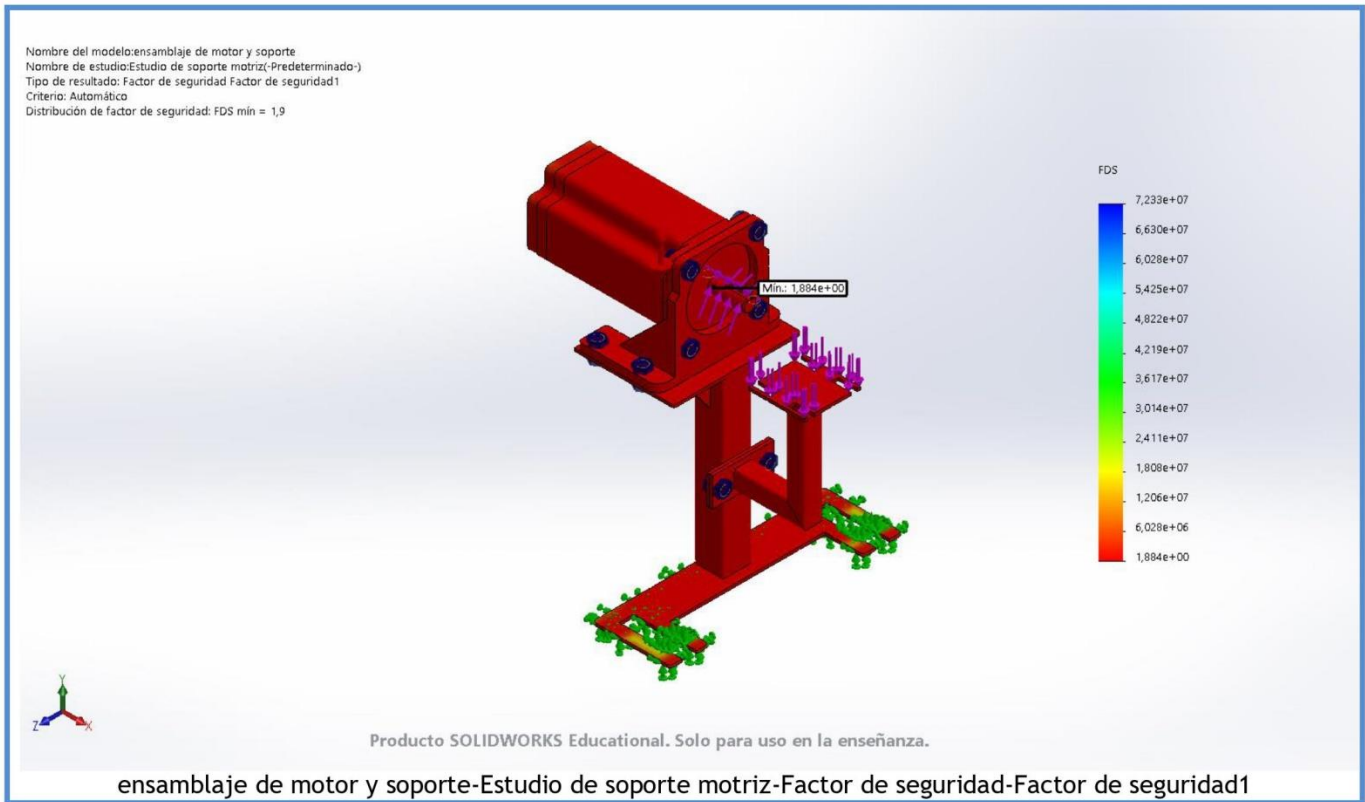
Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	UY: Desplazamiento de Y	-1,180e-01mm Nodo: 66959	4,047e-02 mm Nodo: 94914

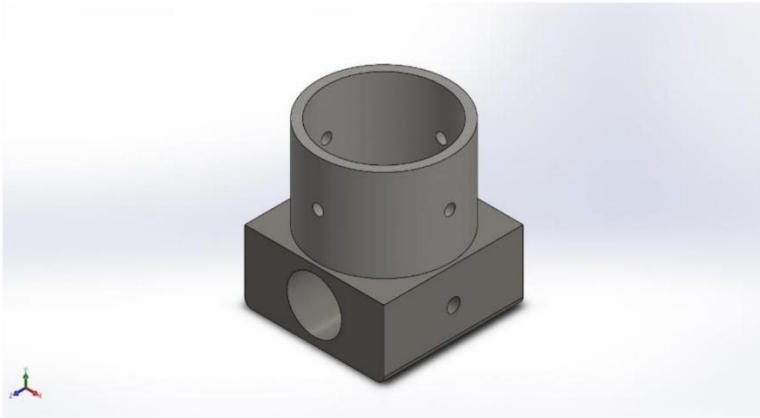


Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Deformaciones unitarias1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	1,595e-11 Elemento: 58748	4,426e-04 Elemento: 55551



Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Factor de seguridad1	Automático	1,884e+00 Nodo: 71441	7,233e+07 Nodo: 85959





Descripción

Análisis del sujetador inferior

Simulación de sujetador hueso inferior

Fecha: miércoles, 21 de julio de 2021

Diseñador: Solidworks

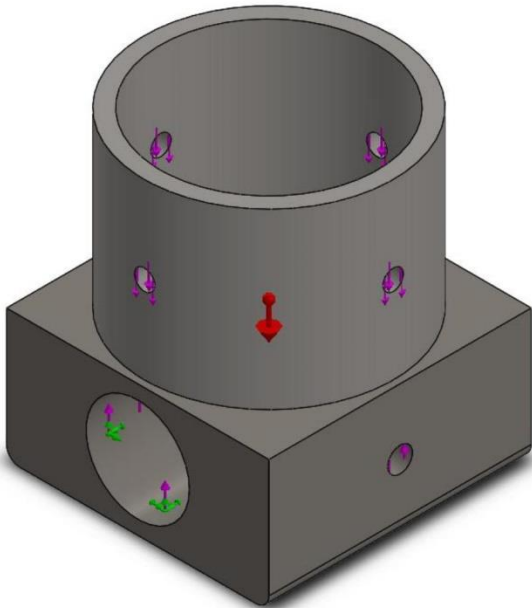
Nombre de estudio: Análisis estático 1

Tipo de análisis: Análisis estático

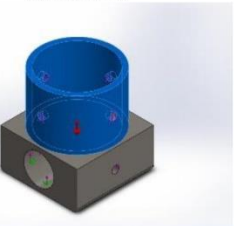
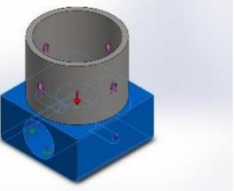
Tabla de contenidos

Descripción	1
Información de modelo	2
Propiedades de estudio.....	3
Unidades	3
Propiedades de material	4
Cargas y sujeciones.....	5
Definiciones de conector	6
Información de contacto	6
Información de malla	7
Detalles del sensor	8
Fuerzas resultantes.....	8
Resultados del estudio.....	9

Información de modelo



Nombre del modelo: sujetador hueso inferior
Configuración actual: Predeterminado

Sólidos			
Nombre de documento y referencia	Tratado como	Propiedades volumétricas	Ruta al documento/Fecha de modificación
MatrizC1 	Sólido	Masa:0,230473 kg Volumen:2,88091e-05 m ³ Densidad:8.000 kg/m ³ Peso:2,25864 N	C:\Users\Nicolás Jerez\Desktop\nuevas piezas proyecto\sujetador hueso inferior.SLDPRT Jul 21 03:22:46 2021
Línea de partición3 	Sólido	Masa:0,763879 kg Volumen:9,54849e-05 m ³ Densidad:8.000 kg/m ³ Peso:7,48601 N	C:\Users\Nicolás Jerez\Desktop\nuevas piezas proyecto\sujetador hueso inferior.SLDPRT Jul 21 03:22:46 2021

Propiedades de estudio

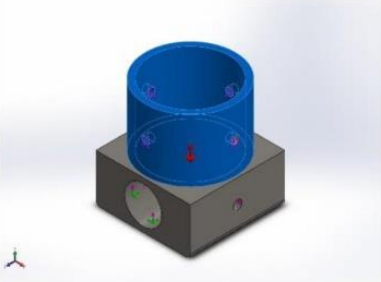
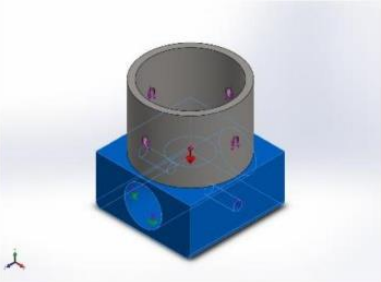
Nombre de estudio	Análisis estático 1
Tipo de análisis	Análisis estático
Tipo de malla	Malla sólida
Efecto térmico:	Activar
Opción térmica	Incluir cargas térmicas
Temperatura a tensión cero	298 Kelvin
Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation	Desactivar
Tipo de solver	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\Nicolás Jerez\Desktop\nuevas piezas proyecto)

Unidades

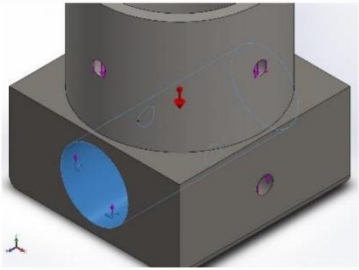
Sistema de unidades:	Métrico (MKS)
Longitud/Desplazamiento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidad angular	Rad/seg
Presión/Tensión	N/m ²

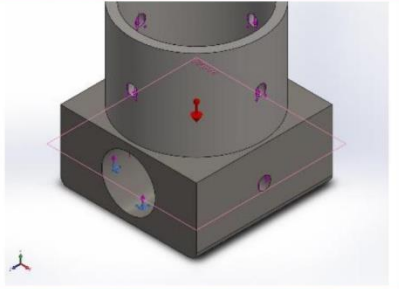
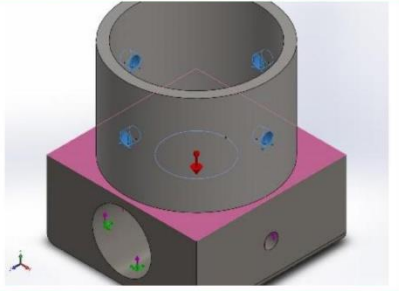


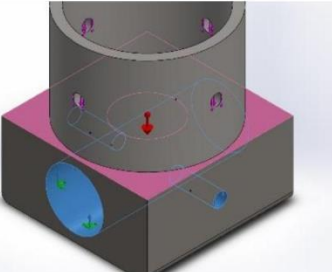
Propiedades de material

Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	<p>Nombre: AISI 316 Barra de acero inoxidable recocido (SS)</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Tensión de von Mises máx.</p> <p>Límite elástico: 1,37895e+08 N/m²</p> <p>Límite de tracción: 5,5e+08 N/m²</p> <p>Módulo elástico: 1,93e+11 N/m²</p> <p>Coefficiente de Poisson: 0,3</p> <p>Densidad: 8.000 kg/m³</p> <p>Coefficiente de dilatación térmica: 1,6e-05 /Kelvin</p>	Sólido 2(MatrizC1)(sujetador hueso inferior)
Datos de curva:N/A		
	<p>Nombre: AISI 304</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Tensión de von Mises máx.</p> <p>Límite elástico: 2,06807e+08 N/m²</p> <p>Límite de tracción: 5,17017e+08 N/m²</p> <p>Módulo elástico: 1,9e+11 N/m²</p> <p>Coefficiente de Poisson: 0,29</p> <p>Densidad: 8.000 kg/m³</p> <p>Módulo cortante: 7,5e+10 N/m²</p> <p>Coefficiente de dilatación térmica: 1,8e-05 /Kelvin</p>	Sólido 3(Línea de partición3)(sujetador hueso inferior)
Datos de curva:N/A		

Cargas y sujeciones

Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción		
Fijo-2		Entidades: 1 cara(s) Tipo: Geometría fija		
Fuerzas resultantes				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de reacción(N)	0,000113487	4.009,76	-6,82473e-05	4.009,76
Momento de reacción(N.m)	0	0	0	0

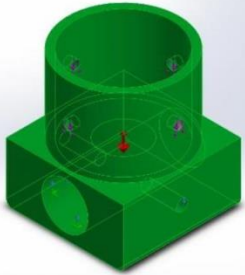
Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga
Gravedad-1		Referencia: Planta Valores: 0 0 -9,81 Unidades: m/s^2
Fuerza-1		Entidades: 5 cara(s) Referencia: Cara< 1 > Tipo: Aplicar fuerza Valores: ---; ---; -2.000 N

<p>Fuerza-2</p>		<p>Entidades: 3 cara(s) Referencia: Cara< 1 > Tipo: Aplicar fuerza Valores: ---; ---; 2.000 N</p>
-----------------	---	--

Definiciones de conector

No hay datos

Información de contacto

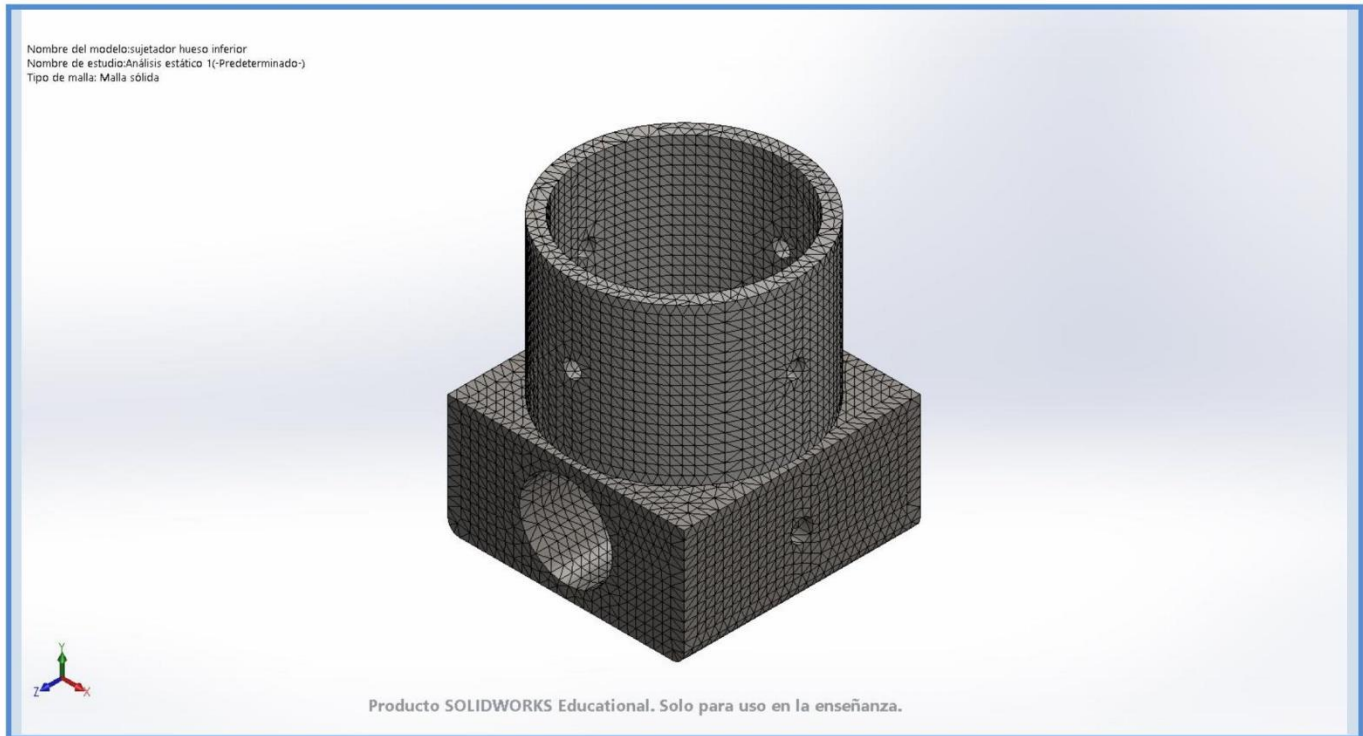
Contacto	Imagen del contacto	Propiedades del contacto
<p>Contacto entre componentes-1</p>		<p>Tipo: Sin penetración (Superficie a superficie) Componentes: 2 Sólido(s)</p>

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	2,37968 mm
Tolerancia	0,118984 mm
Trazado de calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden

Información de malla - Detalles

Número total de nodos	98090
Número total de elementos	63577
Cociente máximo de aspecto	4,2744
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	99,9
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:05
Nombre de computadora:	



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	0,000113487	4.009,76	-6,82473e-05	4.009,76

Momentos de reacción

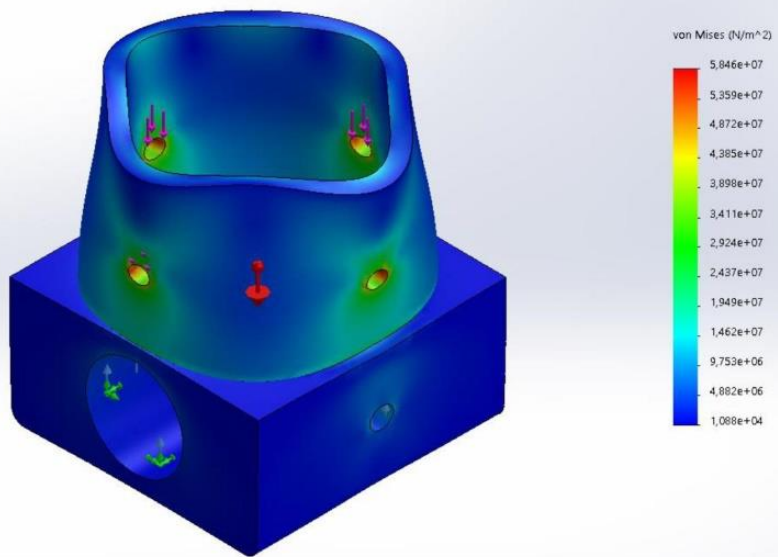
Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N.m	0	0	0	0



Resultados del estudio

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Tensiones1	VON: Tensión de von Mises	1,088e+04 N/m ² Nodo: 28944	5,846e+07 N/m ² Nodo: 29

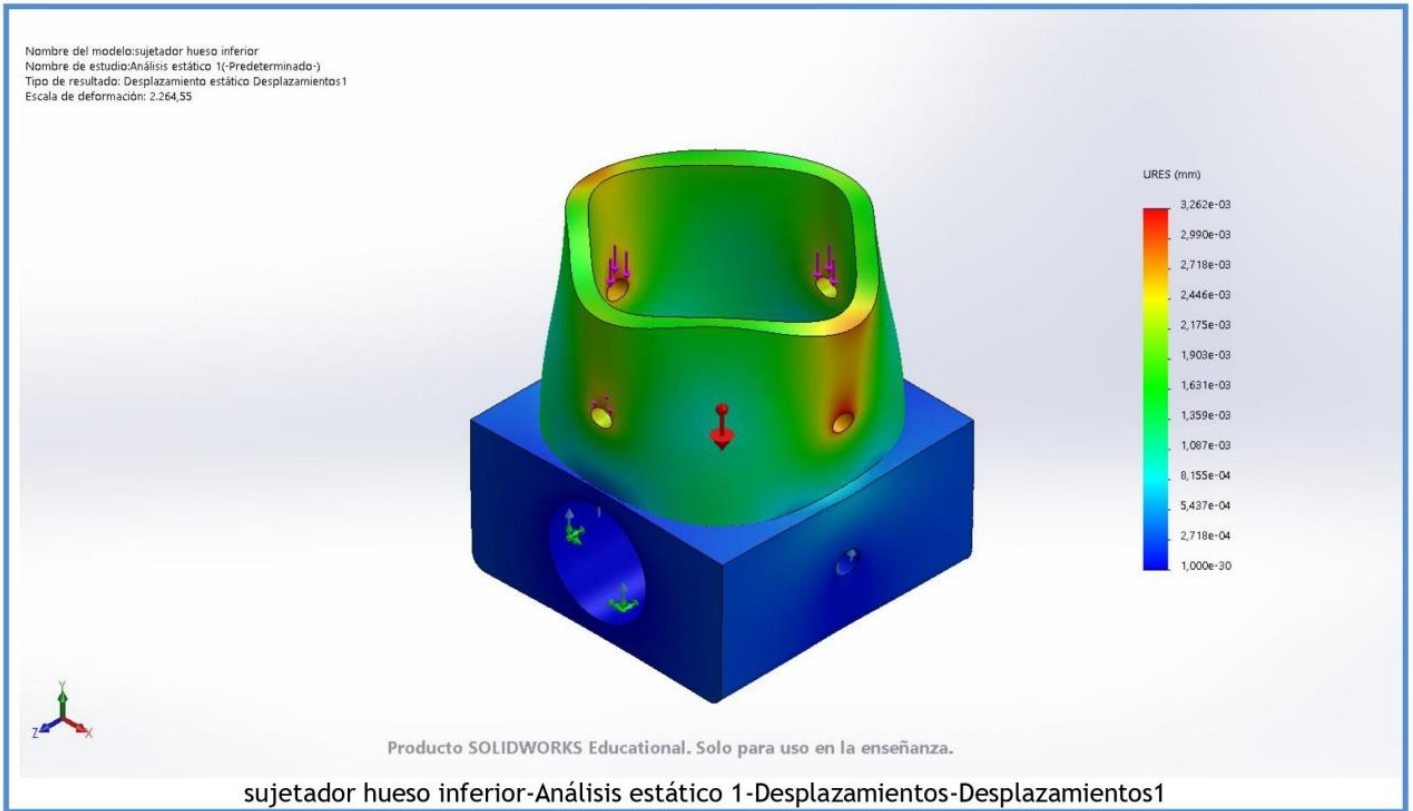
Nombre del modelo: sujetador hueso inferior
 Nombre de estudio: Análisis estático 1 (-Predeterminado)
 Tipo de resultado: Análisis estático tensión nodal Tensiones1
 Escala de deformación: 2.264,55



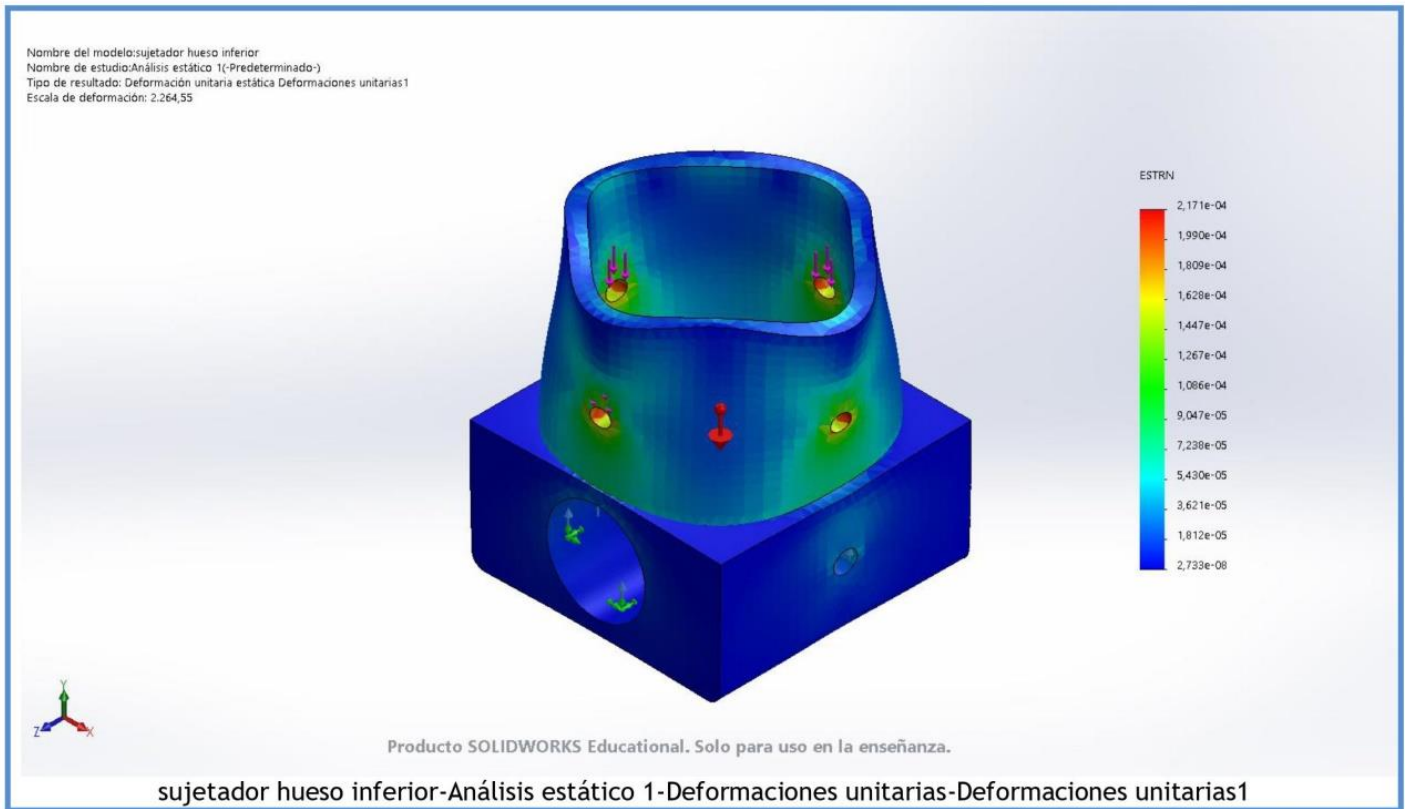
Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

sujetador hueso inferior-Análisis estático 1-Tensiones-Tensiones1

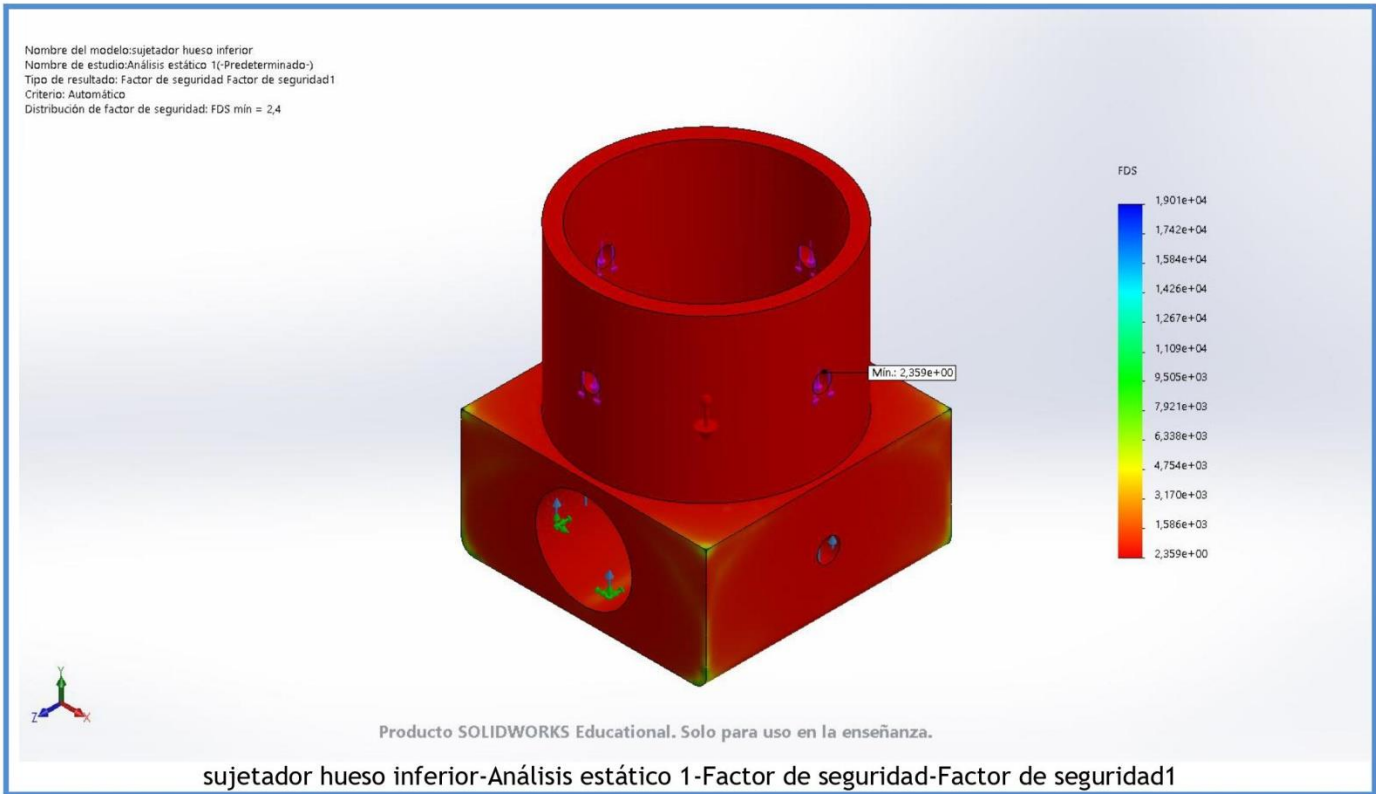
Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	URES: Desplazamientos resultantes	0,000e+00 mm Nodo: 28171	3,262e-03 mm Nodo: 2040

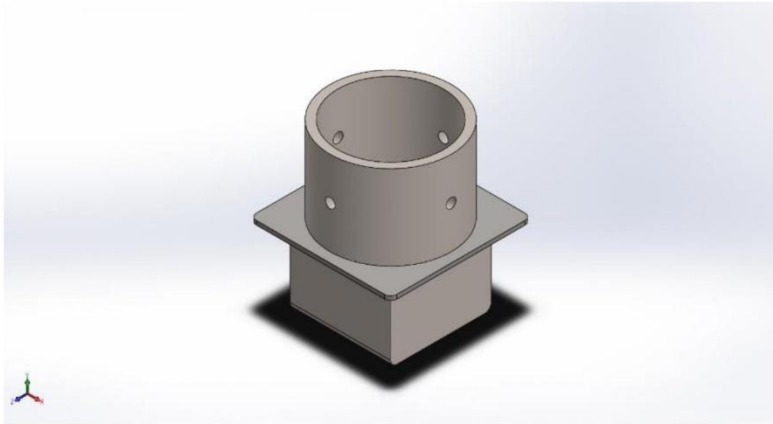


Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Deformaciones unitarias1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	2,733e-08 Elemento: 22848	2,171e-04 Elemento: 1432



Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Factor de seguridad1	Automático	2,359e+00 Nodo: 29	1,901e+04 Nodo: 28944





Descripción

Análisis del sujetador superior

Simulación de sujetador superior inox

Fecha: miércoles, 21 de julio de 2021

Diseñador: Solidworks

Nombre de estudio: Análisis estático 1

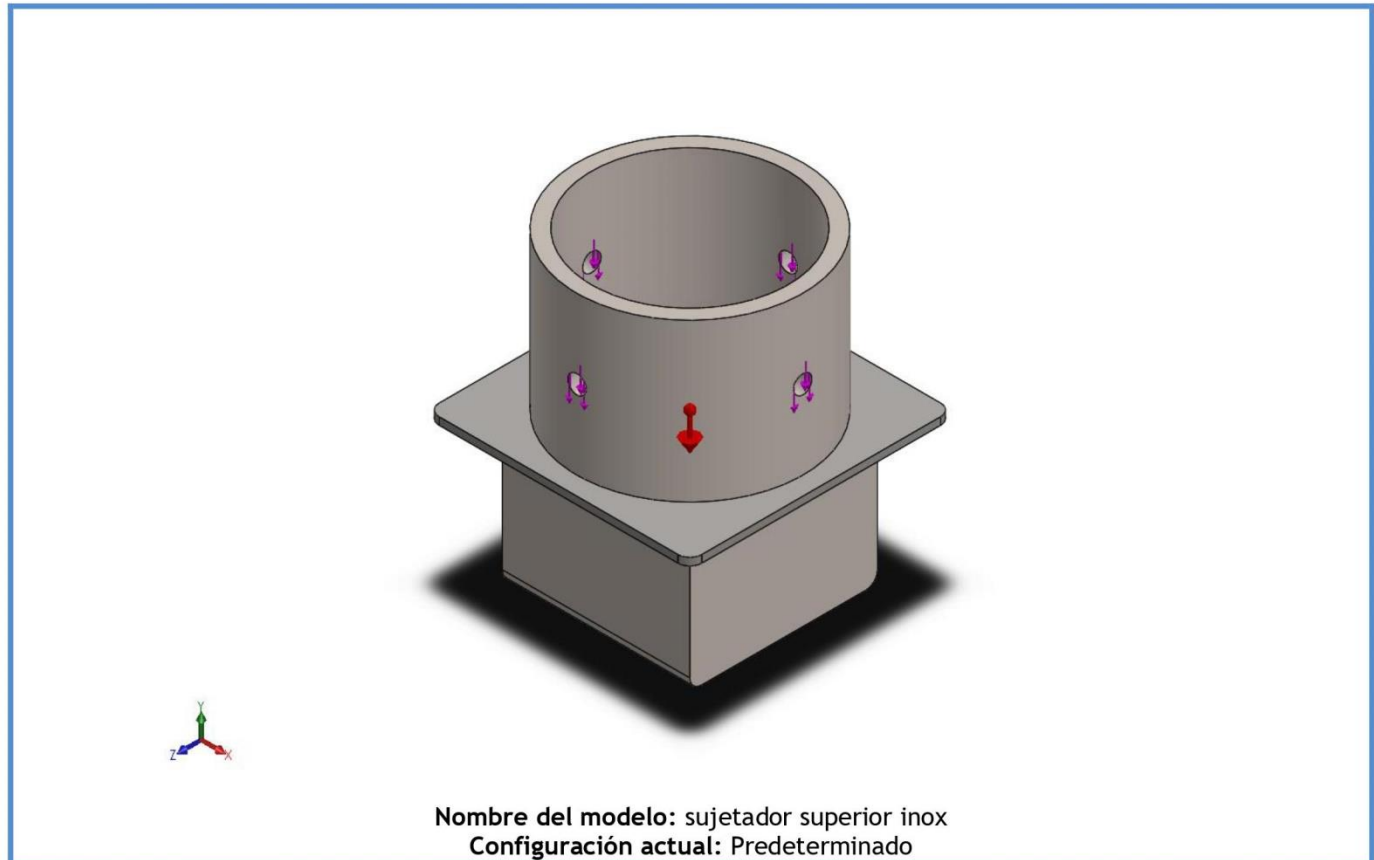
Tipo de análisis: Análisis estático

Tabla de contenidos

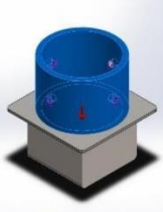
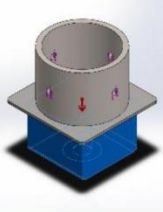
Descripción	1
Información de modelo	2
Propiedades de estudio.....	3
Unidades	4
Propiedades de material	4
Cargas y sujeciones.....	5
Definiciones de conector	6
Información de contacto	6
Información de malla	7
Detalles del sensor	8
Fuerzas resultantes.....	8
Resultados del estudio.....	9

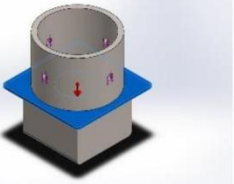


Información de modelo



Nombre del modelo: sujetador superior inox
Configuración actual: Predeterminado

Sólidos			
Nombre de documento y referencia	Tratado como	Propiedades volumétricas	Ruta al documento/Fecha de modificación
MatrizC1 	Sólido	Masa:0,230473 kg Volumen:2,88091e-05 m ³ Densidad:8.000 kg/m ³ Peso:2,25864 N	C:\Users\Nicolás Jerez\Desktop\nuevas piezas proyecto\sujetador superior inox.SLDPR Jul 21 03:22:45 2021
Cortar-Extruir3 	Sólido	Masa:0,733126 kg Volumen:9,16407e-05 m ³ Densidad:8.000 kg/m ³ Peso:7,18463 N	C:\Users\Nicolás Jerez\Desktop\nuevas piezas proyecto\sujetador superior inox.SLDPR Jul 21 03:22:45 2021

<p>Línea de partición2</p> 	Sólido	<p>Masa:0,0782615 kg Volumen:9,78269e-06 m³ Densidad:8.000 kg/m³ Peso:0,766963 N</p>	<p>C:\Users\Nicolás Jerez\Desktop\nuevas piezas proyecto\sujetador superior inox.SLDPRT Jul 21 03:22:45 2021</p>
--	--------	---	--

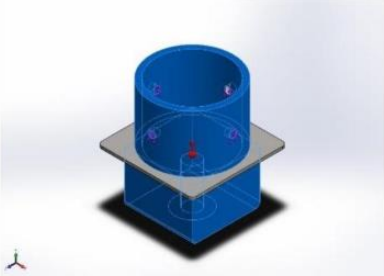
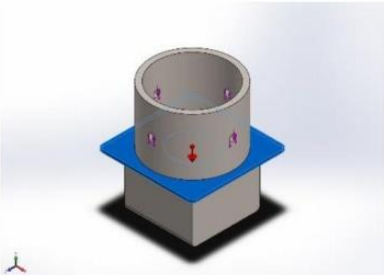
Propiedades de estudio

Nombre de estudio	Análisis estático 1
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\Nicolás Jerez\Desktop\nuevas piezas proyecto)

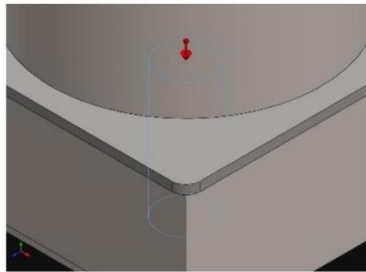
Unidades

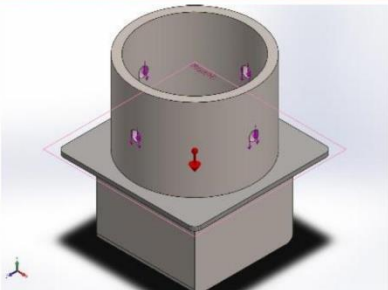
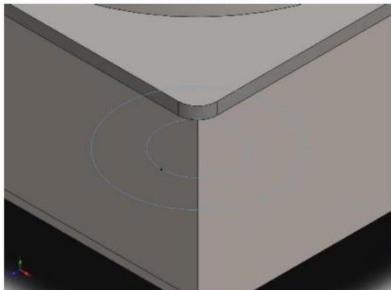
Sistema de unidades:	Métrico (MKS)
Longitud/Desplazamiento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidad angular	Rad/seg
Presión/Tensión	N/m ²

Propiedades de material

Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	<p>Nombre: AISI 316 Barra de acero inoxidable recocido (SS)</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Tensión de von Mises máx.</p> <p>Límite elástico: 1,37895e+08 N/m²</p> <p>Límite de tracción: 5,5e+08 N/m²</p> <p>Módulo elástico: 1,93e+11 N/m²</p> <p>Coefficiente de Poisson: 0,3</p> <p>Densidad: 8.000 kg/m³</p> <p>Coefficiente de dilatación térmica: 1,6e-05 /Kelvin</p>	<p>Sólido 1(MatrizC1)(sujetador superior inox), Sólido 6(Cortar-Extruir3)(sujetador superior inox)</p>
Datos de curva:N/A		
	<p>Nombre: AISI 304</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Desconocido</p> <p>Límite elástico: 2,06807e+08 N/m²</p> <p>Límite de tracción: 5,17017e+08 N/m²</p> <p>Módulo elástico: 1,9e+11 N/m²</p> <p>Coefficiente de Poisson: 0,29</p> <p>Densidad: 8.000 kg/m³</p> <p>Módulo cortante: 7,5e+10 N/m²</p> <p>Coefficiente de dilatación térmica: 1,8e-05 /Kelvin</p>	<p>Sólido 7(Línea de partición2)(sujetador superior inox)</p>
Datos de curva:N/A		

Cargas y sujeciones

Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción		
Fijo-4		Entidades: 1 cara(s) Tipo: Geometría fija		
Fuerzas resultantes				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de reacción(N)	0,00398397	8.010,22	-0,0024395	8.010,22
Momento de reacción(N.m)	0	0	0	0

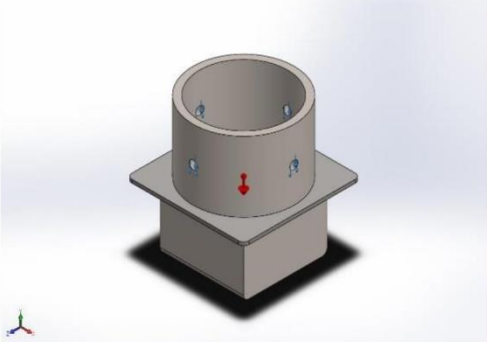
Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga
Gravedad-1		Referencia: Planta Valores: 0 0 -9,81 Unidades: m/s^2
Fuerza-4		Entidades: 1 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: 2.000 N

<p>Fuerza-5</p>		<p>Entidades: 5 cara(s) Referencia: Cara< 1 > Tipo: Aplicar fuerza Valores: ---; ---; 2.000 N</p>
-----------------	---	--

Definiciones de conector

No hay datos

Información de contacto

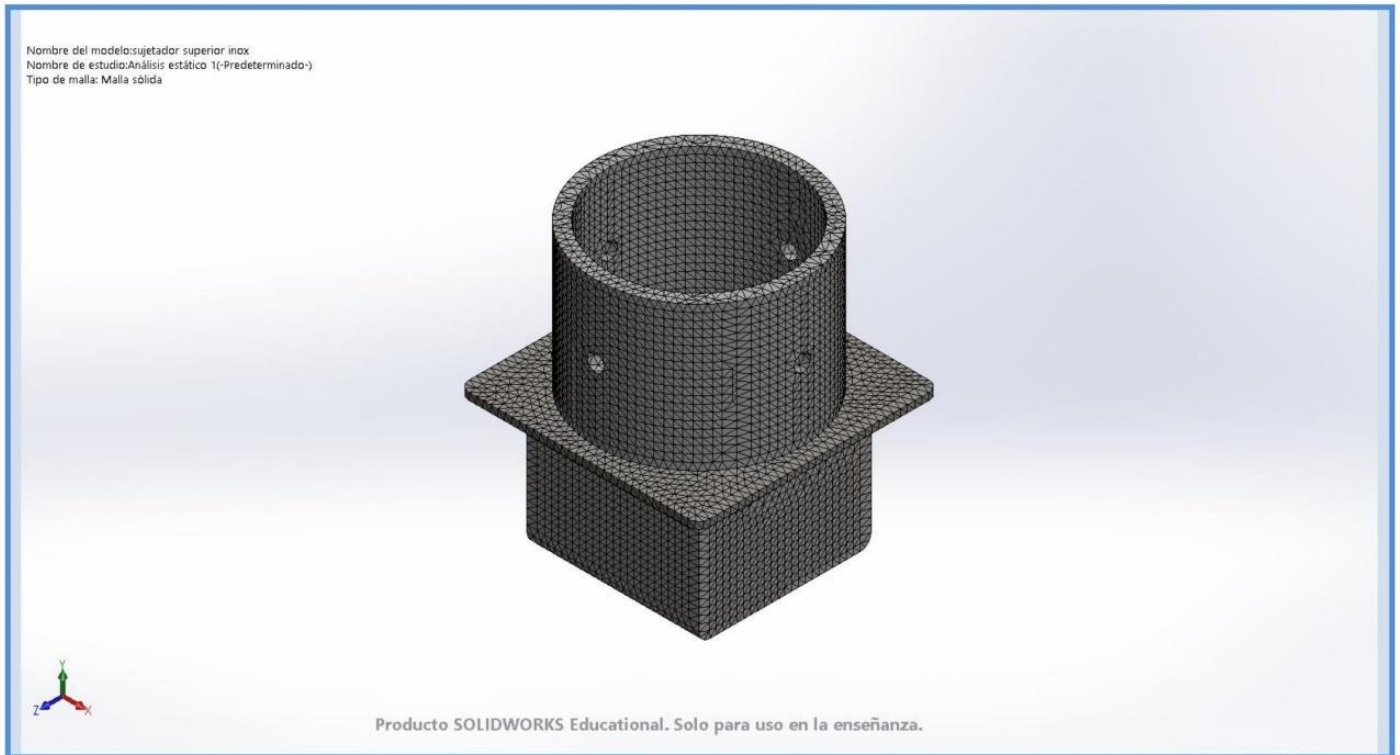
Contacto	Imagen del contacto	Propiedades del contacto
<p>Contacto global</p>		<p>Tipo: Unión rígida Componentes: 1 componente(s) Opciones: Mallado compatible</p>

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	2,04999 mm
Tolerancia	0,102499 mm
Trazado de calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden

Información de malla - Detalles

Número total de nodos	139802
Número total de elementos	93031
Cociente máximo de aspecto	9,6991
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	99,9
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:06
Nombre de computadora:	



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	0,00398397	8.010,22	-0,0024395	8.010,22

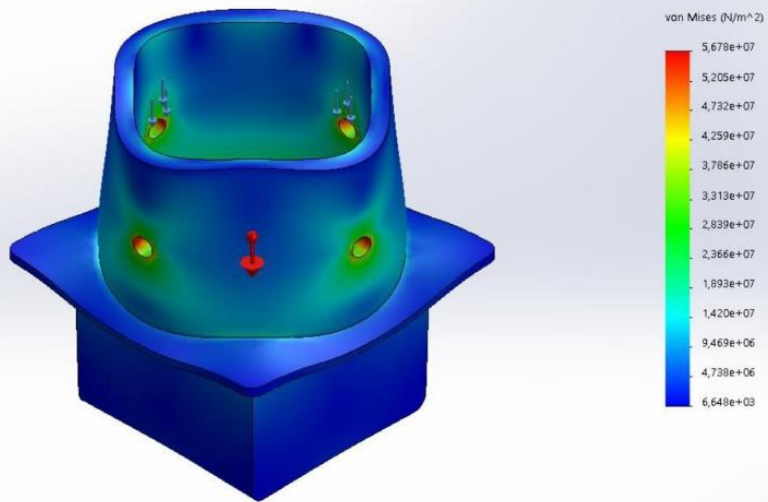
Momentos de reacción

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

Resultados del estudio

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Tensiones1	VON: Tensión de von Mises	6,648e+03 N/m ² Nodo: 121593	5,678e+07 N/m ² Nodo: 35902

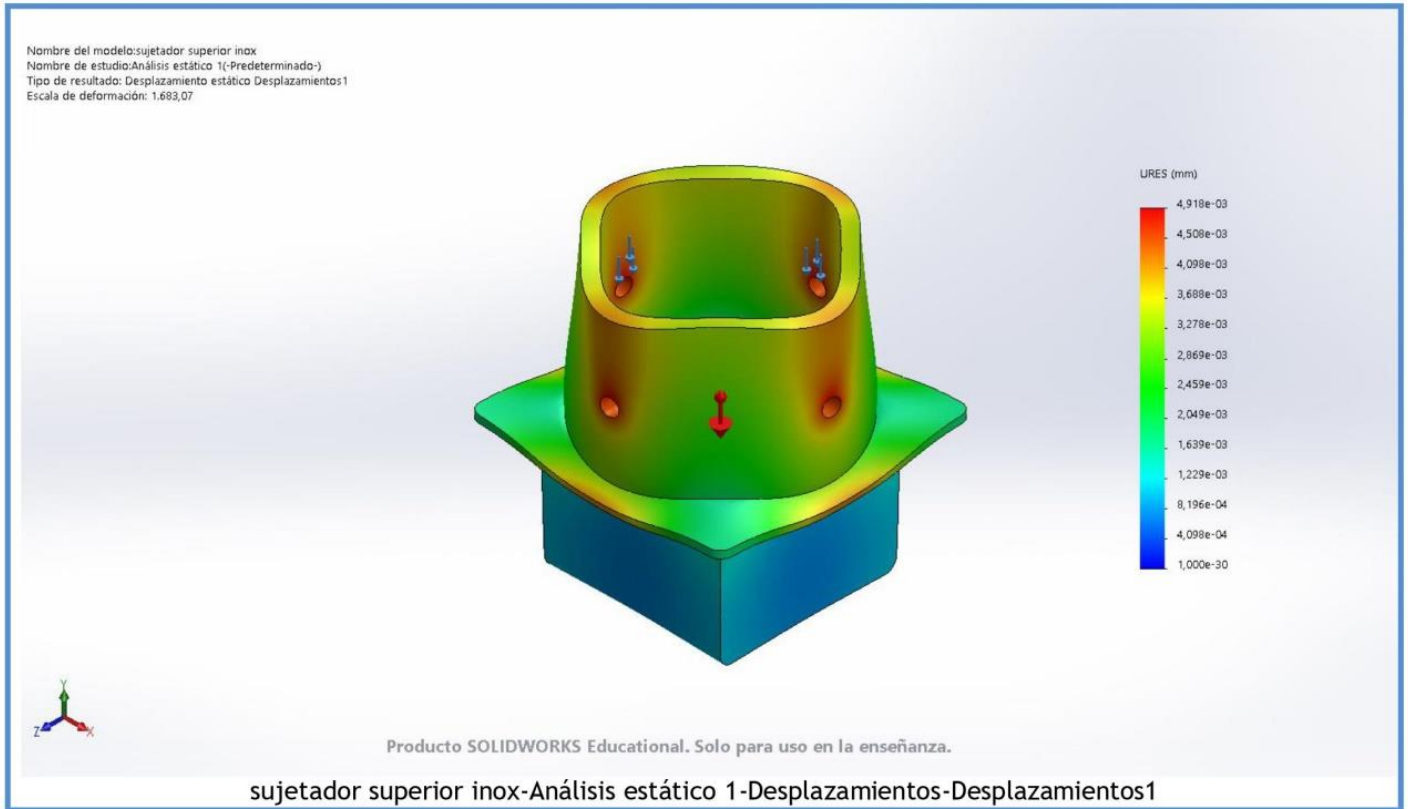
Nombre del modelo: sujetador superior inox
 Nombre de estudio: Análisis estático 1(-Predeterminado-)
 Tipo de resultado: Análisis estático tensión nodal Tensiones1
 Escala de deformación: 1.683,07



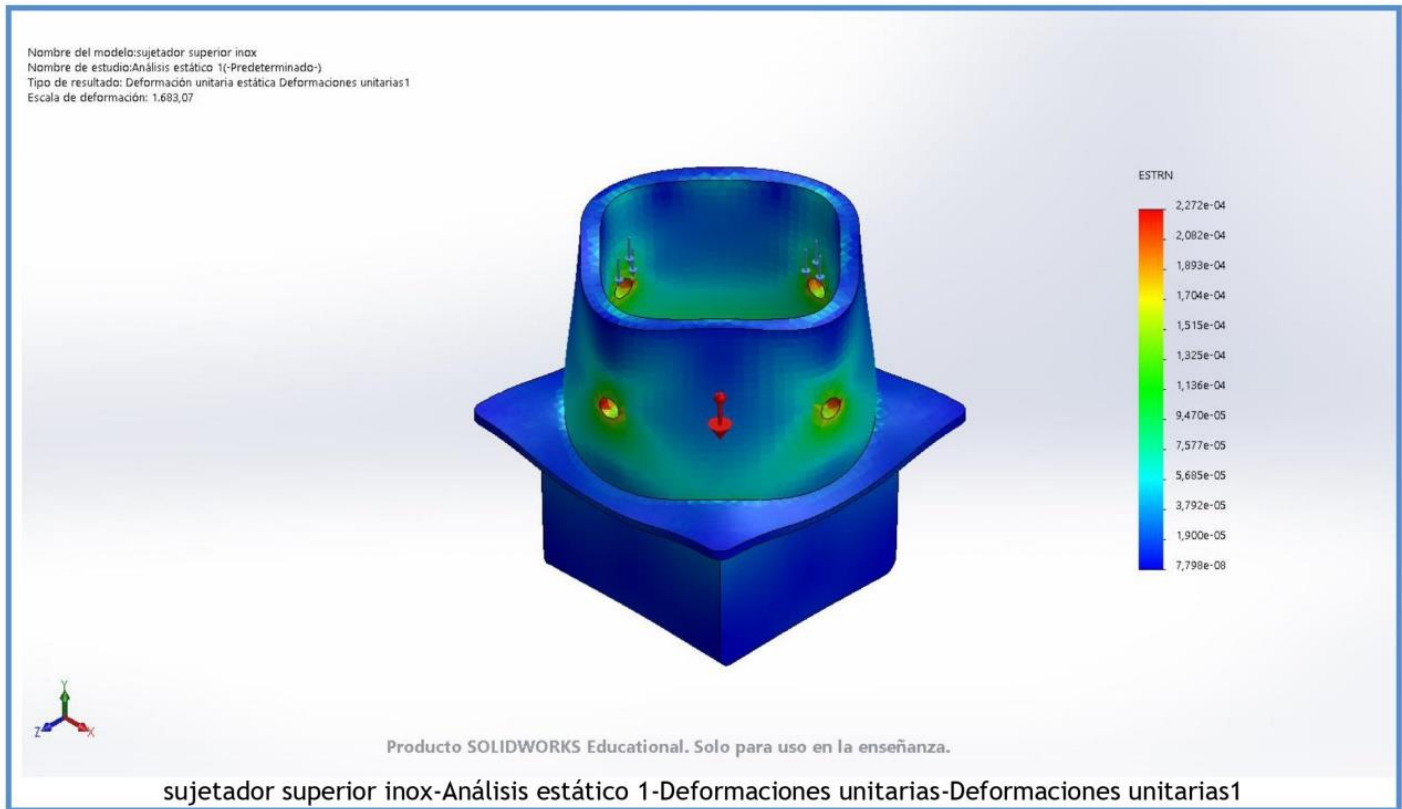
Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

sujetador superior inox-Análisis estático 1-Tensiones-Tensiones1

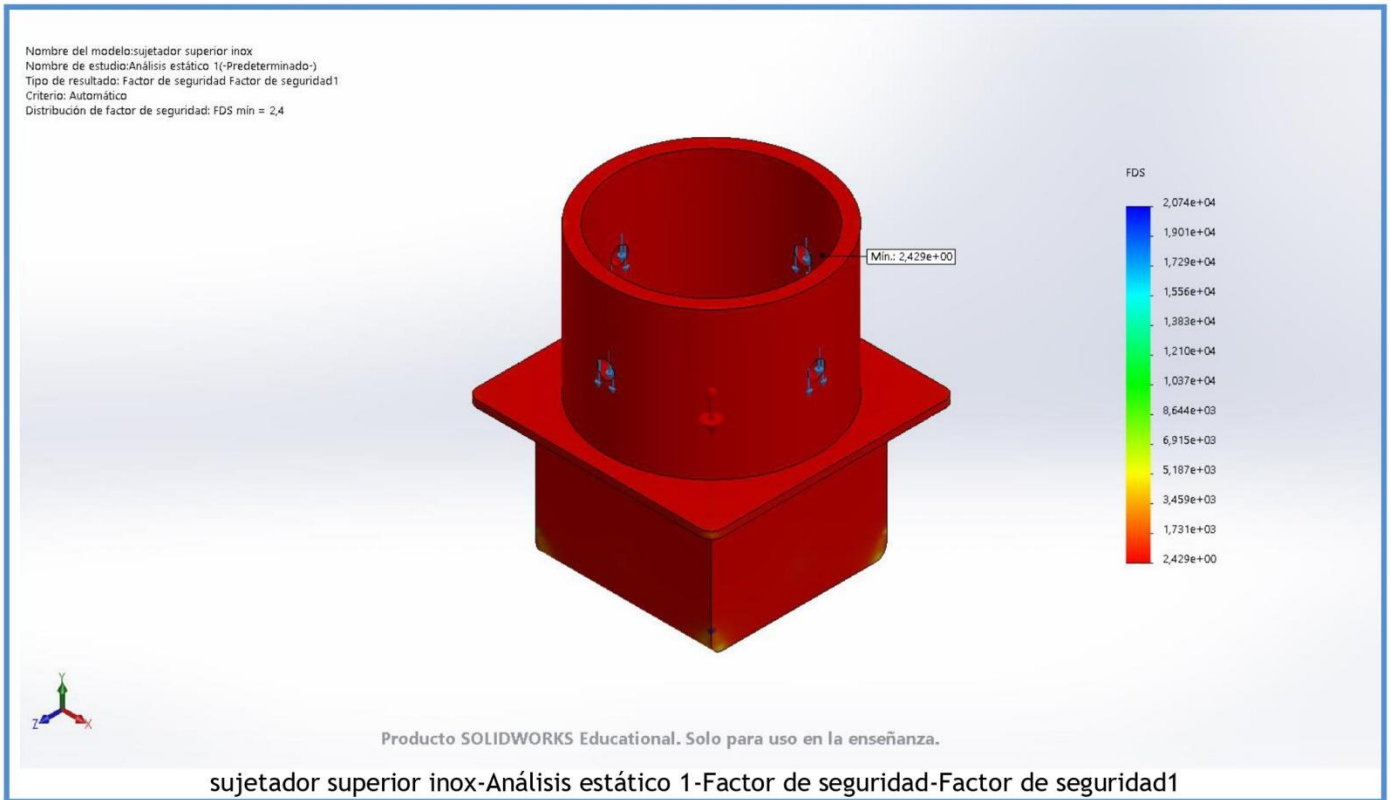
Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	URES: Desplazamientos resultantes	0,000e+00 mm Nodo: 36155	4,918e-03 mm Nodo: 165



Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Deformaciones unitarias1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	7,798e-08 Elemento: 55854	2,272e-04 Elemento: 2273



Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Factor de seguridad1	Automático	2,429e+00 Nodo: 35902	2,074e+04 Nodo: 121593



Apéndice D.

Ficha técnica del motor

END COVER COLOR: BLACK

SPECIFICATION	CONNECTION
AMPS/PHASE	BIPOLAR
RESISTANCE/PHASE(Ohms)@20°C	6.00
INDUCTANCE/PHASE(mH)@1KHz	0.72±10%
HOLDING TORQUE(Nm)[lb-in]	6.50±20%
STEP ANGLE(°)	12.00 [106.29]
MAXIMUM RADIAL RUNOUT(mm)@LOAD 450g	1.8±0.09
MAXIMUM AXIAL RUNOUT(mm)@LOAD 920g	0.025
ROTOR INERTIA(g-cm ²)	0.075
WEIGHT(kg)[lb]	5400
TEMPERATURE RISE:MAX.80°C (MOTOR STANDSTILL, FOR 2PHASE ENERGIZED)	—
OPERATION AMBIENT TEMPERATURE 0°C-50°C [32°F-122°F]	
INSULATION RESISTANCE 100 Mohm (UNDER NORMAL TEMPERATURE AND HUMIDITY)	
INSULATION CLASS B 130°C [266°F]	
DIELECTRIC STRENGTH 500VAC FOR 1MIN.(BETWEEN THE MOTOR COILS AND THE MOTOR CASE)	

TYPE OF CONNECTION (EXTERN)		MOTOR	
PIN NO	BIPOLAR	LEADS	WINDING
1	A -	BLK	A
2	A1 -	GRN	A1
3	B -	RED	B
4	B1 -	BLU	B1

FULL STEP 2 PHASE-EX. WHEN FACING MOUNTING END (X)

STEP	A	B	A1	B1	CCW	CW
1	+	+	-	-	↑	↓
2	-	-	+	+	↓	↑
3	-	-	+	+	↑	↓
4	+	+	-	-	↓	↑

STEPPER MOTOR

34HP59-6004S

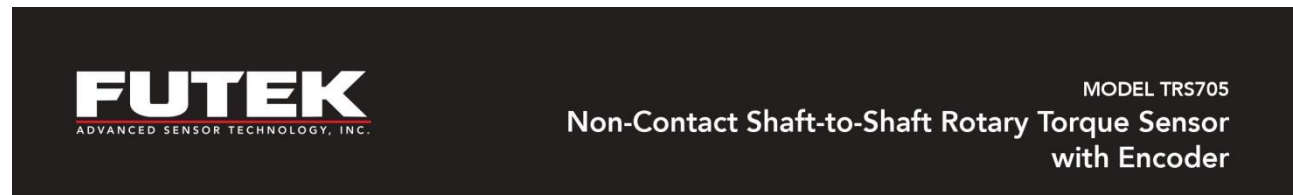


APVD	7.12.2019	
CHKD		
DRN		
SIGNATURE		DATE

SCALE 1:2

Apéndice E.

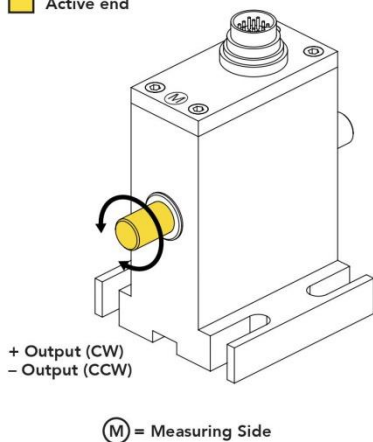
Ficha técnica del sensor



FEATURES

- Utilizes strain gauge technology
- Angle speed feedback included
- Compact size
- Can operate up to 7000 RPM

 Active end



SPECIFICATIONS

PERFORMANCE

Nonlinearity	±0.2% of RO
Hysteresis	±0.1% of RO
Nonrepeatability	±0.2% of RO
Rotational Speed	7000 Max

ELECTRICAL

Bandwidth	3 kHz
Typical Noise	<50 mV p-p
Rated Output (RO)	±5 VDC
Excitation (VDC or VAC)	11–26 VDC, 1 Watt
Connection	12 pin Binder Series #581 (09-0331-90-12)

MECHANICAL

Safe Overload	150% of RO
Zero Balance	±1% of RO
Material	Aluminum (Housing) Steel Alloy (Shaft)
IP Rating	IP40

TEMPERATURE

Operating Temperature	-13 to 176°F (-25 to 80°C)
Compensated Temperature	41 to 122°F (5 to 50°C)
Temperature Shift Zero	±0.01% of RO/°F (±0.02% of RO/°C)
Temperature Shift Span	±0.01% of RO/°F (±0.02% of RO/°C)

CALIBRATION

Calibration Test Excitation	12 VDC
Calibration (standard)	Certificate of Conformance
Calibration (available)	5-pt CW & CCW
Shunt Calibration Value	With sensor fully connected apply 11–26 VDC to Pins A & K to generate 5 VDC nom output

ENCODER

Output	Impulse (TTL)
Pulses per Revolution	2 × 360
Excitation	5 VDC, 40 mA max
Angle 1	Leading Pulse
Angle 2	Trailing Pulse (90°)

CONFORMITY

RoHS	2014/30/EU
CE	Declaration of Conformity



ROHS



Model TRS705

WARNING: DO NOT CONNECT OR DISCONNECT WITH THE POWER ON.

TORQUE CONNECTIONS

PIN	COLOR	DESCRIPTION
C	Green	+ Voltage Output
D	White	- Voltage Output
E	Black	Ground
F	Red	Power Supply

ANGLE CONNECTOR CODES

PIN	COLOR	DESCRIPTION
B	Blue	Signal (Angle 1)
E	Black	Ground
G	Brown	Signal (Angle 2)
H	Orange	Power

SHUNT CAL CONNECTOR CODES

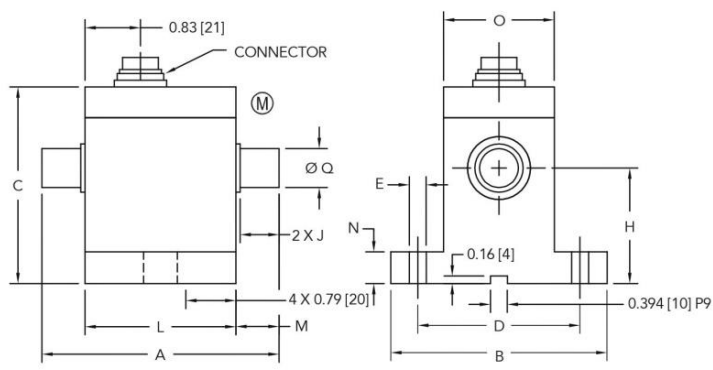
PIN	COLOR	DESCRIPTION
A	Yellow	Ground
K	Purple	Power

SHIELD CONNECTOR CODES

PIN	COLOR	DESCRIPTION
M	Braided	Shield connected to Chassis

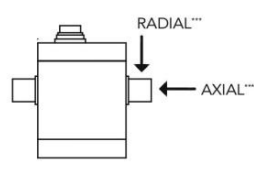


DIMENSIONS inches [mm]



(M) = MEASURING SIDE

** MAXIMUM LOAD ALLOWED. NOT FOR MEASUREMENT.



MASS MOMENT OF INERTIA (kg x cm²)

ITEM #	Measuring End	Drive End
FSH02562	0.0146	0.0147
FSH02563	0.0146	0.0147
FSH02564	0.015	0.015
FSH02565	0.015	0.015
FSH02566	0.062	0.061
FSH02567	0.064	0.063

CAPACITIES

ITEM #	Nm [in-lb]	Ø Q	A	B	C	D	E	H	J	L	M	N	O	** Max Axial Force lb [N]	** Max Radial Force lb [N]	Weight lb [kg]	Torsional Stiffness Nm/rad
FSH02562	1 [9]	0.394 [10] g6	3.54 [90]	2.28 [58]	3.27 [83]	1.77 [45]	0.28 [7]	1.77 [45]	0.59 [15]	2.28 [58]	0.63 [16]	0.47 [12]	1.10 [28]	4.5 [20]	3 [15]	1.1 [0.50]	317
FSH02563	2 [18]													11 [50]	5 [25]		317
FSH02564	5 [44]													22 [100]	11 [50]		855
FSH02565	10 [89]													33 [150]	11 [50]		855
FSH02566	20 [177]	0.669 [17] g6	4.17 [106]	3.35 [85]	4.02 [102]	2.36 [60]	0.35 [9]	2.48 [63]	0.87 [22]	2.32 [59]	0.91 [23]	0.59 [15]	1.50 [38]	33 [150]	33 [150]	2.2 [1.00]	4580
FSH02567	50 [443]													45 [200]	33 [150]		8190

Model TRS705

WARNING: DO NOT CONNECT OR DISCONNECT WITH THE POWER ON.

TORQUE CONNECTIONS

PIN	COLOR	DESCRIPTION
C	Green	+ Voltage Output
D	White	- Voltage Output
E	Black	Ground
F	Red	Power Supply

ANGLE CONNECTOR CODES

PIN	COLOR	DESCRIPTION
B	Blue	Signal (Angle 1)
E	Black	Ground
G	Brown	Signal (Angle 2)
H	Orange	Power

SHUNT CAL CONNECTOR CODES

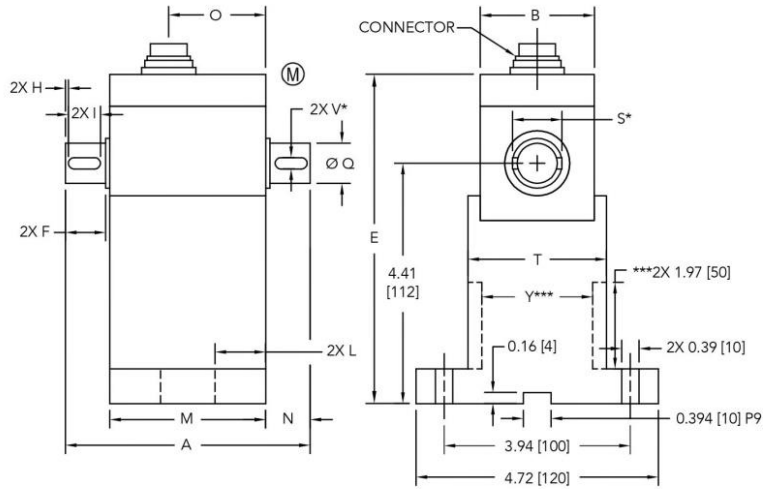
PIN	COLOR	DESCRIPTION
A	Yellow	Ground
K	Purple	Power

SHIELD CONNECTOR CODES

PIN	COLOR	DESCRIPTION
M	Braided	Shield Sensor Body



DIMENSIONS inches [mm]

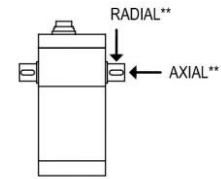


Ⓜ = MEASURING SIDE

* FEATHER KEYWAYS COME PRE-INSTALLED.

** MAXIMUM LOAD ALLOWED. NOT FOR MEASUREMENT.

*** HIGHER CAPACITY UNITS HAVE STEP IN MIDDLE OF BASE.



MASS MOMENT OF INERTIA (kg × cm²)

ITEM #	Measuring End	Drive End
FSH02568	0.665	0.605
FSH02569	0.68	0.62
FSH02570	3.2	2.63
FSH02571	3.21	2.67

CAPACITIES

ITEM #	Nm [in-lb]	Ø Q	A	B	E	F	H	I	L	M	N	O	S*	T	V*	Y***	** Max Axial Force lb [N]	** Max Radial Force lb [N]	Weight lb [kg]	Torsional Stiffness Nm/rad
FSH02568	100 [885]	1.102 [28] 96	4.92 [125]	2.28 [58]	6.26 [159]	1.06 [27]	0.08 [2]	0.87 [22]	0.79 [20]	2.52 [64]	1.20 [30.5]	1.57 [40]	1.34 [34]	2.68 [68]	0.315 [8] p9		90 [400]	56 [250]	5.2 [2.36]	28600
	90 [400]																67 [300]			
FSH02569	200 [1770]																90 [400]	67 [300]	9.5 [430]	45845
FSH02570	500 [4425]	1.654 [42] 96	7.76 [197]	2.87 [73]	6.52 [165.5]	2.28 [58]	0.12 [3]	1.97 [50]	0.98 [25]	2.87 [73]	2.44 [62]	1.73 [44]	1.89 [48]	3.27 [83]	0.551 [14] p9	2.87 [73]	180 [400]	90 [400]	9.5 [430]	130000
FSH02571	1000 [8851]																225 [1000]	90 [400]		

Drawing Number: FI1411-E

FUTEK reserves the right to modify its design and specifications without notice. Please visit <http://www.futek.com/salesterms> for complete terms and conditions.

10 Thomas, Irvine, CA 92618 USA
Tel: (949) 465-0900

www.futek.com



RoHS



U.S. Manufacturer