



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**Diseño mecánico de una
órtesis de miembro inferior
para paciente con paraplejia**

TESIS

Que para obtener el título de
Ingeniera Mecatrónica

P R E S E N T A

Nabila Isabel Padilla Resendiz

DIRECTOR DE TESIS

M. I. Serafin Castañeda Cedeño



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2016

*Para mi madre y mi hermano,
María Teresa Resendiz Pineda y José Ezequiel Padilla Resendiz.*

“La muerte no es nada. Yo sólo me he ido a la habitación de al lado. Yo soy yo, tú eres tú. Lo que éramos el uno para el otro, lo seguimos siendo. Llámame por el nombre que me has llamado siempre, háblame como siempre lo has hecho. No lo hagas con un tono diferente, de manera solemne o triste. Sigue riéndote de lo que nos hacía reír juntos. Que se pronuncie mi nombre en casa como siempre lo ha sido, sin énfasis ninguno, sin rastro de sombra. La vida es lo que siempre ha sido. El hilo no está cortado. ¿Por qué estaría yo fuera de tu mente, simplemente porque estoy fuera de tu vista?

Te espero, no estoy lejos, justo del otro lado del camino. ¿Ves? Todo va bien. Volverás a encontrar mi corazón, volverás a encontrar mi ternura acentuada. Enjuaga tus lágrimas y no llores si me amas.”

San Agustín de Hipona

AGRADECIMIENTOS

Madre, quisiera contarte tantas cosas en este momento. Me haces mucha falta. Quiero agradecerte, ante todo, por haberme dado la vida, y por tanto amor que recibí de ti. Por enseñarme a que los demás respetaran mis decisiones. Por confiar en mí cuando ni siquiera yo lo hacía. Por haber sido mi amiga, mi cómplice, mi consejera, mi terapeuta, mi motor, mi mamá. Sin ti jamás sería lo que soy en este momento. Fuiste lo más hermoso que me pasó en esta vida. Te amo y te extraño con todo mi ser. Gracias madre mía.

Padre, gracias por tu ejemplo, tus consejos, por todo tu apoyo. Por haberme llevado en todas mis vacaciones de la primaria y secundaria a tu trabajo y fingir que era una "ingeniera", eso poco a poco me motivó a esforzarme a ser una. Por ser un hombre muy fuerte, pues la vida nos ha dado muchos golpes y me has enseñado a no doblarme, a seguir luchando. Gracias por tus lindos detalles, por confiar en mí y por todo tu amor. Siempre estaré a tu lado para apoyarte y amarte. Te admiro y respeto mucho. Muchas gracias padre.

José, hermano, tú eres mi guía en esta vida. No olvido todas tus enseñanzas, tus palabras, tu risa, tu llanto, tu dolor. "Nabi, no necesito pedirte nada, de antemano sé que saldrás adelante" fueron de tus últimas palabras, te juro que me esfuerzo para no defraudarte. Cuida mucho de mi madre que muy pronto estaremos juntos. Te amo hermanito.

Diego, Jatzia y Lizeth, hermanitos, ustedes son lo más apreciado que tengo en la vida, no pude tener mejores hermanos porque ustedes superan las expectativas. Son mi orgullo. Muchas gracias por todo su apoyo. Los amo hermanitos.

Mario, gracias por todo tu apoyo y cariño. Gracias por tus detalles, por todo lo que he aprendido de ti, por motivarme a ser una buena profesionalista. Gracias por estar

en las buenas y en las malas, gracias por no dejarme cuando más lo necesitaba. Gracias por todo.

Gabriela, Monserrat y Amalinalli, gracias por estos más de ocho años de amistad que hemos compartido y serán muchos años más. Gracias por permitirme formar parte de su vida. Las quiero mucho.

Gracias a mis profesores de la Universidad Nacional de San Juan por compartirme todos sus conocimientos, pero sobre todo, por el apoyo, el tiempo y atención dedicado a mi persona en el momento más difícil de mi vida. Conocí la solidaridad en su máxima expresión y fue gracias a ustedes. Los llevo siempre en mi corazón.

Gracias a mi alma mater, la UNAM, que me ha dado absolutamente todo. Gracias a mis compañeros Raúl, Azuara, Isaac, Careli y Coyotzi por hacer de esta etapa la mejor de todas. Gracias a mis profesores de la Facultad de Ingeniería de la UNAM por dar su granito de arena en mí para que me convirtiera en la persona que soy ahora. Gracias a mis sinodales, Ing. Sergio Carlos Crail, Dr. Jesús Manuel Dorador, M.I. Billy Arturo Flores Medero, M.A. Luis Yair Bautista Blanco y M.I. Serafín Castañeda Cedeño, por formar parte en esta etapa tan importante en mi vida y por el tiempo dedicado en la revisión de la tesis.

Profesor Serafín, gracias por permitirme ser parte de su equipo de trabajo, por compartirme todo su conocimiento, por la paciencia y el tiempo dedicado en formarme como profesionista, por todo el apoyo recibido en los últimos dos años, Gracias por su amistad, por las horas de trabajo juntos, por los momentos de risa, por ser la persona que es, por formar parte de mi vida. Lo aprecio y admiro mucho. Gracias por todo.

Nabila Isabel Padilla Resendiz

Gracias por la ayuda que fue proporcionada por el “Programa de apoyo a proyectos de investigación e innovación tecnológica” (PAPIIT), esta tesis que se presenta forma parte del proyecto IT102014 “Exoesqueleto de miembro inferior para pacientes con paraplejia”

CONTENIDO

Capítulo I. INTRODUCCIÓN	10
OBJETIVOS	11
ALCANCES.....	12
ESTADO DEL ARTE	12
ReWalk Exoesqueleto	12
eLEGS	13
HAL Exoesqueleto.....	13
REX Exoesqueleto.....	14
Vanderbilt Exoesqueleto.....	15
Exoesqueleto del miembro inferior UNAM.....	16
MARCO TEÓRICO.....	17
Columna vertebral.....	17
Médula Espinal.....	17
Lesiones de la médula espinal	18
Lesiones en las vértebras torácicas.....	19
Planos Anatómicos	20
Cadera.....	23
Acciones musculares de la cadera	23
Biomecánica de la flexión – extensión de la cadera	23
Biomecánica de la rotación de la cadera.....	24
Biomecánica de la abducción – aducción de la cadera.....	25
Amplitud de movimientos de la cadera.....	26
Rodilla	28
Acciones musculares de la rodilla.....	28
Biomecánica de la flexión de la rodilla.....	28
Biomecánica de la extensión de la rodilla.....	29
Biomecánica de la flexorrotación de la rodilla	30
Amplitud de movimientos de la rodilla.....	30
El ciclo de la marcha normal.....	31
La cadera en la marcha normal	32
La rodilla en la marcha normal	33

GRADOS DE LIBERTAD DE LA ÓRTESIS	34
Resumen de los grados de libertad y de los rangos de movimiento.....	35
Capítulo II. DISEÑO CONCEPTUAL.....	37
Definición del problema.....	37
Requerimientos.....	37
Especificaciones	37
Funciones.....	38
Soportar.....	38
Articular	39
Sujetar.....	40
Limitar.....	40
Mover	42
Conceptos.....	43
Evaluación de la función soportar	47
Evaluación de la función sujetar	48
Evaluación de la función limitar	49
Capítulo III. DISEÑO MECÁNICO.....	50
Propiedades mecánicas de la fibra de carbono	50
Cargas y momentos en los eslabones.....	51
Eslabón fémur.....	51
Eslabón tibia – peroné.....	52
Resumen de cargas a considerar	54
Selección de espesor.....	57
Optimización.....	58
Tope mecánico	65
Selección de la sujeción	66
Selección del eje.....	68
Selección de rodamiento radial	72
Selección de rodamiento axial	74
Resultado final	74
Capítulo IV. ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS.....	77
CONCLUSIONES.....	80

TRABAJO A FUTURO	82
REFERENCIAS	83
APÉNDICE A. TABLA QFD.....	87
APÉNDICE B. DATOS PARA EL ANÁLISIS DE ESFUERZOS.....	89
Distribución de peso en la cadera.....	89
Bastón	90
APÉNDICE C. TABLA ANTROMETRICA DEL USUARIO.....	91
APÉNDICE D. SIMULACIÓN DE ELEMENTO FINITO.....	93
Fémur/Elemento finito.....	93
Tibia – Peroné/Elemento finito.....	95
Sujeción Fémur Superior 0.5 mm/Elemento finito	97
Sujeción Fémur Superior 1 mm/Elemento finito	98
Sujeción Fémur Superior 1.5 mm/Elemento finito	99
Sujeción Fémur Inferior 0.5 mm/Elemento finito	100
Sujeción Fémur Inferior 1 mm/Elemento finito.....	101
Sujeción Fémur Inferior 1.5 mm/Elemento finito	102
Sujeción Tibia-Peroné Superior 0.5 mm/Elemento finito	103
Sujeción Tibia-Peroné Superior 1 mm/Elemento finito.....	104
Sujeción Tibia-Peroné Superior 1.5 mm/Elemento finito	105
Sujeción Tibia-Peroné Inferior 0.5 mm/Elemento finito.....	106
Sujeción Tibia-Peroné Inferior 1 mm/Elemento finito	107
Sujeción Tibia-Peroné Inferior 1.5 mm/Elemento finito.....	108
Tope Mecánico/Elemento finito	109
APÉNDICE E. SIMULACIÓN DE OPTIMIZACIÓN DE FORMA.....	110
Fémur/Ciclo 0	110
Fémur/Ciclo 1	113
Fémur/Ciclo 2	116
Fémur/Ciclo 3	119
Fémur/Ciclo 4	122
Fémur/Ciclo 5	125
Tibia-Peroné/Ciclo 0.....	128
Tibia-Peroné/Ciclo 1	131

Tibia-Peroné/Cido 2	134
Tibia-Peroné/Cido 3	137
Tibia-Peroné/Cido 4	140
Tibia-Peroné/Cido 5	143
APÉNDICE F. SIMULACIÓN DE OPTIMIZACIÓN DE TOPOLOGÍA	146
Fémur/75% del material total	146
Fémur/50% del material total	147
Fémur/25% del material total	148
Tibia - peroné/75% del material total	149
Tibia - peroné/50% del material total	150
Tibia - peroné/25% del material total	151
APÉNDICE G. CÁLCULO DEL DIÁMETRO MÍNIMO DEL EJE	152
APÉNDICE H. PLANOS.....	153

Capítulo I. INTRODUCCIÓN

En México, de acuerdo con los resultados del Censo de Población y Vivienda 2010 realizado por el Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), 5 millones 739 mil personas en el territorio nacional declararon tener dificultad para realizar al menos una de las siete actividades evaluadas: caminar o moverse, ver, hablar o comunicarse, escuchar, atender el cuidado personal, poner atención o aprender y limitación mental. De acuerdo con este censo, a nivel nacional, la dificultad más frecuente entre la población con discapacidad es la relacionada con la movilidad, ya que 58% de las personas de este grupo poblacional señala tener limitación para caminar o moverse, es decir, 3 millones 328 mil 620 personas en total en el territorio nacional [1]. Dentro de esta población se encuentran los usuarios que tienen paraplejía. La paraplejía se puede definir como la incapacidad de mover todo o parte del miembro inferior del cuerpo, causada principalmente por trastornos de la médula espinal [2]. No se sabe con exactitud cuántos mexicanos la padecen, pero se calcula que la incidencia anual de lesión medular es de 18.1 por millón de habitantes y ocurre con más frecuencia en hombres en edad productiva (16 a 35 años de edad) [3]. Esta patología dificulta la vida del usuario provocando problemas físicos, psicológicos y sociales.

La especie humana, desde su surgimiento, tuvo que conocer su entorno, haciéndolo razonar y deducir de qué manera mejorar su supervivencia. La ingeniería a lo largo de la historia ha sido un pilar para el desarrollo humano, creando productos y servicios que han hecho más fácil la realización de una actividad o tarea. En especial, la ingeniería mecatrónica tiene un sinnúmero de aplicaciones y ha habido desarrollo tecnológico en prótesis y órtesis con el objetivo de ayudar a personas que no pueden realizar tareas específicas por la falta o imposibilidad de mover algún miembro del cuerpo.

Según la Norma UNE (Norma Española) 11-909-90/1, adoptada de la ISO 8549/1, una órtesis es cualquier dispositivo aplicado externamente sobre el cuerpo humano, que se utiliza para modificar las características estructurales o

funcionales del sistema neuro-músculo-esquelético, con la finalidad de mantener, mejorar o recuperar la función. Además, está en contacto permanente con el cuerpo, diferenciándola de los demás productos de apoyo. La diferencia con el exoesqueleto es que éste además de ser un soporte externo incrementa la fuerza de la parte del cuerpo.

En la actualidad se han desarrollado exoesqueletos con diferentes características, donde varían por su propósito de uso, tamaño, materiales, sensores, geometría y precio. Se cree que en el futuro habrá una extensa comercialización de estos productos, ya que, para citar un ejemplo, el exoesqueleto Indego, desarrollado en la Universidad de Vanderbilt, en marzo de 2016, obtuvo la aprobación de la Administración de Alimentos y Medicamentos (FDA)¹, que lo pone como un dispositivo avalado para uso clínico y personal, lo que permitirá que salga a la venta en Estados Unidos y algunos países compatibles con las normas de las FDA [4].

En el presente trabajo se desarrollará el diseño de pierna y rodilla de un exoesqueleto. Éste forma parte del proyecto titulado “IT102014-3 Exoesqueleto del miembro inferior para pacientes con paraplejía” con la dirección del M. I. Serafín Castañeda Cedeño, en el Centro de Ingeniería Avanzada, y que tiene como objetivo mejorar la calidad de vida de los usuarios que padezcan dicha patología ya mencionada.

OBJETIVOS

Diseñar el sistema mecánico de pierna y rodilla de una órtesis activa para paciente con paraplejía cuyo nivel de lesión es T5 completa, permitiendo levantarse y sentarse de una silla, subir y bajar escaleras y caminar.

¹ La FDA (Food and Drug Administration) es la Agencia del gobierno de los Estados Unidos responsable de la regulación de alimentos, medicamentos, cosméticos, aparatos médicos, productos biológicos y derivados sanguíneos.

ALCANCES

En el presente trabajo se realizará el diseño mecánico para el sistema articular y el sistema de sujeción del fémur y tibia – peroné. Cumplirá con:

- Selección de materiales.
- Análisis de esfuerzos.
- Planos de fabricación.

ESTADO DEL ARTE

Existen diferentes tipos de órtesis y exoesqueletos para tratar a personas con paraplejía, donde varían por los grados de libertad, los materiales y, dependiendo del nivel y tipo de lesión con la que se diagnostique al paciente, pueden ser utilizadas en rehabilitación o diseñadas para pacientes que no tienen posibilidad de recibir tratamiento.

La presente investigación se enfoca a órtesis activas para pacientes que presentan nivel de lesión completa.

ReWalk Exoesqueleto



Figura 1.1 ReWalk [5]

Es un exoesqueleto diseñado en Yokneam, Israel, por Amit Goffer. Tiene cuatro grados de libertad: dos en la cadera y una en cada rodilla. Permite a las personas con lesión de médula espinal, y a través de un control remoto, seleccionar funciones de movimiento como caminar, subir escaleras, sentarse y pararse. Los sensores que utiliza para la retroalimentación de control son de

movimiento. Está hecho de estructura de aluminio y soportes de fibra de carbono y

pesa aproximadamente 18 kg. Es necesario el uso de muletas para estabilizar la marcha. El costo es de alrededor de 85,000 dólares por unidad [5].

eLEGS

eLEGS, que significa “Exoskeleton Lower Extremity Gait System”, es un exoesqueleto realizado en Berkeley, California por Ekso Bionics, y dado a conocer en 2010. Al igual que el ReWalk, tiene cuatro grados de libertad, dos en la cadera y uno en cada rodilla. Es accionado por motores eléctricos y tiene una interfaz que utiliza sensores de fuerza y de movimiento para controlar el desplazamiento del usuario. Está hecho de acero y fibra de carbono y pesa aproximadamente 20 kg. Es necesario el uso de muletas para estabilizar la marcha. El costo es de alrededor de 100,000 dólares [6].



Figura 1.2 eLEGS [6]

HAL Exoesqueleto

Es un exoesqueleto desarrollado por la Universidad japonesa de Tsukuba y la empresa robótica Cyberdyne. Hay dos versiones: HAL 3, que sólo proporciona la función del miembro inferior, y HAL 5, que es un exoesqueleto que incluye el miembro superior y el miembro inferior. Utiliza motores de corriente directa que se

ubican, en el caso de HAL 3, en la cadera y rodillas. Tiene dos modalidades de control y eso depende del nivel de lesión, si ésta es parcial, se usan sensores adjuntos a la piel para leer los impulsos eléctricos de los nervios y con éstos estimar la trayectoria. Si no hay señales, realiza un patrón de marcha utilizando sensores de fuerza y potenciómetros. Está hecho de níquel, molibdeno y duraluminio, que es un material utilizado en las alas de los aviones de combate de la Segunda Guerra Mundial y está cubierto por una carcasa de plástico para mejorar la estética de éste. HAL 3 pesa aproximadamente 15 kg y, al igual que ReWalk y eLEGS, necesita muletas para estabilizar la marcha. El exoesqueleto sólo es rentado en Japón [7].



Figura 1.3 HAL 3 [7]

REX Exoesqueleto



Figura 1.4 REX [5]

Es creado por una empresa de Nueva Zelanda llamada RexBionics. Tiene diez motores de corriente continua que se caracterizan por el buen comportamiento de par, un rango de velocidad más amplio y una larga vida útil. A diferencia de los tres exoesqueletos ya mencionados, éste maneja una palanca para enviar la posición deseada, y no se retroalimenta a base de

sensores. Está construido con materiales de grado hospitalario y pesa 39kg aproximadamente. A diferencia de los ya mencionados exoesqueletos, éste no necesita muletas para estabilizar la marcha. El precio del exoesqueleto es de aproximadamente 150,000 dólares [8] y [9].

Vanderbilt Exoesqueleto



Figura 1.5 Vanderbilt Exoesqueleto [10]

Un equipo de ingenieros del Centro de Mecatrónica de la Universidad de Vanderbilt, ubicada en Tennessee, Estados Unidos, ha desarrollado un exoesqueleto que permite a las personas con lesión medular total estar de pie, caminar, sentarse y subir escaleras. Las articulaciones de la cadera y la rodilla son impulsadas por motores eléctricos.

Sus rangos de movimiento son:

Movimiento	Máximo [°]
Flexión de la cadera	105
Extensión de la cadera	30
Flexión de la rodilla	105
Extensión de la rodilla	10

Tabla 1.1 Rangos de movimiento del exoesqueleto Vanderbilt [11]

Utiliza giroscopios y acelerómetros en la cadera que, al cambiar el centro de gravedad del cuerpo, realiza una tarea, por ejemplo, si el usuario inclina el torso hacia adelante, éste se mueve hacia adelante, y si se inclina hacia atrás y mantiene ésta posición durante unos segundos, se sienta. Cuando el usuario está sentado, si se inclina hacia adelante y mantiene ésta posición durante unos segundos, se pone de pie.

La estructura de la órtesis es un compuesto de termoplástico reforzado y complementado con inserciones de aluminio y pesa 12 kg. Éste necesita muletas para estabilizar su marcha. Aún no está a la venta pero ya se tiene el permiso FDA y se planea llevarlo al mercado con un precio aproximado de 80,000 dólares [4] [10] y [12].

Exoesqueleto del miembro inferior UNAM

Fue desarrollado en la Facultad de Ingeniería de la UNAM con la dirección del M.I. Serafin Castañeda Cedeño. Tiene ocho grados de libertad, dos en la cadera, uno en la rodilla y uno en el tobillo. Utiliza actuadores lineales para la realización de los movimientos. En los bastones cuenta con una interfaz para elegir la tarea a realizar, ya sea caminar, sentarse o pararse de una silla, subir o bajar escaleras. Éstas son secuencias ya programadas en la computadora integrada en la espalda del usuario. La estructura está compuesta de aluminio y pesa aproximadamente 25kg.

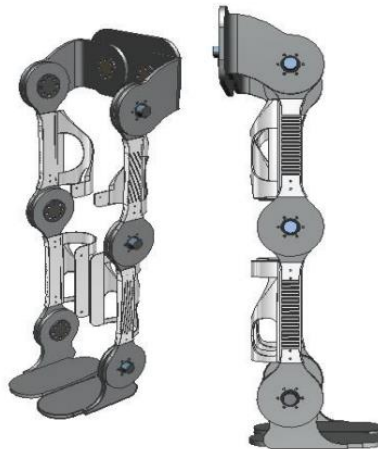


Figura 1.6 Exoesqueleto del miembro inferior [13]

Para el diseño de la presente tesis, que es la nueva iteración del exoesqueleto mencionado, se requiere la reducción del peso por lo que se propondrá un nuevo material y métodos de optimización para cumplir con los objetivos.

MARCO TEÓRICO

Columna vertebral

Está formada por 26 huesos. Constituye el apoyo del tronco y se extiende desde el cráneo hasta la pelvis, en donde transmite el peso del tronco a los miembros inferiores. Rodea y protege la médula espinal. Tiene cinco divisiones principales:

- Cervicales: Siete vértebras cervicales.
- Dorsal (Torácica): Doce vértebras dorsales.
- Lumbar: Cinco vértebras lumbares.
- Sacro: Cinco vértebras sacras.
- Coxis: Cuatro vértebras coxígeas.

Las vértebras se encuentran separadas entre sí por los discos intervertebrales. Los discos actúan absorbiendo los golpes durante la marcha, el salto y la carrera, permitiendo además, la flexibilidad de la columna a la extensión, la flexión y en menor medida la lateralización [13].

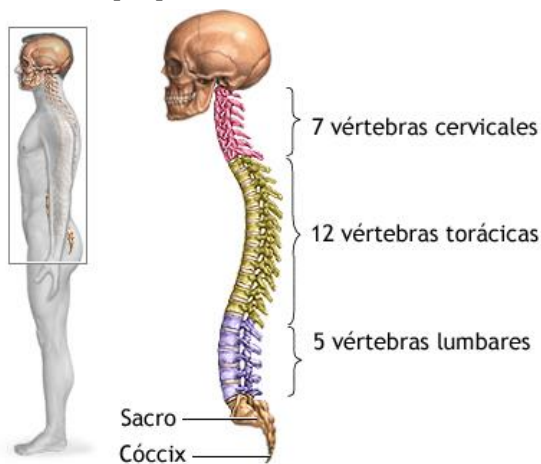


Figura 1.7 Columna Vertebral [14]

Médula Espinal

La médula espinal es la parte inferior del Sistema Nervioso Central. Nace a partir del bulbo raquídeo, sale por el agujero magno del occipital y se extiende, a lo largo del canal raquídeo de la columna vertebral, hasta la altura de la primera o segunda vértebras lumbares [15]. Está alojada en la cavidad raquídea, protegida por las

vértebras y por las meninges. Mide aproximadamente 43 cm de largo y 1.8 cm de ancho. Es una vía de conducción bidireccional de los impulsos nerviosos desde y hacia el cerebro [13].

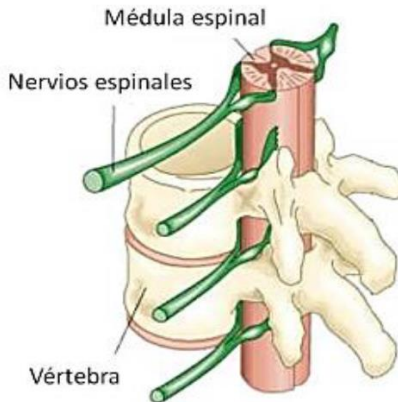


Figura 1.8 Sección de la médula espinal [15]

Cada segmento medular, llamado metamera está definido por un par de nervios espinales que salen de la médula en cada nivel segmentario y son numeradas según el nivel del que salen. Son ocho los nervios cervicales (C1 - C8), doce los dorsales (D1- D12), cinco los lumbares (L1 – L5) y cinco los sacrales (S1 – S5) [15].

Lesiones de la médula espinal

La lesión medular se produce al alterarse la anatomía normal y funcionamiento de la médula espinal. Existen diferentes grados de severidad de la lesión medular de acuerdo con ASIA (*American Spinal Injury Association*), establece en la siguiente tabla una clasificación de acuerdo a cinco grados determinados por la ausencia o preservación de la función motora y sensitiva, indicando la severidad de dicha lesión y su posible pronóstico [16]:

Grado de Lesión	Descripción
Grado A	Ausencia de función motora y sensitiva que se extiende hasta los segmentos sacros S4-S5.
Grado B	Preservación de la función sensitiva por debajo del nivel neurológico de la lesión que se extiende hasta los segmentos sacros S4-S5 y con ausencia de función motora.
Grado C	Preservación de la función motora por debajo del nivel neurológico y más de la mitad de los músculos llave por debajo del nivel neurológico tienen un balance muscular menor de 3.
Grado D	Preservación de la función motora por debajo del nivel neurológico y más de la mitad de los músculos llave por debajo del nivel neurológico tienen un balance muscular de 3 o más.
Grado E	Las funciones sensitiva y motora son anormales

Tabla 1.2 Grados de lesión medular [16]

En los grados C y D, la función motora es preservada parcialmente, los usuarios llamados lesionados medulares incompletos, son capaces de mantener una marcha patológica con ayuda de soportes externos, como muletas [16].

Lesiones en las vértebras torácicas

Las lesiones en la región torácica afectan el pecho y las piernas, resultando una paraplejia. Cuando la lesión es entre T1 y T8, normalmente hay control de brazos y manos, pero un mal control del tronco, como resultado de la deficiencia de control de los músculos abdominales. Las lesiones torácicas más bajas (T9 a T12) permiten un buen control de tronco y de músculos abdominales y el balance sentado es bueno.

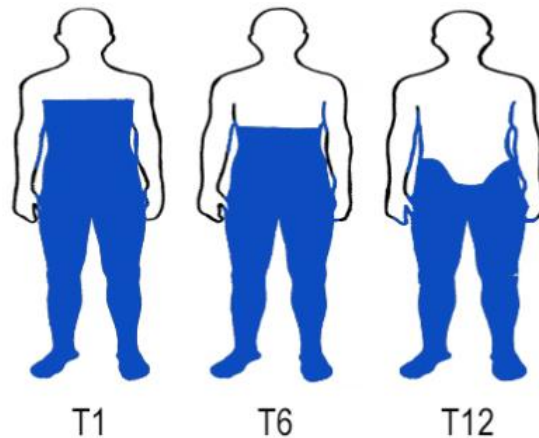


Figura 1.9 Lesiones en vértebras torácicas [17]

Una lesión medular completa se presenta cuando no hay funciones debajo del nivel de la lesión y no hay sensibilidad ni movimientos voluntarios. Los dos lados del cuerpo están afectados de igual forma.

Una lesión medular incompleta es cuando prevalece algo de funciones debajo del nivel primario de la lesión. Una persona con lesión incompleta puede ser capaz de mover más un miembro que el otro; puede sentir partes del cuerpo que no puede mover, o puede tener más funciones en un lado del cuerpo que en el otro [16].

Planos Anatómicos

Para entender las descripciones referentes a la posición de las estructuras del miembro inferior del cuerpo se requieren conocimientos de los planos anatómicos, que son los siguientes [18]:

- **Anteroposterior o Sagital:** Corta el cuerpo de arriba hacia abajo y de atrás hacia delante. Divide al cuerpo en mitad derecha e izquierda. También se denomina plano medio o medio sagital.
- **Frontal o coronal:** Divide al cuerpo en mitades delantera y trasera.
- **Transversal u horizontal:** Se encuentran en ángulo recto con los planos sagital y frontal. Divide al cuerpo en partes superior e inferior.

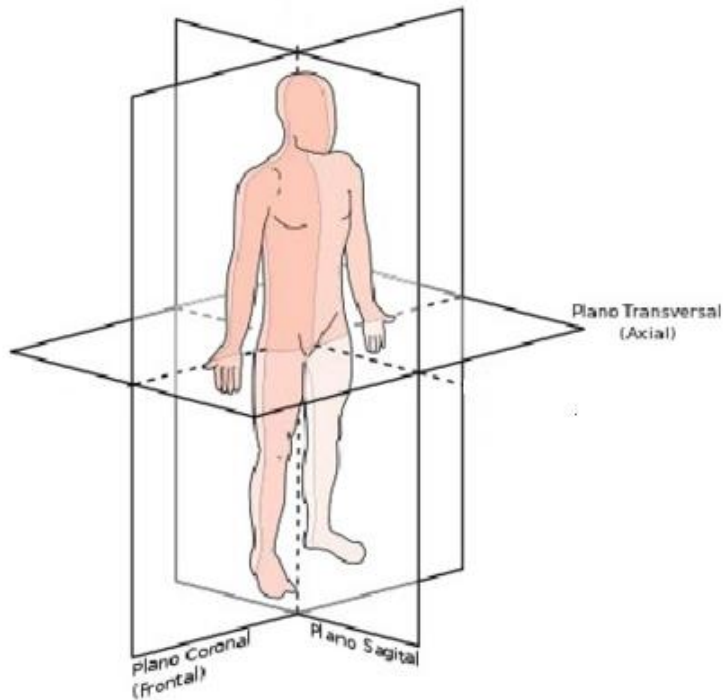


Figura 1.10 Plano sagital, transversal y frontal [19]

- **Lateral:** Pasa a un lado del cuerpo, es como si el individuo se acercara de lado a una pared. Hay dos planos laterales: derecho e izquierdo, y son paralelos al plano sagital.

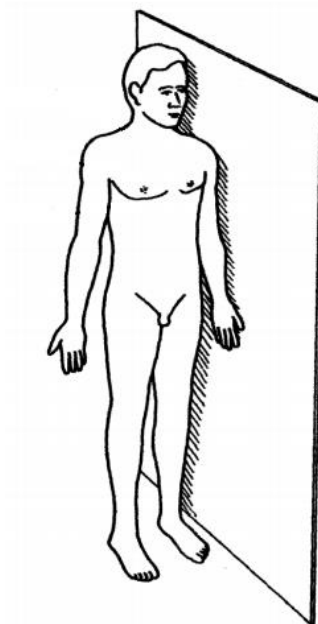


Figura 1.11 Plano lateral [18]

- **Inferior:** Pasa por debajo de los pies, corresponde al piso.
- **Superior:** Pasa por arriba de la cabeza en forma horizontal.

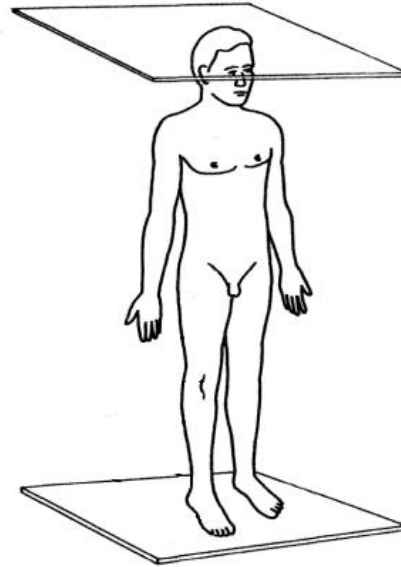


Figura 1.12 Plano superior e inferior [18]

- **Anterior:** Pasa por delante del cuerpo.
- **Posterior:** Pasa por detrás del cuerpo.

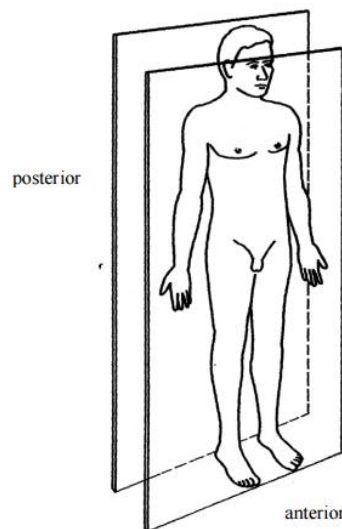


Figura 1.13 Plano anterior y posterior [18]

Cadera

La articulación de la cadera es una enartrosis, es decir, se mueve con tres grados de libertad, por lo que permite movimientos de flexión – extensión, abducción – aducción y rotación interna - externa.

Acciones musculares de la cadera

La cadera está rodeada por veinte músculos aproximadamente que se clasifican en flexores, extensores, abductores, aductores y rotadores internos y externos según sea su situación con respecto al eje de movimiento.

No es sencillo clasificarlos ya que, por ejemplo, un músculo abductor, si tiene tejido muscular en el plano sagital, actúa como flexor, y un músculo aductor actúa como rotador interno si la pierna está situada en rotación externa.

Las fuerzas que se ha calculado para la articulación, en situación estática y en apoyo monopodal, oscilan entre dos y seis veces el peso. Durante la marcha normal las fuerzas son considerablemente mayores dependiendo de la velocidad de la marcha. Inmediatamente después al apoyo del talón se produce una fuerza de reacción a nivel de la cadera que representa cuatro veces el peso del cuerpo y en el momento del despegue del talón es de siete veces. Al subir escaleras la reacción es siete veces el peso del cuerpo [20].

Biomecánica de la flexión – extensión de la cadera

Los flexores son los músculos que se hallan situados por delante del plano frontal que pasa por el centro de la articulación. Los principales músculos son el psoas ilíaco, el sartorio, el recto anterior y el tensor de la fascia lata.

El músculo psoas ilíaco es un flexor y rotador externo de la cadera. El músculo tensor de la fascia lata, además de colaborar en la flexión de la cadera, es estabilizador del varo de la rodilla². La pérdida de éste músculo no hace perder estabilidad a la rodilla pero disminuye la flexión y la rotación interna de la cadera.

² Es una peculiaridad física marcada por una inclinación hacia afuera de la pierna en relación con el muslo, dando la apariencia de un arco.

Los músculos extensores están situados por detrás del plano frontal que atraviesa la articulación de la cadera. Existen extensores cortos, cuyo músculo más importante es el glúteo mayor, y extensores largos, cuyas inserciones son más distales, habitualmente en las proximidades de la rodilla. Éstos tienen una gran importancia en la estabilidad de la cadera. Cuando la pelvis se inclina hacia adelante, los músculos extensores son los primeros que entran en acción para enderezarla [20].

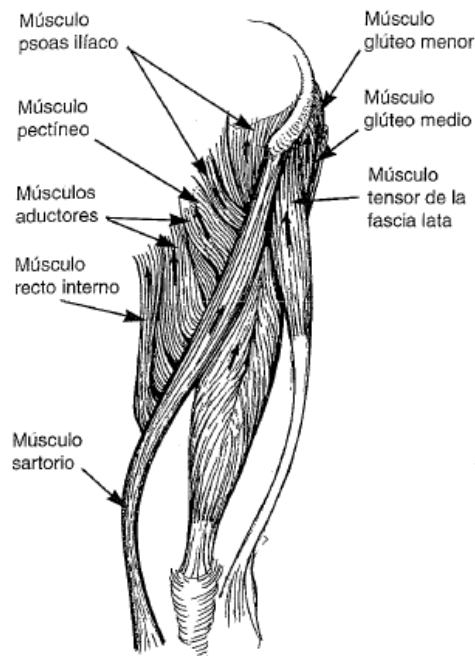


Figura 1.14 Músculos flexores de la cadera [20]

Biomecánica de la rotación de la cadera

Los músculos de rotación externa están por detrás del eje vertical de la articulación. Entre ellos están el piramidal, el obturador externo e interno, los géminos, el psoas ilíaco, el cuadrado crural, el pectíneo, los isquiotibiales, los glúteos y el sartorio.

Los músculos de rotación interna se hallan por delante del eje vertical de la articulación. Entre ellos están el tensor de la fascia lata y los glúteos mayor y medio.

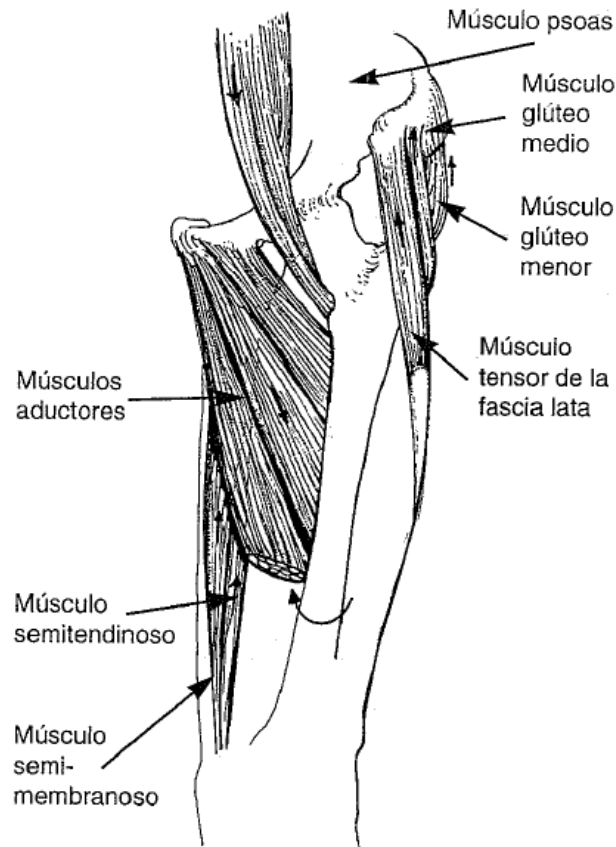


Figura 1.15 Músculos rotadores de la cadera [20]

Biomecánica de la abducción – aducción de la cadera

Los aductores son músculos que se hallan internos al eje anteroposterior de abducción – aducción, en el plano sagital que pasa por el centro de la articulación. Los principales son los tres aductores, el recto interno, el glúteo mayor, los isquiotibiales, el cuadrado crural, el pectíneo, los obturadores, los géminos y el psoas ilíaco. Todos ellos poseen componentes de otros movimientos a nivel de la cadera.

Los abductores se sitúan externos a la localización de los aductores. Se compone de los tres glúteos, el tensor de la fascia lata, el piramidal y el obturador externo. El movimiento de abducción se lleva a cabo por el tensor de la fascia lata y del glúteo mayor y los músculos glúteo medio y menor. El músculo más potente para la abducción es el glúteo medio, que mejora su brazo de palanca con la longitud y

orientación del cuello femoral. La máxima abducción se consigue efectuando una rotación externa de la pierna [20].

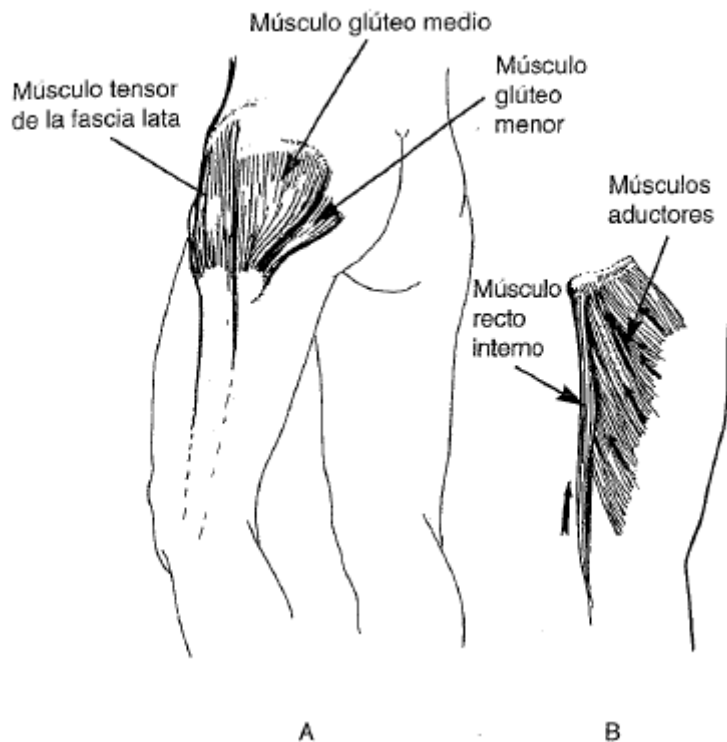


Figura 1.16 A) Músculos abductores. B) Músculos aductores [20]

Amplitud de movimientos de la cadera

La flexión es el movimiento que acerca la cara anterior del muslo hacia el tronco. La amplitud depende, aparte de que el movimiento sea activo o pasivo, de la posición en que se encuentre la rodilla, ya que la flexión relaja los músculos isquiotibiales, y del grado lordosis lumbar, que favorece el movimiento.

La amplitud máxima se obtiene con la rodilla en flexión y la columna lumbar enderezada. Oscila entre los 120° y los 140° y se transforma aproximadamente en 90° con la rodilla en extensión.

La extensión es el movimiento que dirige la extremidad inferior por detrás del plano frontal, alejando la cara anterior del muslo del tronco. Está limitada por la tensión ligamentosa y favorecida por la extensión de la rodilla, ya que los

músculos isquiotibiales ayudan al movimiento. Con la rodilla extendida la amplitud alcanza los 20°, que se reducen a 10° con la rodilla en flexión.

La abducción es el movimiento que aleja la extremidad inferior del plano de simetría corporal. La máxima abducción real es de 45°. En este movimiento interviene la columna vertebral y está limitada por la tensión de los ligamentos pubo e iliofemoral.

La aducción es el movimiento contrario a la abducción. No existe un movimiento puro desde la posición anatómica, por lo que se realizan movimientos relativos desde una posición previa de flexión o extensión. La amplitud máxima suele oscilar alrededor de los 30°.

En cuanto a las rotaciones, la externa tiene mayor amplitud que la interna. La interna dirige la punta del pie hacia dentro y oscila entre 30° y 40°. La externa dirige la punta del pie hacia fuera y alcanza los 60°.

Los movimientos activos de estas articulaciones tienen una amplitud de un 25%-35% menor que los movimientos pasivos.

Para caminar se precisan 20° – 40° de flexión de cadera y 65° - 70° de flexión de rodilla, dependiendo de la velocidad de la marcha. La extensión de la cadera es de 0° a 20°, y la de rodilla es, ocasionalmente, de 0°. La aducción de 2° a 10° y la abducción de 0° a 8°. La rotación interna máxima es de 2° a 12° y la externa de 4 a 10°.

Para subir una escalera se precisa una flexión de cadera de 40° y una flexión de rodilla de 80°. Las extensiones son de 5° en cada articulación. Para bajarlas la flexión de cadera es menor, aproximadamente 30°, y la de la rodilla es mayor, aproximadamente 90°.

La flexión necesaria para sentarse en una silla depende de la altura de ésta. Habitualmente no se superan los 90°, ya que basta desplazar el cuerpo hacia atrás o sentarse hacia adelante para disminuir la flexión de la cadera.

Casi todas las actividades cotidianas se pueden realizar con 124° de flexión, 28° de abducción y 33° de rotación externa [20].

Rodilla

La rodilla es una diartrosis³ con una arquitectura mecánica complicada que engloba dos articulaciones secundarias incluidas dentro de la misma cápsula. Por una parte, incluye la articulación femoropatelar, constituida entre el fémur y la rótula; por otra, la que se produce entre el fémur y la tibia, denominada femorotibial.

El movimiento fundamental de la rodilla es la flexión – extensión, además de la capacidad de realizar rotaciones sobre el eje longitudinal de la pierna cuando se halla en flexión. Considerando lo anterior, la rodilla presenta dos grados de libertad.

En la marcha se precisan durante la fase de balanceo 65° - 70° de flexión y durante la fase de apoyo 10°. Para las actividades cotidianas, subir y bajar escaleras o sentarse, no se requieren más de 115° [20].

Acciones musculares de la rodilla

Hay catorce músculos que cruzan la articulación de la rodilla. La acción dinámica de los músculos se realiza juntamente con la capacidad de retención de los ligamentos.

Biomecánica de la flexión de la rodilla

Los músculos encargados de la flexión de la rodilla están ubicados en el compartimiento posterior del muslo y son denominados músculos isquiotibiales: bíceps crural, semimembranoso y semitendinoso. Además de éstos, el sartorio (flexor, abductor y rotador externo de la cadera) y el recto interno (aductor y flexor de la cadera) también son flexores de la rodilla.

Estos músculos poseen una acción simultánea de extensión de la cadera y su acción sobre la rodilla depende de la posición de ésta. Así, la tensión de los músculos isquiotibiales debida a la flexión de la cadera aumenta su eficacia como

³ Hay tres tipos de articulaciones, sinartrosis (no móvil), anfiartrosis (con movimiento muy limitado) y diartrosis (mayor amplitud)

flexores de la rodilla. De modo inverso, la extensión de la rodilla favorece la extensión de la cadera por los isquiotibiales, lo que ocurre al enderezar el tronco a partir de una posición inclinada hacia adelante. Con la cadera en extensión completa, la potencia de la flexión de la rodilla por los músculos isquiotibiales es menos intensa [20].

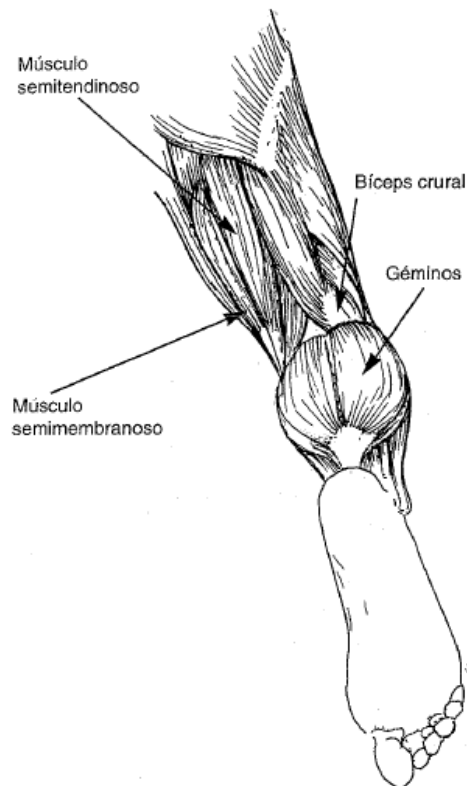


Figura 1.17 Músculos flexores de la rodilla [20]

Biomecánica de la extensión de la rodilla

La extensión de la rodilla es el movimiento normal que se efectúa durante la marcha cuando la pierna que no apoya se adelanta para tomar contacto con el suelo.

Los músculos extensores de la rodilla está integrada por el cuádriceps crural, que se sitúa en el compartimiento anterior del muslo. Éste está formado por cuatro músculos que se insertan mediante un tendón terminal común en la tuberosidad anterior de la tibia. Tres de ellos son monoarticulares: el crural, el vasto interno y el

vasto externo; el cuarto, el recto anterior, es biarticular. El músculo cuádriceps tiene su mayor función estabilizando la rótula y extendiendo la rodilla.

La rótula se considera un hueso sesamoideo⁴ contenido en el espesor del aparato extensor de la rodilla y responsable de dos importantes funciones biomecánicas: por una parte, ayuda en la extensión de la rodilla prolongando el brazo de palanca del cuádriceps a lo largo de toda la amplitud de movimientos de la articulación. Por otra, permite una mejor distribución de las fuerzas de compresión sobre el fémur al incrementar el área de contacto entre el tendón rotuliano⁵ y el fémur [20].

Biomecánica de la flexorrotación de la rodilla

El movimiento de rotación de la rodilla sólo se puede realizar con ésta en flexión, ya que la estructura de la propia rodilla lo hace imposible en extensión. Los músculos flexores de la rodilla son a la vez rotadores. Los que se insertan por fuera del eje vertical de rotación de la rodilla son los rotadores externos: el bíceps y el tensor de la fascia lata. Los que se insertan por dentro de este eje son los rotadores internos: el sartorio, el semitendinoso, el semimembranoso, el recto interno y el poplíteo [20].

Amplitud de movimientos de la rodilla

La flexión es el movimiento que acerca la cara posterior de la pierna a la cara posterior del muslo. La amplitud de flexión de la rodilla es distinta según sea la posición de la cadera. La flexión activa llega a los 140° con la cadera en flexión y a los 10° con la cadera en extensión, debido a la disminución de la eficacia de los músculos isquiotibiales. La flexión pasiva alcanza los 160°, permitiendo que el

⁴ Es un hueso pequeño y redondeado incrustado en un tendón sometido a compresión y a fuerzas de tensión habituales.

⁵ El tendón rotuliano junto con el tendón del cuádriceps participan en el movimiento de la rodilla y hacen posible la extensión de la pierna cuando se contrae el músculo cuádriceps.

talón entre en contacto con la nalga. La flexión sólo está limitada por el contacto elástico de las masas musculares de la pantorrilla y el muslo.

Los límites normales del movimiento oscilan entre 3° – 4° de extensión y 140° de flexión.

La rotación interna conduce la punta del pie hacia dentro y su amplitud es de unos 30° . La rotación externa conduce la punta del pie hacia fuera, siendo aproximadamente de 40° .

En la marcha se precisan durante la fase de balanceo 65° – 70° de flexión y durante la fase de apoyo 10° . Para el trote y la carrera es necesario aumentar la flexión tanto en la fase de choque del talón (35°) como en la de balanceo (130°). Para las actividades cotidianas, subir y bajar escaleras o sentarse, no se requieren más de 115° . Para la mayoría de los deportes no suelen ser necesarios más de 130° de flexión [20].

El ciclo de la marcha normal

Conocer la locomoción humana normal permite tener bases para el tratamiento y manejo de la marcha patológica, especialmente cuando se usan prótesis y órtesis.

La locomoción humana normal se ha descrito como una serie de movimientos alternantes, rítmicos, de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia adelante del centro de gravedad [22].

El ciclo de marcha comienza cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie. Éste está dividido en la fase de apoyo y la fase de balanceo. Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo, y cuando no lo está se le conoce como fase de balanceo.

Dentro de la fase de apoyo existen dos periodos, el apoyo sencillo y el doble apoyo. El periodo de apoyo sencillo se refiere cuando sólo una pierna está en contacto con el suelo. El periodo de apoyo doble ocurre cuando ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente.

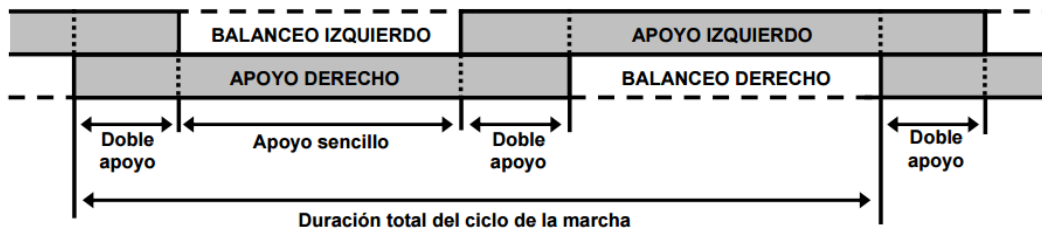


Figura 1.18 Fases de la marcha normal [23]

La cantidad relativa de tiempo gastado durante cada fase del ciclo de la marcha, a una velocidad normal, es:

1. Fase de apoyo: 60% del ciclo.
2. Fase de balanceo: 40% del ciclo
3. Doble apoyo: 20% del ciclo.

La duración del doble apoyo disminuye conforme aumenta la velocidad de la marcha [23].

En las fases de la marcha se produce cierta rotación de la pelvis (8°), el fémur (8°) y la tibia (9°). Desde el inicio de la fase de oscilación, toda la rotación es interna hasta la fase de apoyo medio, momento en que la rotación se hace externa hasta la elevación del pie de apoyo [24].

La cadera en la marcha normal

Durante la marcha el fémur rota internamente sobre la pelvis aproximadamente unos 5° , y la tibia rota sobre el fémur cuando se pasa de la fase de apoyo a la fase de oscilación. Después, el fémur rota externamente unos 7° durante el resto de la fase de apoyo y en los primeros segundos de la fase de oscilación. La cadera se flexiona en la fase de oscilación, se mantiene en posición neutral durante la fase intermedia y se extiende luego cuando la pierna pasa por la fase de oscilación [24].

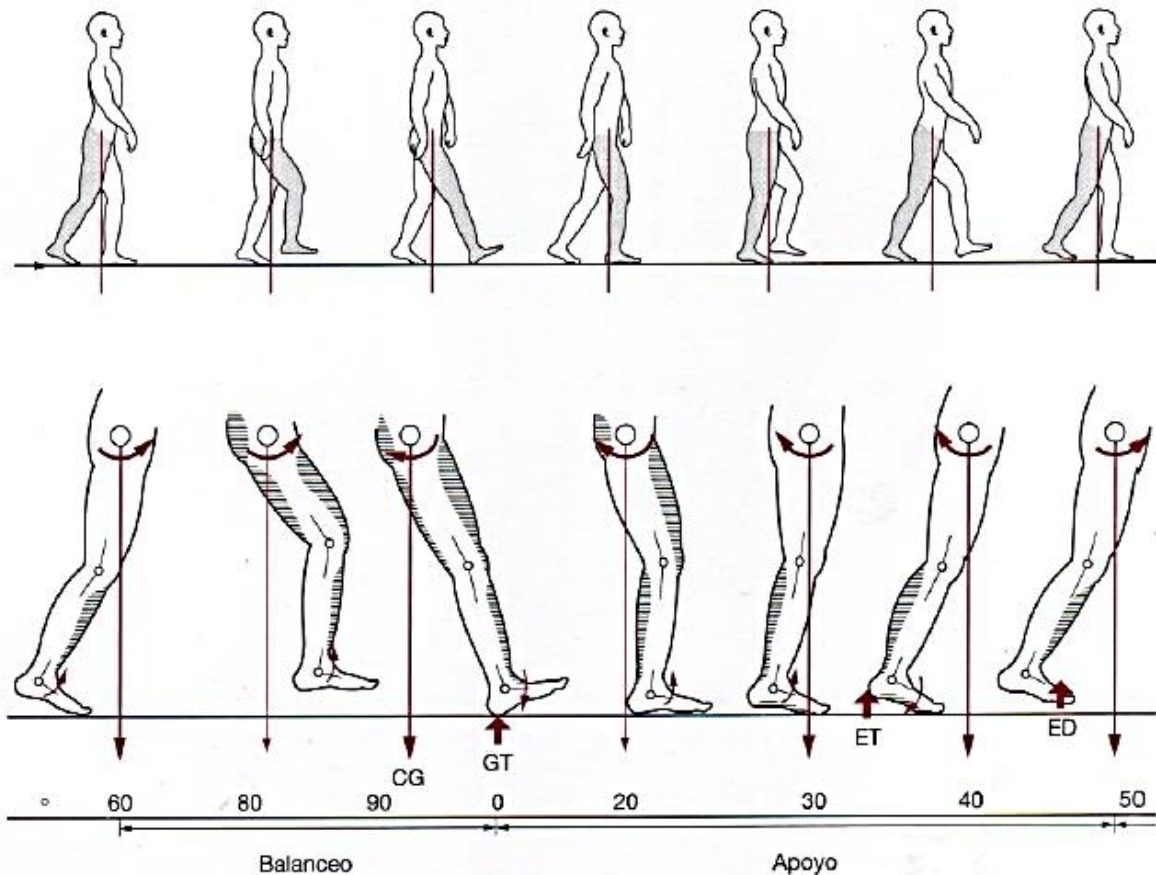


Figura 1.19 Cadera durante la marcha normal [24]

En la Figura 9 las flechas curvas representan la flexión – extensión de la cadera durante la marcha normal. La cadera oscila inicialmente 60° en la fase de oscilación hasta el golpe de talón (GT), momento en que se inicia la extensión de la cadera, se prolonga hasta la elevación del talón (ET) y la elevación de los dedos (ED). También se observa el desplazamiento del centro de gravedad (CG) [24].

La rodilla en la marcha normal

Durante la fase en la que una pierna se balancea aumenta en un 15% la carga que soporta la otra pierna. El 85% de todo el peso corporal recae en la fase de apoyo de una pierna.

Cuando se inicia la marcha hacia adelante, el centro de gravedad del cuerpo se desplaza en la misma dirección y la carga recae sobre una pierna mientras la otra se balancea. En la fase de oscilación la cadera se flexiona aproximadamente 20° y la rodilla se flexiona lo suficiente como para que el pie pueda elevarse del suelo. Cuando la pierna completa la fase de oscilación, el pie adelantado golpea el suelo con el talón, en este momento la rodilla se curva aproximadamente 15° para minimizar el impacto [24].

Tras el impacto del talón empieza la fase de apoyo, ahora la pierna adelantada es la que soporta la carga. En la fase de apoyo medio, el cuerpo pasa por encima del centro de gravedad del pie. En esta fase, la rodilla se encuentra completamente extendida y permanece así hasta la siguiente fase de oscilación [24].

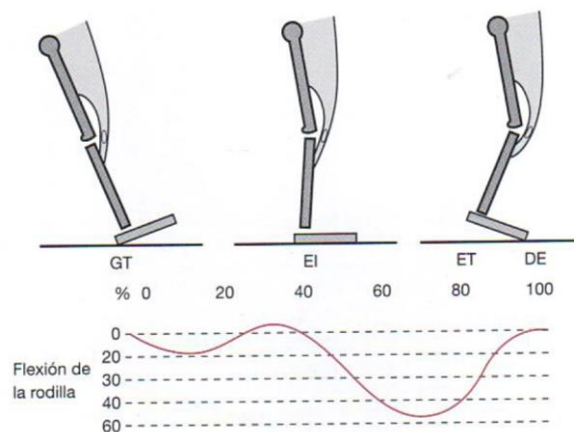


Figura 1.20 Flexión de la rodilla en grados [24]

GRADOS DE LIBERTAD DE LA ÓRTESIS

La órtesis de éste trabajo consiste en un sistema de tres GDL para cada extremidad del miembro inferior, los cuales son:

- Dos en la cadera que involucran los movimientos de flexión – extensión y abducción – aducción.
- Uno en la rodilla que involucra la flexión – extensión.

Se excluye el movimiento de rotación en la cadera, rodilla y tobillo debido a la complejidad de establecer una configuración motriz y mecánica.

Al excluir estos movimientos se reduce notablemente las tareas que puede realizar el usuario. Por ejemplo, Clarkson, en su libro llamado *Proceso evaluativo musculoesquético*, menciona que algunas actividades como son andar en bicicleta, sentarse en una silla con el pie sobre el muslo contralateral para atarse el cordón de un zapato, mirarse la planta del pie al realizar actividades de higiene o agacharse para agarrar un objeto del suelo, se requieren aproximadamente 20° de rotación de la cadera [26].

Las tareas que se definen para esta órtesis son caminar en línea en superficies planas y lisas, pararse y sentarse de una silla y subir y bajar las escaleras. Como ya se estudió anteriormente en el marco teórico, para estas actividades la cadera, la rodilla y el tobillo en una persona sana rotan en un rango menor de 10°, por lo que la órtesis desarrollará las actividades lo más parecido posible a una persona sana ya que se realizarán estas actividades con una rotación de 0°.

Resumen de los grados de libertad y de los rangos de movimiento

Haciendo una síntesis de la información de este capítulo, tenemos que,

- I. Los grados de libertad y movimientos que conforman el miembro inferior son:

Articulación	GDL	Movimiento
Cadera	3	<ol style="list-style-type: none"> 1. Flexión – Extensión 2. Abducción – Aducción 3. Rotación interna – externa
Rodilla	2	<ol style="list-style-type: none"> 1. Flexión – Extensión 2. Rotación interna – externa

Tabla 1.1 Grados de libertad y movimientos de las articulaciones

II. Los rangos de movimiento para las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo son:

Articulación	Movimiento	Máximo [°]	Para caminar [°]	Para sentarse y pararse de una silla [°]	Casi todas las actividades cotidianas [°]
Cadera					
	Flexión	120 – 140	20-40	90	124
	Extensión	10 – 20	20	-	-
	Abducción	45	0 – 8	-	28
	Aducción	30	2 – 10	-	-
	Rotación interna	30 – 40	2 – 12	-	-
	Rotación externa	60	4 – 10	-	33
Rodilla					
	Flexión	120 – 160	65 – 70	115	115
	Extensión	3 – 4	0	-	-
	Rotación interna	30	8	-	-
	Rotación externa	40	8	-	-

Tabla 1.2 Rangos de movimiento de las articulaciones

Capítulo II. DISEÑO CONCEPTUAL

Definición del problema

Se requiere diseñar el sistema mecánico de la pierna y rodilla de una órtesis activa funcional que ayude a un usuario con paraplejía realizar principales actividades cotidianas, como caminar, sentarse y pararse en una silla y subir y bajar escaleras.

Requerimientos

Los requerimientos son aquellas tareas o cualidades que el usuario plantea para el producto deseado. Se enlistan los requerimientos de la órtesis:

	Requerimiento	Importancia
Confianza	Debe ser segura para el usuario.	9.8
	Tiene que verse estéticamente agradable para el usuario.	6.8
	El usuario tiene que sentirse cómodo.	7.8
Diseño	Debe de ser de un material muy ligero.	8.6
	Debe ser resistente a las cargas mecánicas.	8.6
	Ser fácil de colocar y usar.	8.8
	El diseño debe ser tal que no provoque lesiones en la piel.	8.8
	Debe de ser manufacturada con el menor material posible.	7.8
	Uso de menor número de elementos posibles.	6.6
	Los costos de fabricación tienen que ser los más mínimos.	7.4

Tabla 2.1 Requerimientos del usuario

Especificaciones

Se asignó cada requerimiento cualitativo en términos cuantitativos, es decir, se interpretó cada punto de la Tabla 2.1 a una o varias especificaciones técnicas. La importancia se obtuvo de la Tabla QFD del apéndice A.

Especificación	Unidad	Importancia relativa
Peso de la órtesis	<i>kg</i>	17.8
Peso de cada miembro inferior del cuerpo	<i>kg</i>	1.8
Peso corporal del usuario	<i>kg</i>	1.8
Peso del sistema motriz	kg	3.3
Esfuerzos de compresión	<i>MPa</i>	8.9
Esfuerzos cortantes	<i>MPa</i>	8.9
Dimensiones de la órtesis	<i>mm</i>	10.5
Espesor del material	<i>mm</i>	10.5
Área de apoyo entre órtesis y usuario	<i>mm²</i>	5.7
Rango máximo de movimiento de la cadera	Grados [°]	3
Rango máximo de movimiento de la pierna	Grados [°]	3
Par del sistema motriz	<i>N · m</i>	5.6
Número de componentes	#	5
Deformación máxima	<i>mm</i>	8.1
Tolerancias de diseño	<i>mm</i>	6

Tabla 2.2 Especificaciones de la órtesis

Funciones

Las funciones son acciones muy concretas que sirve para definir los elementos que cumplirá con ello. Para la órtesis se plantearon las funciones de soportar, articular, limitar, mover y sujetar.

Soportar

Esta función se refiere a los elementos que sostendrá las cargas de la misma órtesis, del usuario, de las baterías e instrumentación. Para la función de soportar el material con el que estará elaborada la órtesis juega un papel muy importante y que se tratará más adelante en el diseño del detalle. Se busca que se use la menor cantidad de material posible. Otro punto importante a considerar es la

geometría de cada uno de los soportes que estarán ubicados en todo el miembro inferior. Más adelante, en los conceptos, esta función estará de color azul.

Articular

Esta función une dos o más eslabones de la órtesis, donde el punto de coincidencia se le conoce como junta. Existen tres tipos de juntas, rotacional, cilíndrica y esférica, que tienen uno, dos y tres grados de libertad respectivamente. Dependiendo de los grados de libertad que tendrá cada articulación se tomará en cuenta que tipo de junta se seleccionará.

Para realizar esta función los elementos mecánicos que se proponen son:

Elemento	GDL	Imagen
Eje cilíndrico	1	
Bisagra	1	
Encaje Recíproco	2	

Tabla 2.3 Propuestas de función articular

Sujetar




Esta función se encarga de mantener unida la órtesis con el cuerpo del usuario. Se busca que los elementos encargados en sujetar no lastimen y sean fáciles de colocar. Los elementos que se proponen para esta función son:

Elemento	Imagen
Velcro con hebilla de metal	
Cinturón de seguridad ocupado en los asientos de los aviones	
Cinta elástica	
Cinta no elástica	

Tabla 2.4 Propuestas de la función sujetar

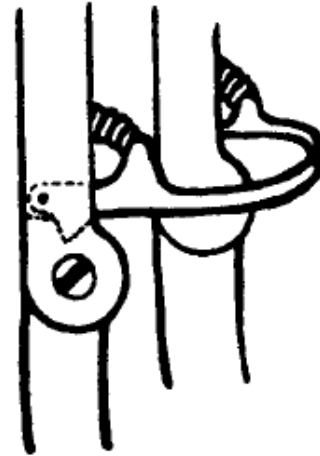
Limitar

En el capítulo 9 titulado “Ortesis de tobillo, rodilla y cadera” del libro “Ortésica del miembro inferior” [28] menciona soluciones para limitar el movimiento de la rodilla. Algunas de ellas son las que se presentan en la siguiente tabla.

Elemento	Descripción	Imagen
Articulación de rodilla de libre movimiento	Permite la flexión y extensión, sólo tiene un tope que previene la hiperextensión	
Articulación de rodilla desplazada	Esta articulación tiende a extenderse en las primeras fases de apoyo porque su eje es posterior a la reacción resultante con el suelo.	
Articulación de rodilla con cierre de anilla	Permite controlar la flexión.	

Articulación de rodilla con cierre de triquete

Este cierre consiste en un mecanismo llamado trinquete con muelle que encaja en un diente cuando se extiende la rodilla totalmente. En esta posición el muelle mantiene el mecanismo en su alojamiento cerrando la rodilla. Cuando hay fuerza de flexión en la articulación de la rodilla, el cierre de triquete es más fácil de soltar que el cierre de anilla, por el brazo de palanca.



Articulación de rodilla con cierre adaptable

Es especialmente útil cuando cambian las condiciones del paciente o se desea cambiarlas.



Tabla 2.5 Propuestas de la función limitar

Mover

En la tesis “Diseño de una articulación de rodilla para un exoesqueleto utilizando un Harmonic Drive”, de Cristian Gómez González, se menciona que en el campo de robots usables sobre el cuerpo humano (de rehabilitación, prótesis o robots caminantes) se usan actuadores de flexibilidad fija y variable. Se han

implementado porque tienen la capacidad de minimizar grandes fuerzas debido a impactos, ofrecen una interacción segura con el usuario y tienen la capacidad de almacenar y liberar energía los elementos elásticos pasivos.

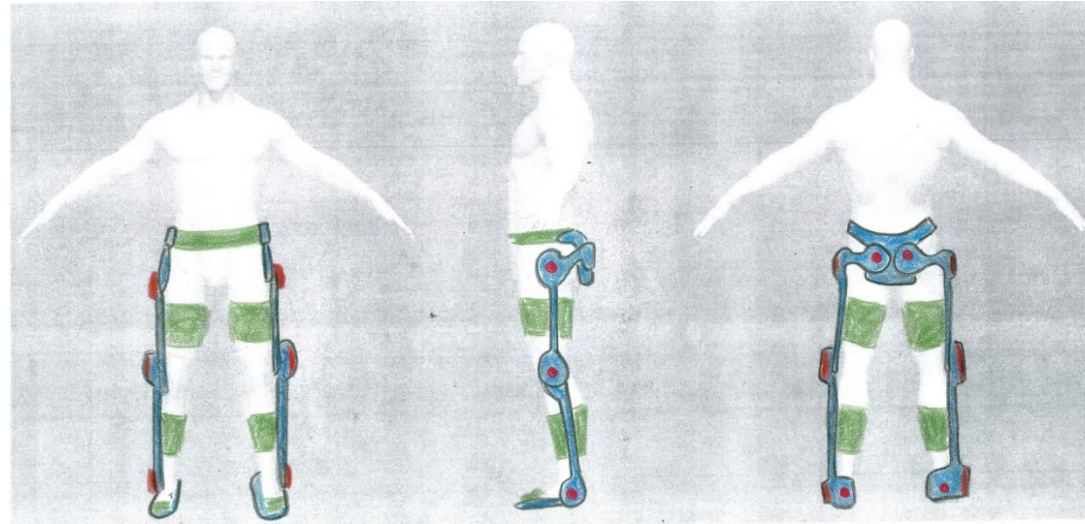
Conceptos

Los conceptos que se verán a continuación se evaluó solamente la función de soportar, ya que la función sujetar es compatible con todas estas propuestas, por lo que su evaluación será aparte.

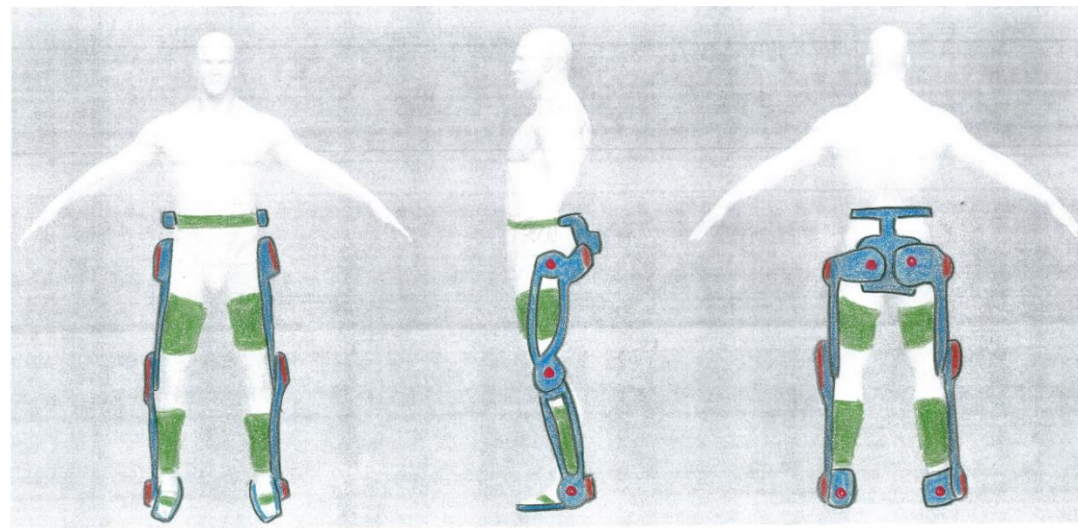
Nombre del boceto

Imagen

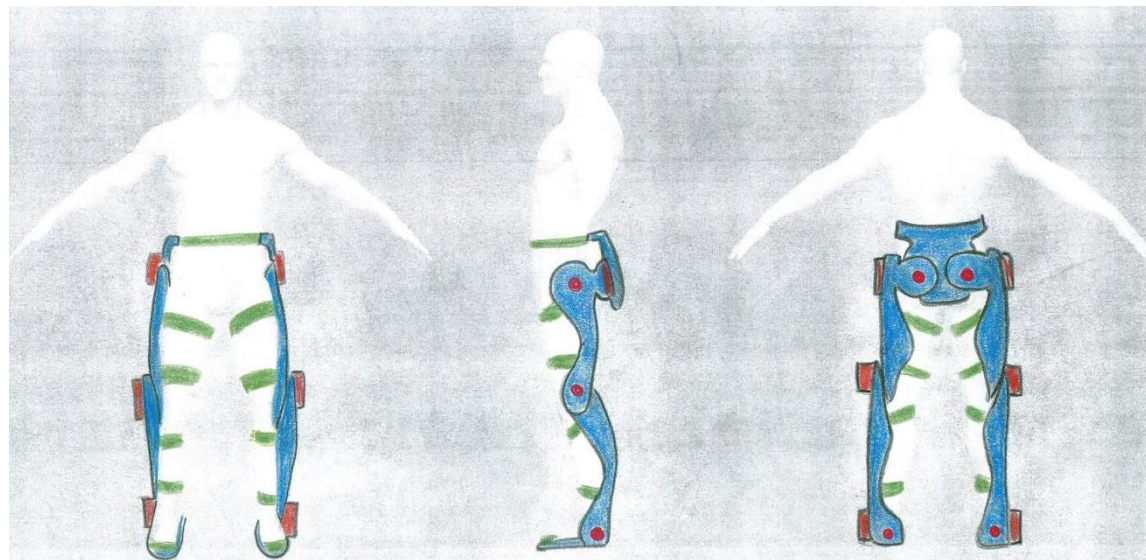
Boceto A



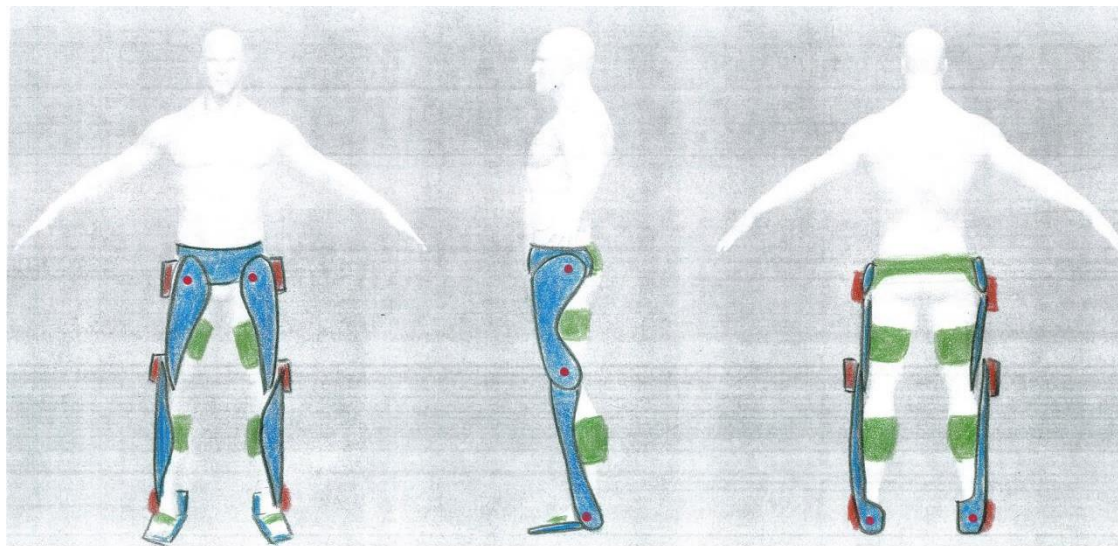
Boceto B



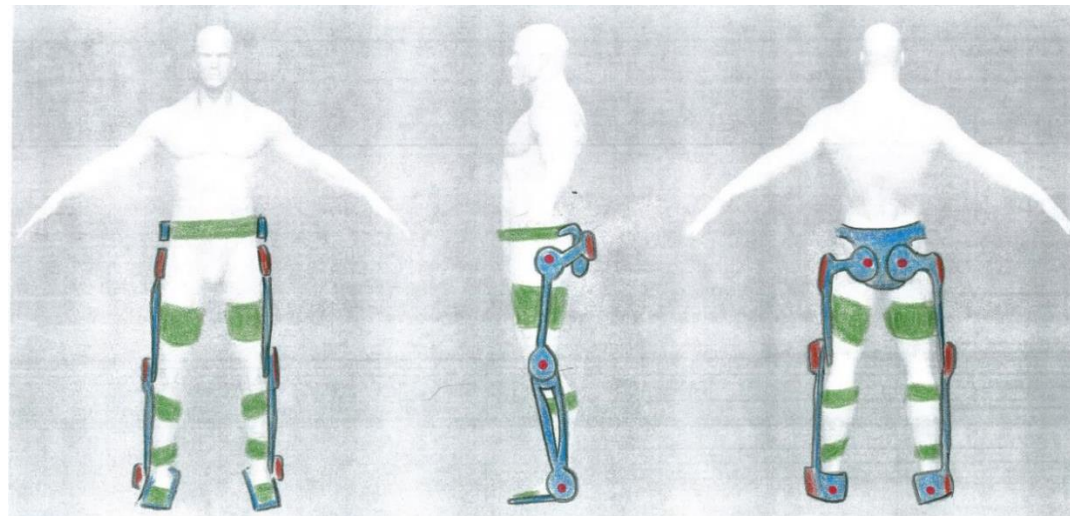
Boceto C



Boceto D



Boceto E



Boceto F

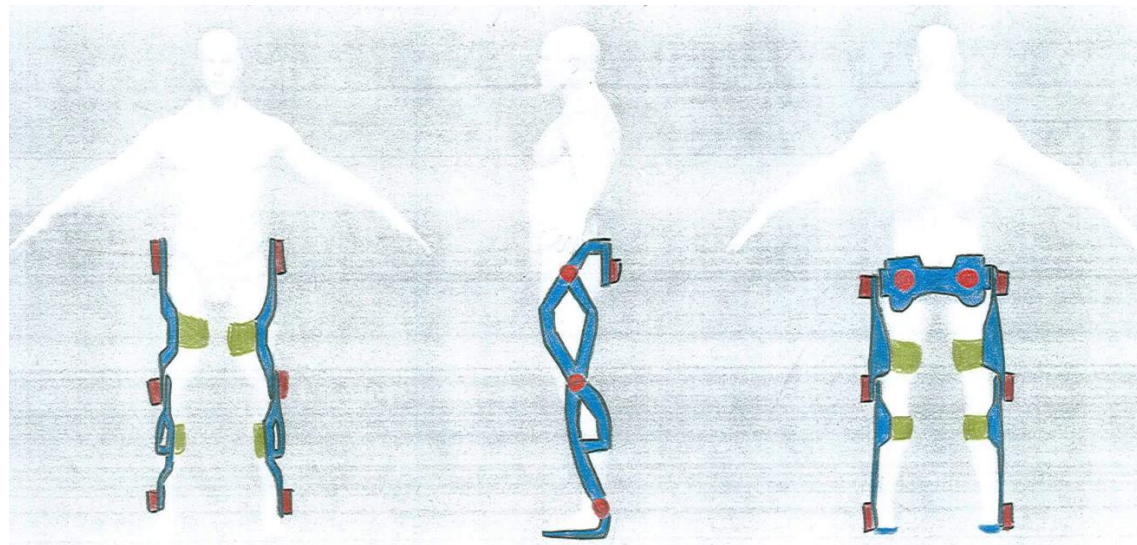


Tabla 2.6 Bocetos

Evaluación de la función soportar

La evaluación es el promedio de cinco tablas realizadas por cinco diferentes personas que tienen conocimiento del área de estudio: M.I. Serafin Castañeda Cedeño, director del proyecto, Ing. Juan Carlos Hernández Ramírez, que realizó la tesis llamada “Control de alta sensibilidad para una órtesis de rodilla”, Ing. Nelly Maribel Romero Jaimes, que hizo la tesis con título “Diseño mecánico de muletas de antebrazo para un exoesqueleto”, Marcos Chavarría Cuevas y Gaspar Antonio César Zetina quienes están realizando una tesis relacionada al diseño mecánico de tobillo y pie del exoesqueleto.

Se calificó los bocetos en un rango del 0 al 5, siendo 5 la ponderación más significativa. La calificación de cada requerimiento fue multiplicada por su importancia correspondiente de la tabla 2.1, la suma de cada uno de estos productos se refleja en la calificación total.

Requerimientos de la órtesis	Importancia	Calificación de los bocetos					
		A	B	C	D	E	F
Segura para el usuario.	9.8	4.2	4.8	4.6	4.6	4.4	4.4
Tiene estética.	6.8	3.6	4.4	4.4	4.4	4	4.2
Es cómodo.	7.8	4.4	4.2	4.4	4	4.2	4.4
Es ligero.	8.6	4.4	4	2.6	2.8	4	3.4
Es resistente.	8.6	4.2	4.4	4.6	4.6	4	4
Es fácil de colocar.	8.8	4.8	4.6	4.4	4.2	4.6	3.8
No provoca lesiones en la piel.	8.8	4.2	3.8	3	3	4	3.8
Tiene el menor material posible.	7.8	4.2	4	2.4	2.4	4	3.6
Tiene la menor cantidad de piezas.	6.6	4.6	4.4	4.2	4.2	4.2	3.8
El costo de fabricación es el mínimo.	7.4	4.6	3.4	2.8	2.8	3.8	2.4
CALIFICACIÓN TOTAL		350.28	341.28	303.52	300.36	334.6	307.44

Tabla 2.7 Evaluación de la función soportar

Con la calificación anterior se concluye que el boceto a desarrollar será el A.

Evaluación de la función sujetar

Para la función sujetar se consideró los puntos más importantes a favor y en contra, y se asignó una calificación final de acuerdo a las ventajas y desventajas expuestas, la mayor sería la mejor opción.

Requerimientos de la órtesis	Importancia	Calificación de la función sujetar			
		Cinta de velcro	Cinturón de seguridad	Cinta elástica	Cinta no elástica
Segura para el usuario.	9.8	4	4.8	3.8	3.8
Tiene estética.	6.8	4	3.5	3.5	3
Es cómodo.	7.8	4.4	4.2	3.8	3.8
Es ligero.	8.6	4.5	3	3.5	3.5
Es resistente.	8.6	4	4.8	3.5	3.5
Es fácil de colocar.	8.8	4.5	3.8	4	4
No provoca lesiones en la piel.	8.8	3.5	3.5	3.5	3.5
Tiene el menor material posible.	7.8	4	3.5	4	4
Tiene la menor cantidad de piezas.	6.6	4.5	4	4.2	4.2
El costo de fabricación es el mínimo.	7.4	4.5	3	4.5	4.5
CALIFICACIÓN TOTAL		334.72	310.82	309.1	305.7

Tabla 2.8 Evaluación de la función sujetar

Analizando la evaluación anterior se considera para el exoesqueleto el uso de velcro con hebilla de metal.

Se propone un sistema de soporte hecha con aluminio de un espesor menor a 1.5mm, tal como se presenta en la Figura 2.1 para que el velcro no tienda a resbalarse por los movimientos generados en la marcha.

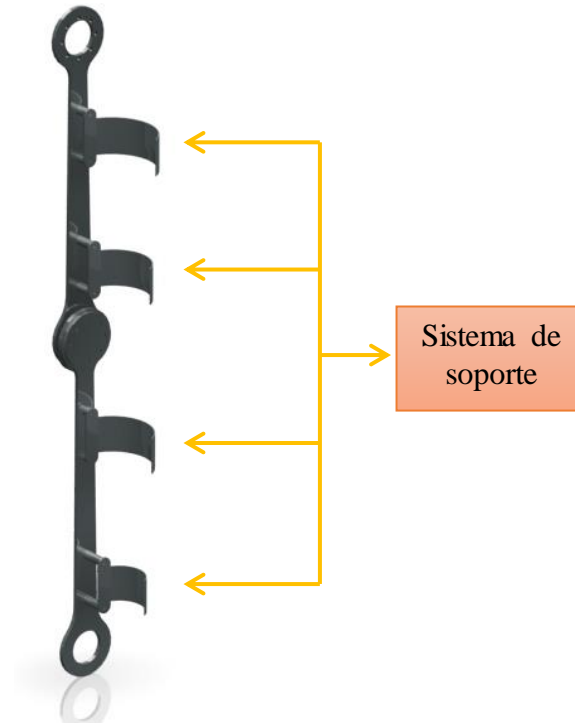


Figura 2.1 Eslabón fémur y tibia - peroné

Además del velcro, se propone usar un forro de hule espuma viscoelástico. Éste se adapta a la forma del cuerpo y disipa los esfuerzos aplicados para sujetar la órtesis.

Evaluación de la función limitar

Dado la complejidad que existe en instalar sistemas mecánicos para limitar ya existentes en algunas órtesis comerciales se propone usar un tope mecánico que sea capaz de soportar el par del motor para limitar el movimiento de extensión de la rodilla.

Capítulo III. DISEÑO MECÁNICO

Propiedades mecánicas de la fibra de carbono

La fibra de carbono es un material no metálico generado por síntesis a partir de otros compuestos que presentan una morfología fibrosa en forma de filamentos, es decir, está formado por macromoléculas generalmente orgánicas, construidas a su vez por la unión de moléculas más pequeñas que se llaman monómeros, siendo éstas principalmente poliéster y viniléster. Además presenta un contenido muy alto de carbono [30]. Es un material costoso de producir, pero presenta propiedades mecánicas muy elevadas como son:

- Alta resistencia mecánica.
- Alta rigidez (valores de 2 a 6 veces que los del acero) [30].
- Resistente a la fatiga.
- Resistente al impacto.

Existen diferentes tipos de fibra de carbono, las propiedades mecánicas que se considera para el diseño fueron otorgadas por el proveedor y son las siguientes:

Densidad	1.6 g/cm ³
Módulo de Young [E]	70 GPa
Mayor Coeficiente de Poisson [ν]	0.1
Resistencia máxima de tensión [σ_y]	0.6 GPa
Resistencia de ruptura [σ_r]	0.6 GPa

Tabla 3.1 Propiedades mecánicas de la fibra de carbono a usar

En el mercado hay los siguientes espesores de placas de fibra de carbono:

Espesor [mm]	1	1.5	2	2.5	3	3.5	4	5	6	7	8	9	10
--------------	---	-----	---	-----	---	-----	---	---	---	---	---	---	----

Tabla 3.2 Espesores de fibra de carbono comerciales

Cargas y momentos en los eslabones

Para desarrollar el análisis de elemento finito para elegir el espesor de las piezas se define las siguientes cargas:

Peso A: Es el peso del usuario más el peso de la instrumentación, reductores, baterías, cadera de la órtesis y cuatro motores correspondientes a la cadera.

Peso B: Es el peso A más el peso del eslabón del fémur más el peso de dos motores correspondientes al eslabón del fémur.

Eslabón fémur.

Primer caso: Caminado (Figura 3.1).

- Cargas en el vector j :
 - Considerando que está en la fase de balanceo del ciclo de marcha se tiene una carga dirección negativa de 100% el peso A.
 - Considerando que se tiene dos bastones de apoyo se tiene una carga de 15% [29] por cada bastón en dirección positiva, es decir, 30% el peso A.
- Cargas en el vector i :
 - Considerando que el usuario llegara a caerse se tiene una carga del 100% el peso A en dirección positiva del vector.

Segundo caso: Levantarse de una silla (Figura 3.2).

- Cargas en el vector j :
 - Considerando que hay apoyo en los dos miembros inferiores, se tiene el 50% el peso A en dirección negativa.

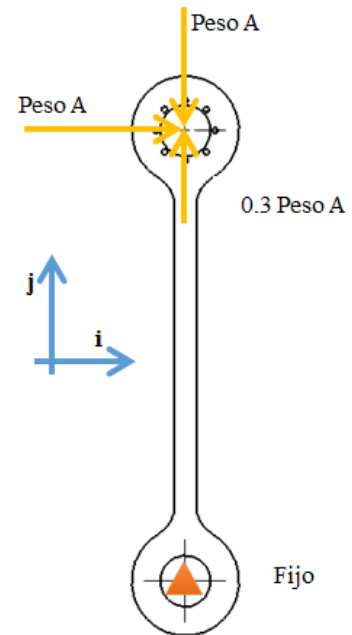


Figura 3.1 Primer caso: Caminando – Eslabón fémur.

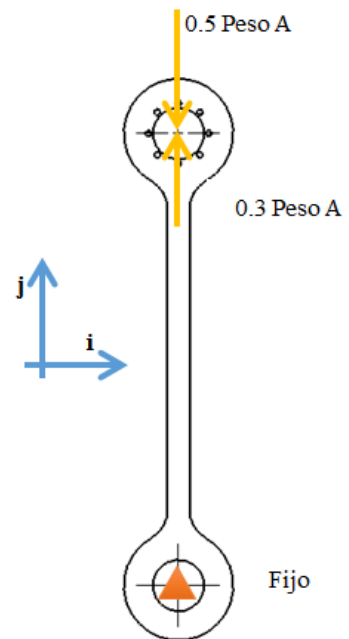


Figura 3.2 Segundo caso: Levantarse de una silla – Eslabón fémur.

- Considerando que se tiene dos bastones de apoyo para levantarse, se tiene una carga de 30% el peso A en dirección positiva.

Tercer caso: Subir escaleras (Figura 3.3).

- Cargas en el vector j:
 - Considerando que un pie está en balanceo se tiene 100% el peso A en dirección negativa.
 - Considerando que se tiene el apoyo de los dos bastones se tiene una carga del 30% el peso A en dirección positiva.
- Cargas en el vector i:
 - Considerando que el usuario llegara a caerse se tiene una carga del 100% el peso A en dirección positiva del vector.

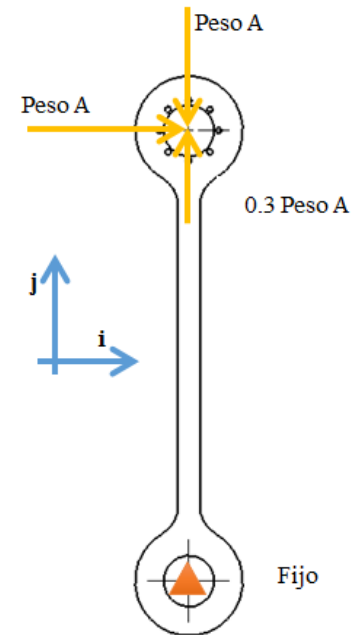


Figura 3.3 Tercer caso: Subir escaleras – Eslabón fémur.

Eslabón tibia – peroné.

Primer caso: Caminado (Figura 3.4).

- Cargas en el vector j:
 - Considerando que está en la fase de balanceo se tiene el 100% el peso B en dirección negativa del vector.
 - Considerando que se tiene dos bastones de apoyo se tiene una carga de 15% por cada bastón en dirección positiva, es decir, 30% el peso B.
- Cargas en el vector i:
 - Considerando que el usuario llegara a caerse se tiene una carga del 100% el peso B en dirección positiva del vector.

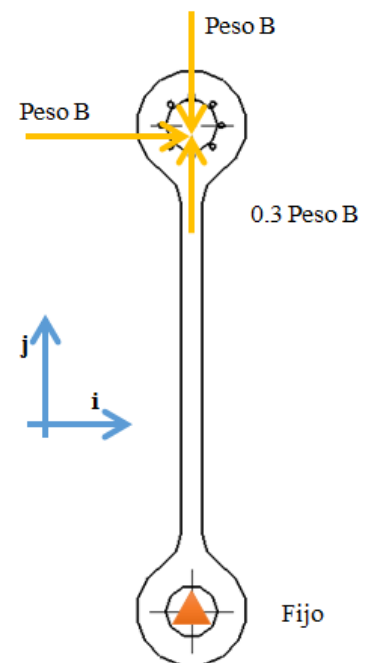


Figura 3.4 Primer caso: Caminando – Eslabón tibia - peroné.

Segundo caso: Levantarse de una silla (Figura 3.5).

- Cargas en el vector j :
 - Se tiene el 50% el peso B en dirección negativa del vector.
 - Considerando que se tiene dos bastones de apoyo para levantarse, se tiene una carga de 30% el peso B en dirección positiva del vector.
- Momento negativo en la junta superior (Depende del par del motor).

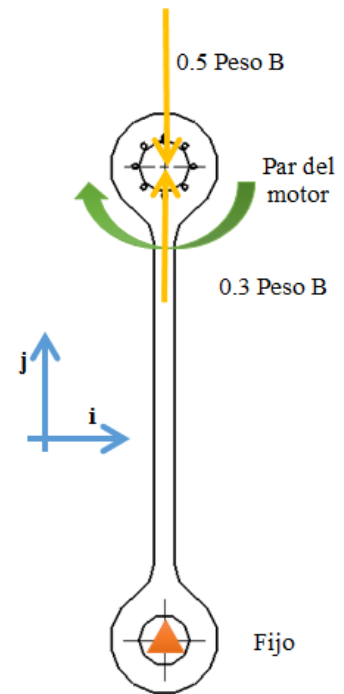


Figura 3.5 Segundo caso: Levantarse de una silla – Eslabón tibia - peroné.

Tercer caso: Subir escaleras (Figura 3.6).

- Cargas en el vector j :
 - Considerando que un pie está en balanceo se tiene 100% el peso B en dirección negativa del vector.
 - Considerando que se tiene el apoyo de los dos bastones se tiene una carga del 30% el peso B en dirección positiva.
- Cargas en el vector i :
 - Considerando que el usuario llegara a caerse se tiene una carga del 100% el peso B.
- Momento negativo en la junta superior (Depende del par del motor).

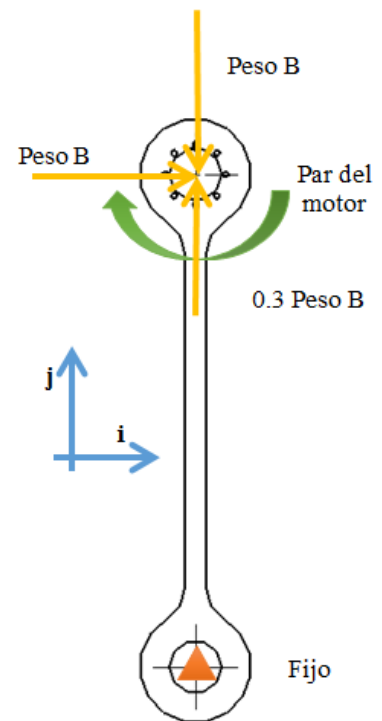


Figura 3.6 Tercer caso: Subir escaleras – Eslabón tibia - peroné.

Resumen de cargas a considerar

- Para el eslabón fémur:

Casos	Carga máxima en vector j	Carga máxima en vector i
Caminar	0.7 Peso A	Peso A
Pararse de una silla	0.2 Peso A	-
Subir escaleras	0.7 Peso A	Peso A

Tabla 3.3 Tabla de cargas del eslabón fémur.

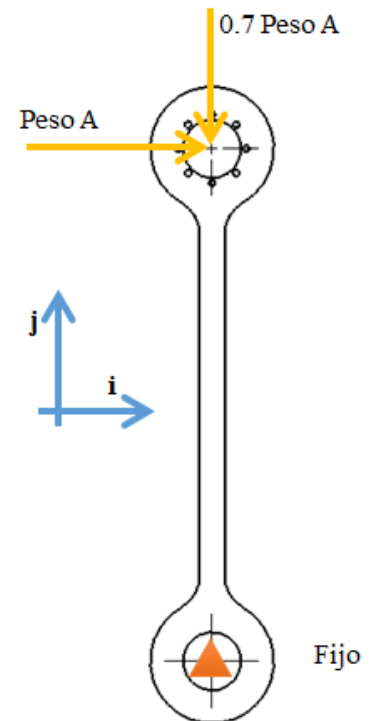


Figura 3.7 Resumen de cargas máximas en el eslabón fémur.

- Para el eslabón tibia – peroné:

Casos	Carga máxima en vector j	Carga máxima en vector i	Momento máximo negativo
Caminar	0.7 Peso B	Peso B	-
Pararse de una silla	0.2 Peso B	-	Depende del motor
Subir escaleras	0.7 Peso B	Peso B	Depende del motor

Tabla 3.4 Tabla de cargas del eslabón tibia-peroné

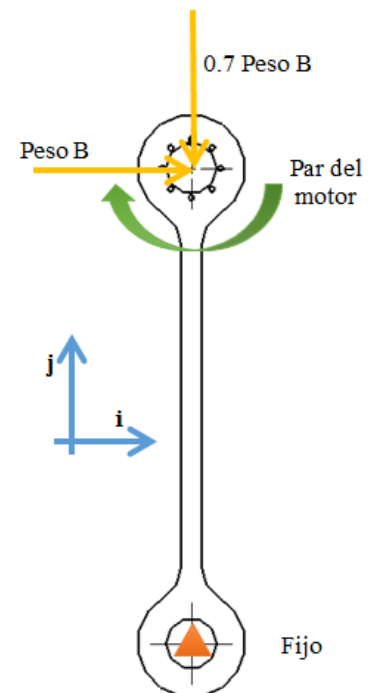


Figura 3.8 Resumen de cargas y momentos máximos en el eslabón tibia – peroné.

Se llenarán las tablas 3.3 y 3.4 con los datos que se tienen a continuación:

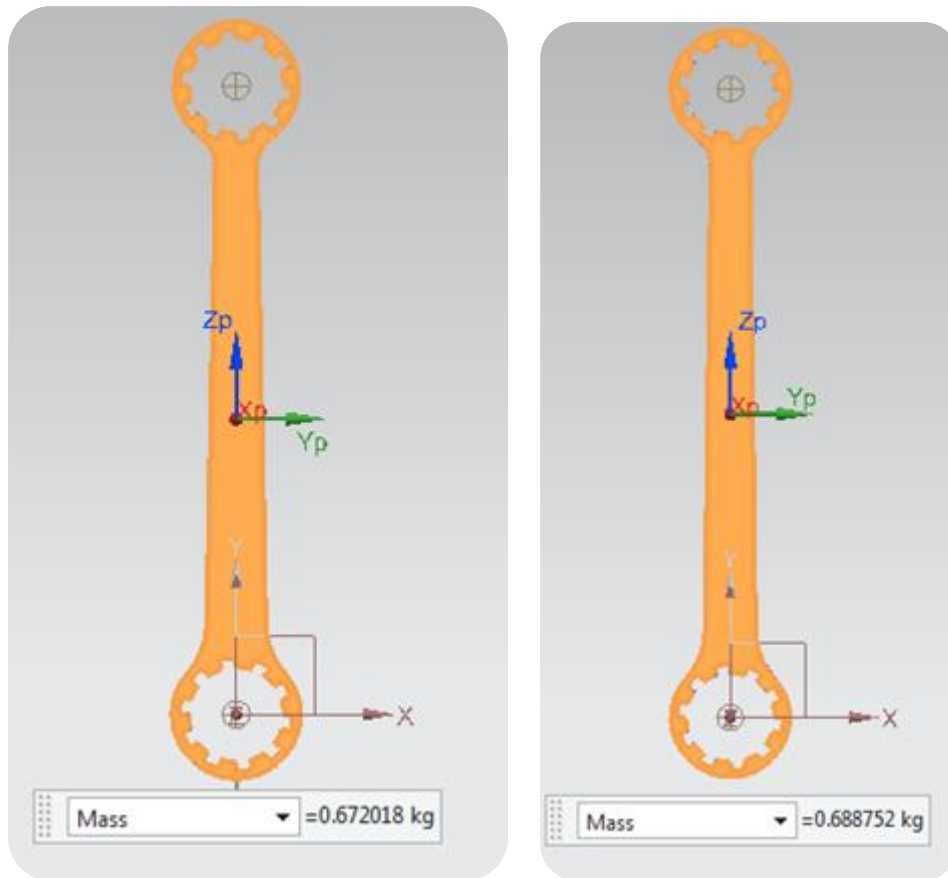


Figura 3.9 Masa del eslabón fémur y del eslabón tibia – peroné respectivamente.

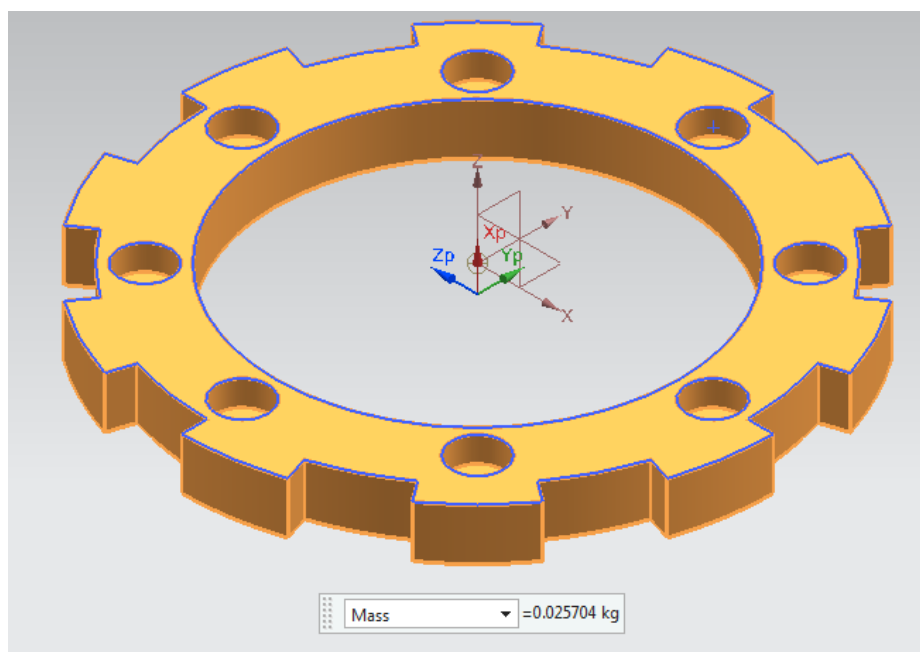


Figura 3.10 Masa elemento de aluminio

Carga del usuario.	78 kg
Carga de baterías, instrumentación, reductores y cadera de la órtesis.	20 kg
Carga de un motor [EC 90 flat]	0.6 kg
Par máximo del motor.	4.57 Nm
Carga del eslabón fémur.	0.72342 kg
Carga del eslabón tibia – peroné.	0.74016 kg

Tabla 3.5 Datos a considerar

Considerando la información anterior se tiene que:

Carga A = 100.4 kg

Carga B = 101.6885

Considerando $g=9.81 \text{ m/s}^2$ se tiene:

Peso A = 984.924 N

Peso B = 997.564 N

Entonces para el eslabón fémur corresponden los siguientes datos:

Casos	Carga máxima en vector j	Carga máxima en vector i
Caminar	689.4468 N	984.924 N
Pararse de una silla	196.9848 N	-
Subir escaleras	689.4468 N	984.924 N

Tabla 3.6 Datos numéricos del eslabón fémur

Para el eslabón tibia – peroné corresponden los siguientes datos:

Casos	Carga máxima en vector j	Carga máxima en vector i	Momento máximo negativo
Caminar	698.2948 N	997.564 N	-
Pararse de una silla	199.5128	-	4.57 Nm
Subir escaleras	698.2948 N	997.564 N	4.57 Nm

Tabla 3.7 Datos numéricos del eslabón tibia – peroné.

Selección de espesor

Considerando las cargas de la Tabla 3.6 y Tabla 3.7 se realizó la FEM de los dos eslabones con un espesor de 3mm, 6mm y 9mm. Se obtuvieron los siguientes resultados.

Eslabón fémur:

	Espesor 3mm		Espesor 6mm		Espesor 9mm	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max
Desplazamiento/Nodal [mm]	0	46.14	0	23.03	0	15.38
Rotación/Nodal [°]	0	9.723	0	4.862	0	3.241
Esfuerzo/Elemental [MPa]	0.98	809.207	0.49	404.64	0.33	269.76
Esfuerzo/Nodal [MPa]	0.98	809.207	0.49	404.64	0.33	269.76
Fuerza [N]	0	1177.77	0	1177.77	0	1177.77
Momento [N-mm]	0	0.1064	0	0.1064	0	0.1064

Tabla 3.8 Resultados de la FEM del eslabón fémur.

Eslabón tibia-peroné:

	Espesor 3mm		Espesor 6mm		Espesor 9mm	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max
Desplazamiento/Nodal [mm]	0	56.65	0	28.32	0	18.88
Rotación/Nodal [°]	0	11.260	0	5.63	0	3.753
Esfuerzo/Elemental [MPa]	0.74	871.43	0.37	435.71	0.25	298.48
Esfuerzo/Nodal [MPa]	0.74	871.43	0.37	435.71	0.25	298.48
Fuerza [N]	0	1143.52	0	1143.52	0	1143.52
Momento [N-mm]	0	0.0785	0	0.0785	0	0.0785

Tabla 3.9 Resultados de la FEM del eslabón tibia-peroné.

Analizando las tablas anteriores se descarta el espesor de 3mm ya que el esfuerzo de este caso supera el límite elástico del material que corresponde de 600MPa. El factor de seguridad se define como el límite elástico del material entre el esfuerzo máximo de Von Misses. El espesor de 6mm y 9mm cumple con ser menor al límite elástico. Sus factores de seguridad son de 1.48 y 2.22 respectivamente para el fémur y de 1.377 y 2 respectivamente para la tibia - peroné. Como consecuencia se tendría como primera opción el espesor de 9mm porque cumple con un factor de seguridad favorable comparado con los otros dos espesores, sin embargo esto implica utilizar más material. A continuación se aplicarán métodos de optimización del material en el espesor de 6mm para obtener eslabones que logren mejores resultados en la FEM.

Optimización

En la ingeniería es fundamental la aplicación de la optimización en diversas áreas para minimizar o maximizar una característica en particular, como el costo de un producto, el volumen de un contenedor o la producción de una fábrica. Según Guillem Josep Cortés Carbonell en su trabajo de tesis de maestría titulada “Desarrollo de un programa de optimización de forma de componentes mecánicos mediante optimización topológica adaptativa” define la optimización de componentes como la forma que debe de tener una pieza para minimizar (o

maximizar) una cantidad física como por ejemplo la energía de deformación, tensión máxima alcanzada, etcétera, mientras otras restricciones y variables de diseño son satisfechas. [32]

Para el desarrollo de este trabajo fue de gran ayuda e importancia desarrollar la optimización de material ya que uno de los principales objetivos es la reducción de esfuerzo para apoyar la selección de un motor adecuado. Según Cortes Carbonell éste presenta tres modos que depende mucho de qué se quiera obtener o realizar. Para este caso se requiere un eslabón con las dimensiones más reducidas posibles y que pueda soportar las cargas y momentos generados en la órtesis.

En este campo existen tres tipos de optimización:

- Optimización de tamaño o dimensionamiento, que es el buscar un espesor adecuado.
- Optimización de forma, que es encontrar la geometría adecuada del componente.
- Optimización topológica, que quita material sin afectar el objetivo a optimizar.

Se requiere maximizar la rigidez del elemento por lo que el problema de la optimización se basa en minimizar la energía de deformación $c(x)$ **(1)** que está sujeto a una fracción de área de material objetivo A^* **(2)** (para la optimización de forma) o a una fracción de volumen de material objetivo V^* **(3)** (para la optimización topológica) según corresponda la optimización que se requiera.

$$\text{Minimizar: } c(x) = \frac{1}{2} \mathbf{U}^T \mathbf{K} \mathbf{U} \quad (1)$$

Sujeto a:

$$A^* = \frac{A(x)}{A_e} \quad \text{Donde } 0 < x_{min} \leq x \leq 1 \quad (2)$$

$$V^* = \frac{V(x)}{V_e} \quad \text{Donde } 0 < x_{min} \leq x \leq 1 \quad (3)$$

La energía de deformación $c(x)$ se define según la ecuación **(1)** donde \mathbf{U} es el vector de desplazamiento y \mathbf{K} la matriz de rigidez. Para resolver la energía de

deformación se tiene el vector de fuerzas nodales F que está definida con la siguiente ecuación:

$$F = KU \quad (4)$$

El proceso de optimización realiza el cálculo de las variaciones de la respuesta de la estructura a las cargas aplicadas cuando se modifican la variable de diseño, en este caso, la variable de diseño estará relacionada con el volumen o el área del material según corresponda.

Para el cálculo de las variaciones se deriva la energía de deformación, que es la función objetivo, respecto a la variable de diseño:

$$\frac{\partial c(x)}{\partial x_e} = \frac{\partial}{\partial x_e} \left(\frac{1}{2} U^T K U \right) = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial U^T}{\partial x_e} K U + U^T \frac{\partial K}{\partial x_e} U + U^T K \frac{\partial U}{\partial x_e} \right) \quad (5)$$

El primer sumando se desarrolla:

$$\frac{\partial U^T}{\partial x_e} K U = (U K)^T \frac{\partial U}{\partial x_e} = U^T K^T \frac{\partial U}{\partial x_e} \quad (6)$$

Como K es una matriz simétrica por definición, se tiene:

$$\frac{\partial U^T}{\partial x_e} K U = U^T K \frac{\partial U}{\partial x_e} \quad (7)$$

La ecuación del vector de las fuerzas nodales definida en (4) se deriva respecto a la variable de diseño. La derivada del vector de las fuerzas nodales es cero ya que la carga aplicada es independiente de la variable de diseño:

$$\frac{\partial K}{\partial x_e} U + K \frac{\partial U}{\partial x_e} = \frac{\partial F}{\partial x_e} = 0 \quad ; \quad K \frac{\partial U}{\partial x_e} = - \frac{\partial K}{\partial x_e} U \quad (8)$$

Sustituyendo la ecuación (8) en (7) y en el tercer sumando de la ecuación (5):

$$\text{Ecuación (7): } \frac{\partial U^T}{\partial x_e} \mathbf{K} \mathbf{U} = \mathbf{U}^T \mathbf{K} \frac{\partial \mathbf{U}}{\partial x_e} = -\mathbf{U}^T \frac{\partial \mathbf{K}}{\partial x_e} \mathbf{U} \quad (9)$$

$$\text{Tercer sumando de la ecuación (5): } \mathbf{U}^T \mathbf{K} \frac{\partial \mathbf{U}}{\partial x_e} = -\mathbf{U}^T \frac{\partial \mathbf{K}}{\partial x_e} \mathbf{U} \quad (10)$$

Sustituyendo la ecuación (9) y (10) en la derivada de la energía de deformación (5) se tiene:

$$\frac{\partial c(x)}{\partial x_e} = -\frac{1}{2} \mathbf{U}^T \frac{\partial \mathbf{K}}{\partial x_e} \mathbf{U} \quad (11)$$

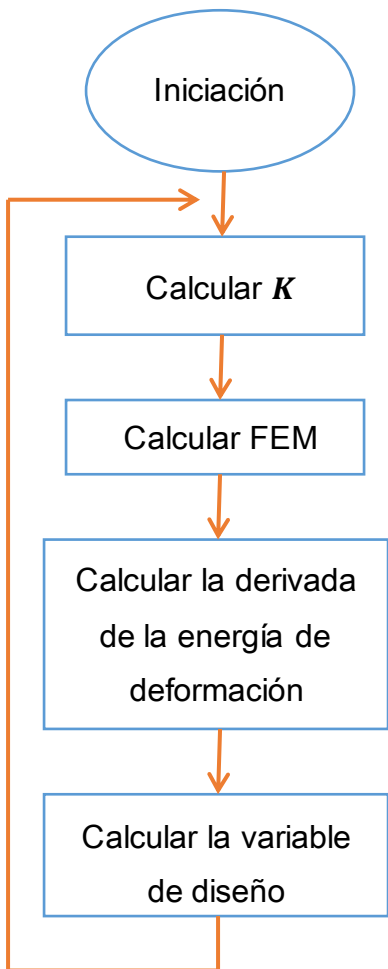


Figura 3.11 Proceso de optimización de material.

La ecuación (11) formará parte de un ciclo y será comparada con el valor anterior de cada iteración, donde dependiendo del valor de la variable de diseño será modificada (ya sea que se desplace la malla para la optimización de forma o se elimine para la optimización topológica). Se realizará el proceso tantas veces hasta que el valor de la variable de diseño sea casi cero. Al modificarse la variable de diseño en cada iteración también se modifica la variación de la respuesta de la estructura a las cargas aplicadas, en cada iteración se buscará que esta variación sea cercana a cero para así obtener la estructura más óptima.

Para explicar por qué la optimización es un proceso iterativo se apoyará con el diagrama de la Figura 3.11.

En la inicialización se tiene un primer análisis de elemento finito donde se asigna a todos los elementos de la malla el valor de la fracción de área A^* o volumen V^* .

La parte iterativa es:

- 1) Se calcula la matriz de rigidez K teniendo en cuenta los vectores de desplazamiento y fuerza (se toma también en cuenta en la primera iteración el primer análisis de elemento finito realizado en la inicialización, posteriormente éste dato se irá actualizando con las iteraciones siguientes)
- 2) Mediante la FEM, que es un método numérico para solucionar ecuaciones diferenciales, se calcula los desplazamientos.
- 3) Se calcula la derivada de la energía de deformación respecto a la variable de diseño.
- 4) Se calcula las nuevas variables de diseño que serán los nuevos pesos para la nueva iteración y se repite el proceso.

Para realizar este proceso en los eslabones fémur y tibia - peroné se apoyó del software NX que tiene la posibilidad de desarrollar la optimización de forma y la optimización topológica después de haber desarrollado la FEM.

En la optimización de forma se realizaron cinco ciclos y los resultados de los valores máximos fueron los siguientes.

Para el fémur:

Número de ciclo	0	1	2	3	4	5
Desplazamiento/Nodal [mm]	23.07	20.39	18.22	16.88	16.24	15.93
Rotación/Nodal [°]	4.862	4.448	4.116	3.910	3.813	3.765
Esfuerzo/Elemental [MPa]	404.64	358.47	320.11	296.62	285.46	279.79
Esfuerzo/Nodal [MPa]	404.64	358.47	320.11	296.62	285.46	279.79
Fuerza [N]	1177.77	1156.60	1140.28	1130.85	1125.73	1123.15
Momento [N-mm]	0.1064	0.1032	0.1006	0.0989	0.0980	0.0976
Desplazamiento optimizado/nodal [mm]	0	1.036	2.014	2.692	3.035	3.211
Magnitud del desplazamiento optimizado/ nodal [mm]	0	1.036	2.014	2.692	3.035	3.211

Tabla 3.10 Resultados de la Optimización de forma del eslabón fémur

Para la tibia – peroné:

Número de ciclo	0	1	2	3	4	5
Desplazamiento/Nodal [mm]	28.32	25.06	22.42	20.83	19.91	19.46
Rotación/Nodal [°]	5.63	5.671	5.644	5.594	5.532	5.495
Esfuerzo/Elemental [MPa]	435.71	385.47	343.64	336.55	332.81	330.81
Esfuerzo/Nodal [MPa]	435.71	385.47	343.64	336.55	332.81	330.81
Fuerza [N]	1143.52	1121.25	1104.4	1095.46	1089.71	1086.89
Momento [N-mm]	0.0785	0.0785	0.0786	0.0787	0.0788	0.0788
Desplazamiento optimizado/nodal [mm]	0	1.038	2.022	2.685	3.093	3.3
Magnitud del desplazamiento optimizado/ nodal [mm]	0	1.038	2.022	2.685	3.093	3.3

Tabla 3.11 Resultados de la Optimización de forma del eslabón fémur

Se puede observar en las dos tablas que el desplazamiento optimizado es muy pequeño pero tiene alto impacto al reducir el esfuerzo notablemente, obteniendo como resultado un factor de seguridad de 2.14 y 1.81 correspondientes al eslabón fémur y tibia – peroné respectivamente.

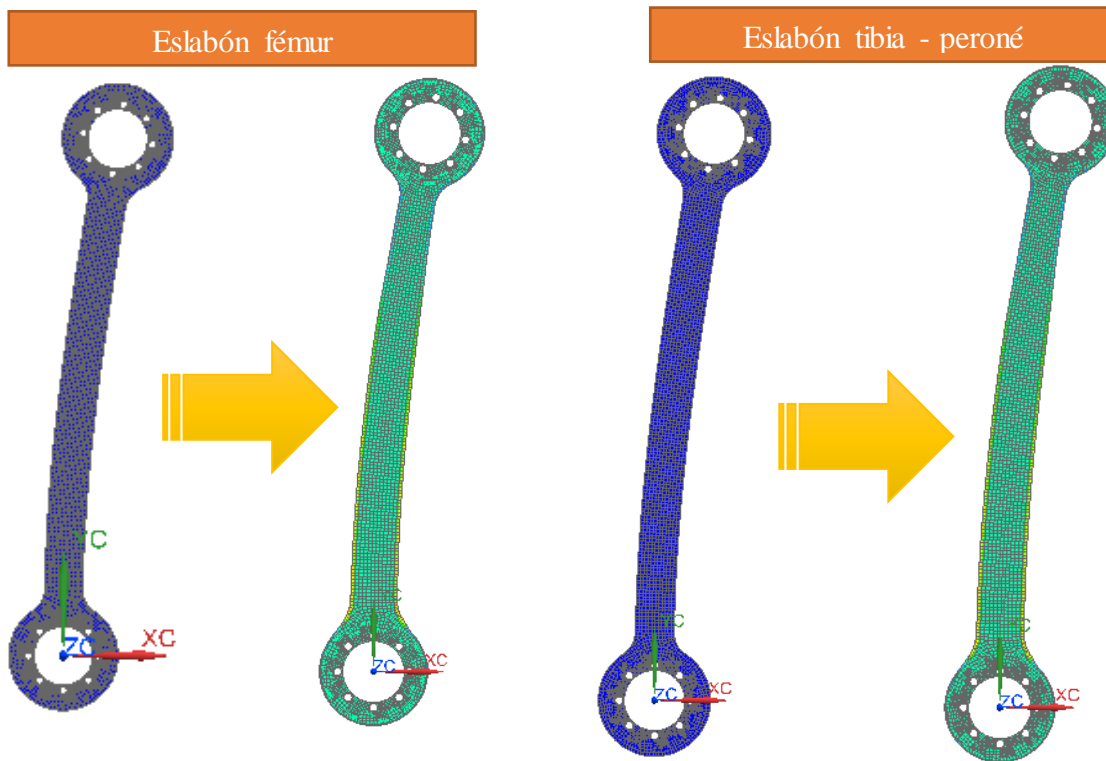


Figura 3.12 Eslabón inicial y eslabón optimizado del fémur y tibia – peroné.

En la optimización topológica se analizaron tres casos donde la función objetivo era obtener el 75%, 50% y 25% del material total sin descuidar minimizar el esfuerzo.

Para el fémur se tiene los siguientes resultados:

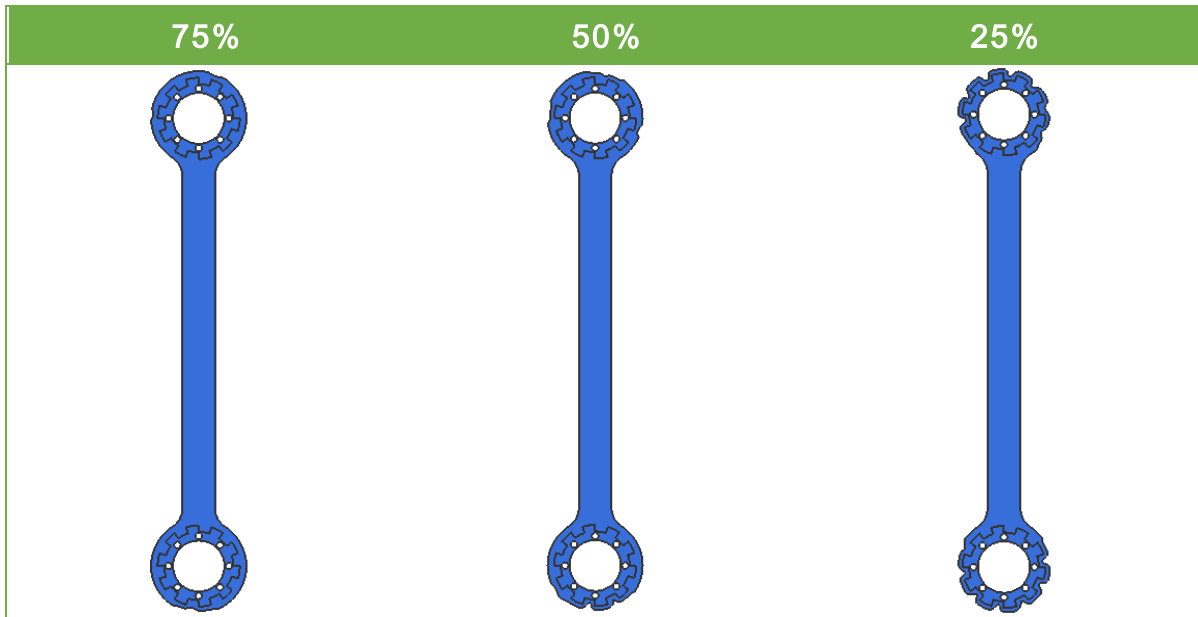


Tabla 3.12 Resultados de la Optimización topológica del eslabón fémur

Y para la tibia:

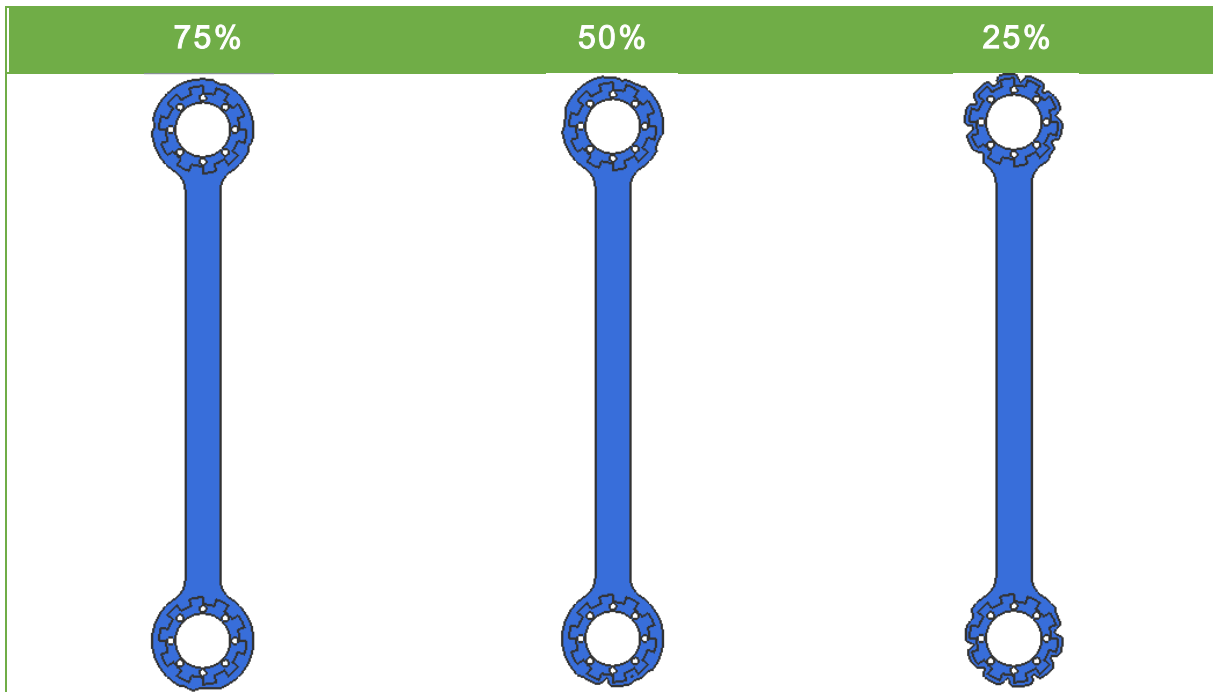


Tabla 3.13 Resultados de la Optimización topológica del eslabón tibia – peroné

Se puede observar que las tres iteraciones que se realizaron en la optimización fue eliminar material en la parte donde se colocará el motor. Igual se observa en el Apéndice F que los esfuerzos se mantienen relativamente igual en las tres iteraciones. Con lo anterior se concluye no usar la optimización topológica en el diseño de los eslabones porque la fabricación de la geometría expuesta resulta ser muy complicada y costosa y no beneficia en la reducción de esfuerzos.

Tope mecánico

Dado que la rodilla presenta un movimiento de extensión muy pequeña (máximo 4°) es necesario limitar este movimiento. En el diseño conceptual se propuso un tope mecánico. Para realizar el análisis es necesario enfatizar que el esfuerzo que realizará el tope depende del par del motor. El dato de éste es de 4.57Nm . Con el dato del par se calcula la fuerza tangencial que es el resultado del producto del par del motor por la distancia del eje del motor al tope.

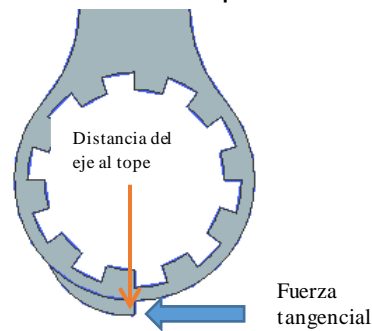


Figura 3. Fuerza tangencial

Los resultados del análisis del elemento finito, utilizando nylamid, fueron los siguientes:

	Min	Max
Desplazamiento/Nodal [mm]	0	3.17×10^{-4}
Rotación/Nodal [$^\circ$]	0	0
Esfuerzo/Elemental [MPa]	0.05	4.392
Esfuerzo/Nodal [MPa]	0.04	7.661
Fuerza [N]	0	13.44
Momento [N-mm]	0	0

Tabla 3.14 Resultados de la FEM del tope mecánico

Con lo anterior se puede concluir que el tope no se deformará ya que el esfuerzo es mucho menor que el esfuerzo de ruptura del nylamid (82.7MPa), por lo que se considera viable para el presente diseño.

Selección de la sujeción

Para la sujeción se propone usar aluminio porque su manufacturación es más económica que la fibra de carbono. Para la selección del espesor se considerará el análisis de elemento finito de tres casos: 0.5 mm, 1mm y 1.5 mm. Es necesario el uso de roladora para realizar la curvatura que se moldeará a la parte del cuerpo según corresponda.

Antes de empezar el análisis se tienen los siguientes datos que son tomados de la información de la tabla B.1 y B.2 del apéndice B de la presente tesis.

$L_{CMmuslo} (mm)$	178.958
$L_{CMpierna} (mm)$	191.953

Tabla 3.15 Datos antropométricos de localización del centro de masas de los segmentos muslo y tibia del usuario

Parte del cuerpo	Masa [kg]
Muslo	7.8
Tibia	3.627

Tabla 3.16 Datos antropométricos de masa de los segmentos muslo y tibia del usuario

El punto más crítico de las sujeciones será cuando toda la pierna esté totalmente levantada, ahí es cuando las sujeciones soportaran el peso del fémur y de la tibia-peroné.

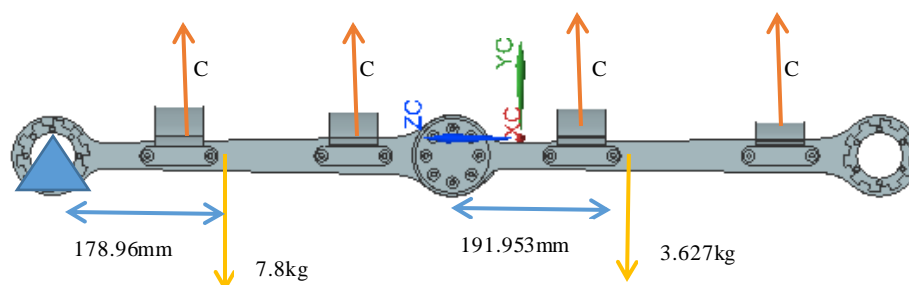


Figura 3.13 Diagrama del cuerpo libre de las sujeciones

Para calcular C tenemos que:

$$4C = 11.423kg \quad (12)$$

$$C = 2.8767kg \quad (13)$$

Con C se procede a realizar el análisis de elemento finito de cada uno de las sujeciones.

Para el aluminio se tiene los siguientes resultados:

Sujeción fémur superior:

	Espesor 0.5mm		Espesor 1mm		Espesor 1.5mm	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max
Desplazamiento/Nodal [mm]	0	158.57	0	21.61	0	6.759
Rotación/Nodal [°]	0	0	0	0	0	0
Esfuerzo/Elemental [MPa]	0.05	320.83	0.3	92.65	0.25	46.33
Esfuerzo/Nodal [MPa]	0.04	1840.95	0.2	208.45	0.25	101.99
Fuerza [N]	0	56.81	0	52.43	0	51.88
Momento [N-mm]	0	0	0	0	0	0

Tabla 3.17 Resultados de la FEM de la sujeción fémur superior de aluminio

Sujeción fémur inferior:

	Espesor 0.5mm		Espesor 1mm		Espesor 1.5mm	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max
Desplazamiento/Nodal [mm]	0	94.86	0	12.74	0	4.019
Rotación/Nodal [°]	0	0	0	0	0	0
Esfuerzo/Elemental [MPa]	0	281.36	0.1	79.1	0	43.44
Esfuerzo/Nodal [MPa]	0.03	942.47	0.1	164.5	0.1	87.77
Fuerza [N]	0	35.22	0	45.52	0	45.26
Momento [N-mm]	0	0	0	0	0	0

Tabla 3.18 Resultados de la FEM de la sujeción fémur inferior de aluminio

Sujeción tibia – peroné superior:

	Espesor 0.5mm		Espesor 1mm		Espesor 1.5mm	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max
Desplazamiento/Nodal [mm]	0	118.51	0	16.88	0	5.298
Rotación/Nodal [°]	0	0	0	0	0	0
Esfuerzo/Elemental [MPa]	0.1	304.78	0.03	84.88	0	46.91
Esfuerzo/Nodal [MPa]	0.01	1569.45	0.01	180.25	0.01	91.99
Fuerza [N]	0	48.92	0	51.89	0	52.70
Momento [N-mm]	0	0	0	0	0	0

Tabla 3.19 Resultados de la FEM de la sujeción tibia-peroné superior de aluminio

Sujeción tibia – peroné inferior:

	Espesor 0.5mm		Espesor 1mm		Espesor 1.5mm	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max
Desplazamiento/Nodal [mm]	0	32.39	0	4.436	0	1.43
Rotación/Nodal [°]	0	0	0	0	0	0
Esfuerzo/Elemental [MPa]	0	194.16	0.01	56.50	0	33.09
Esfuerzo/Nodal [MPa]	0.01	434.77	0.01	122.93	0.1	62.45
Fuerza [N]	0	21.31 N	0	23.4 N	0	23.96 N
Momento [N-mm]	0	0	0	0	0	0

Tabla 3.20 Resultados de la FEM de la sujeción tibia-peroné inferior de aluminio

Con estos resultados se observa que el espesor de 0.5 presenta esfuerzos nodales más grandes que el esfuerzo de cedencia del aluminio, que es de 270MPa, por lo que queda descartado. Por otro lado, el espesor 1.5 presenta un esfuerzo muy pequeño comparado con los anteriores. Dado lo anterior se elige el espesor de 1mm para el diseño de las sujeciones.

Selección del eje

En la tesis “Diseño Mecánico de un exoesqueleto de cadera y rodilla” de Martín Miguel Luna Jurado y Carlos Andrés Rodríguez López se planteó el diseño del eje considerando que éste tendría que soportar 120kg de carga, es decir, 1177.2 N,

utilizando el método descrito en el libro de “Diseño de elementos de máquinas” del autor Mott donde se obtuvo un resultado de 19.9 mm. Sin embargo se volverá a calcular el diámetro mínimo utilizando el mismo método expuesto en el libro de Mott con los elementos presentes de esta tesis. El siguiente diagrama se apoya del diseño que obtuvieron Luna Jurado y Rodríguez López de su tesis:

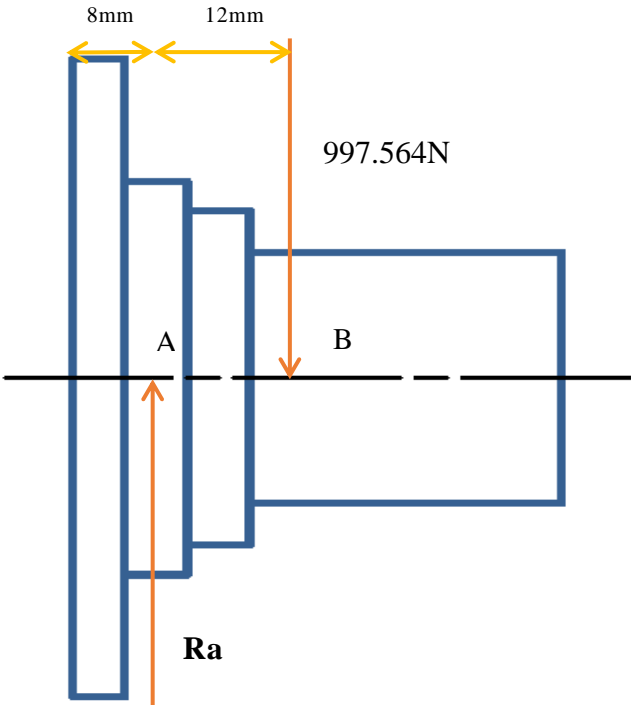


Figura 3.14 Eje con los puntos de las fuerzas ejercidas.

El eje se analizará como una viga en voladizo donde tiene una carga puntual en el punto B:

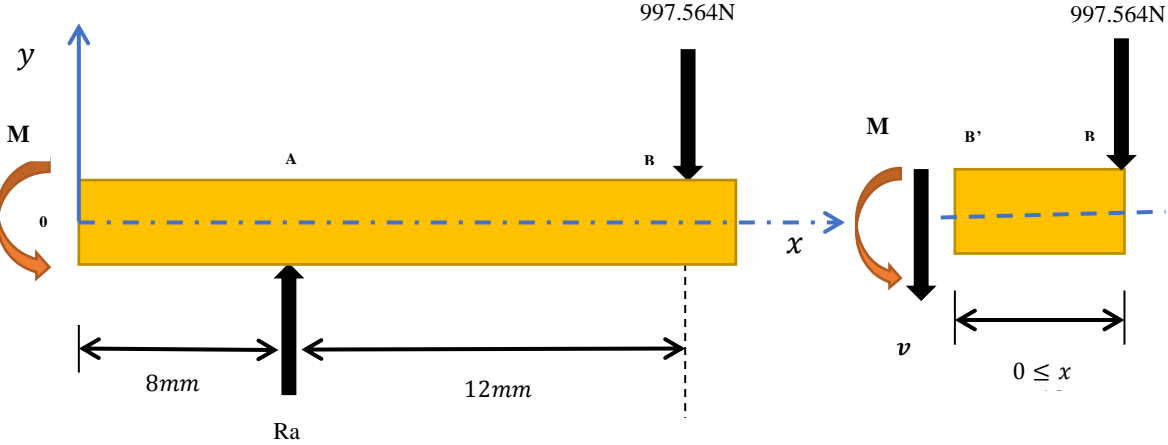


Figura 3.15 Diagrama de carga en el eje y en el tramo BB'

Se procede a calcular las reacciones:

$$\sum F_y: R_a - 997.564N = 0; R_a = 997.564N \quad (14)$$

$$\sum M_A: M - 997.564N(0.012m) = 0; M = 11.97Nm \quad (15)$$

Diagrama de esfuerzos cortantes:

Tramo BB':

$$\sum F_y = 0 \quad (16)$$

$$-v - 997.564N = 0 \quad (17)$$

$$v = -997.564N \quad (18)$$

Diagrama de momentos flexionantes:

$$\sum M_B = 0 \quad (19)$$

$$M_B - 997.564(x) = 0 \quad (20)$$

$$M_B = \begin{cases} x = 0 & M_B = 0 \\ x = 12 & M_B = 11.97 Nm \end{cases} \quad (21)$$

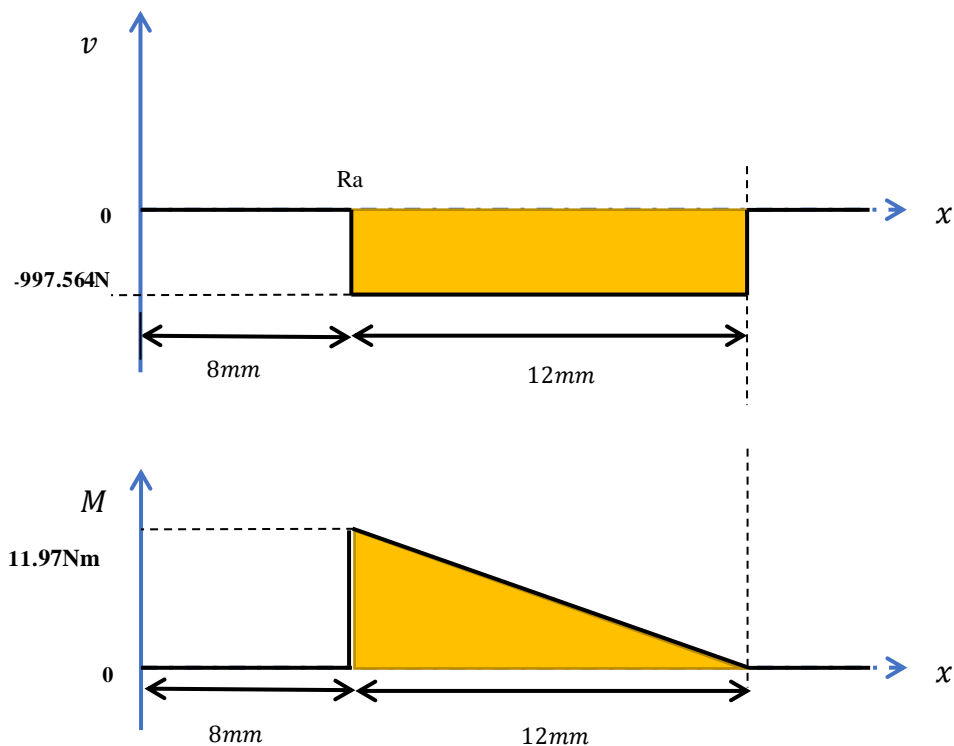


Figura 3.15 Diagramas de fuerza cortante y momento flexionante

Para obtener el diámetro mínimo se tomará la siguiente ecuación que es tomada del libro ya antes mencionado:

$$D = \left[\frac{32N}{\pi} \sqrt{\left(\frac{K_t M}{s'_n}\right)^2 + \frac{3}{4} \left(\frac{T}{S_y}\right)^2} \right]^{\frac{1}{3}} \quad (22)$$

Dónde:

- N Factor de diseño [adimensional]
- s'_n Resistencia a la fatiga modificada [Pa]
- K_t Factor geométrico de la concentración de esfuerzos [adimensional]
- M Momento flexionante del eje [Nm]
- T Par máximo del eje [Nm]
- S_y Límite de elasticidad del material [Pa]

Variable	Valor
N	Se usará el valor de $N=2$, que es el más común para materiales dúctiles.
s'_n	$s'_n = s_n C_R C_S$ (23) Dónde: s_n Resistencia de la fatiga del material C_R Factor de confiabilidad C_S Factor de tamaño Considerando las tablas ubicadas en la página 175 del libro se tiene: $C_R = 0.81$ $C_S = 0.92$, considerando un diámetro mínimo de 15mm $s'_n = (98.1[MPa])(0.81)(0.92)$ (24) $s'_n = 73.104[MPa]$ (25)
K_t	Debido a los cambios de diámetro del eje se recomienda hacer uso de un valor de $K_t = 3$
T	Se considerará un par máximo de $T=100Nm$

Tabla 3.21 Variables a considerar para el diámetro mínimo

Teniendo lo anterior se procede a sustituir variables.

$$D = \left[\frac{32(2)}{\pi} \sqrt{\left(\frac{(3)(11.97Nm)}{73.104 \cdot 10^6 Pa} \right)^2 + \frac{3}{4} \left(\frac{100Nm}{270 \cdot 10^6 Pa} \right)^2} \right]^{\frac{1}{3}} \quad (26)$$

Resolviendo en Mathematica (anexado en Apéndice G) se tiene un diámetro mínimo de 22.86 mm para el diseño del eje.

Selección de rodamiento radial

El uso del rodamiento radial servirá para dos cosas, una será para permitir el movimiento de flexión – extensión de la rodilla y la otra para soportar los esfuerzos radiales de la órtesis. Existe una extensa clasificación y capacidades en estos elementos. Para este caso y tomando en cuenta el análisis de la tesis de Luna Jurado y Rodríguez López [13] se eligió utilizar rodamientos radiales de bolas de una hilera por sus características en las capacidades presentadas ya que resulta ser bueno en la capacidad de carga, aceptable en la capacidad de carga axial o de empuje y aceptable en la capacidad de desalineación. [31]

Para elegir el rodamiento es necesario calcular la carga dinámica que está definida por:

$$C = \left(P_d * \frac{L_d}{10^6} \right)^{\frac{1}{k}} \quad (27)$$

Dónde:

- P_d Carga radial del rodamiento [kN]
- L_d Duración nominal
- k Factor entre carga y duración del rodamiento ($k = 3$ rodamiento de bolas)

Variable	Valor
P_d	$P_d = 997.564$ que es la carga máxima radial
L_d	$L_d = hv \left(60 \frac{\text{min}}{h} \right) \quad (28)$ <p>Dónde:</p> <p style="text-align: center;">h Duración de diseño en horas</p> <p style="text-align: center;">v velocidad en RPM</p> <p>Para los datos anteriores se considerará para $h = 1200$ horas y $v = 31.41$rpm. [13] Por lo que tenemos lo siguiente:</p> $L_d = (1200)(31.41) \left(60 \frac{\text{min}}{h} \right) \quad (29)$ $L_d = 2.26152 \times 10^6 \quad (30)$

Tabla 3.22 Variables a considerar para la carga dinámica

Sustituyendo datos tenemos que:

$$C = \left(997.564 \text{ kN} * \frac{2.26152 \times 10^6}{10^6} \right)^{\frac{1}{3}} \quad (31)$$

$$C = 13.1153 \text{ N} = 0.01311 \text{ kN} \quad (32)$$

La siguiente restricción son las características físicas del rodamiento, que fueron 9 mm de ancho y 30 mm de diámetro interno. Se tiene el siguiente rodamiento de SKF que cumple con las características físicas y que ya anteriormente se ha utilizado en la tesis de Luna [13]: 61906 – 2RS1.

La carga dinámica del rodamiento propuesto es de 7.28 kN, que es notablemente mayor a la carga dinámica calculada.

Selección de rodamiento axial

A diferencia del rodamiento radial, la utilización de un rodamiento axial será de utilidad para soportar las cargas que puedan ocasionarse en esta dirección. Se procede con la misma ecuación utilizada anteriormente para calcular la carga dinámica, la única diferencia será el valor de k , que en este caso toma un valor de 3.3, que es un valor para rodamientos de rodillos.

$$C = \left(997.564 * \frac{2.26152 \times 10^6}{10^6} \right)^{\frac{1}{3.3}} \quad (33)$$

$$C = 10.379N = 0.010379kN \quad (34)$$

Igual que el rodamiento anterior, habrá una restricción física del presente rodamiento que es un diámetro interior de 40 mm. Se tiene el siguiente rodamiento de SKF que también fue utilizado en la tesis de Luna [13]: K81108TN.

La carga dinámica del rodamiento expuesto es de 43 kN que es mucho mayor a la carga dinámica calculada.

Resultado final

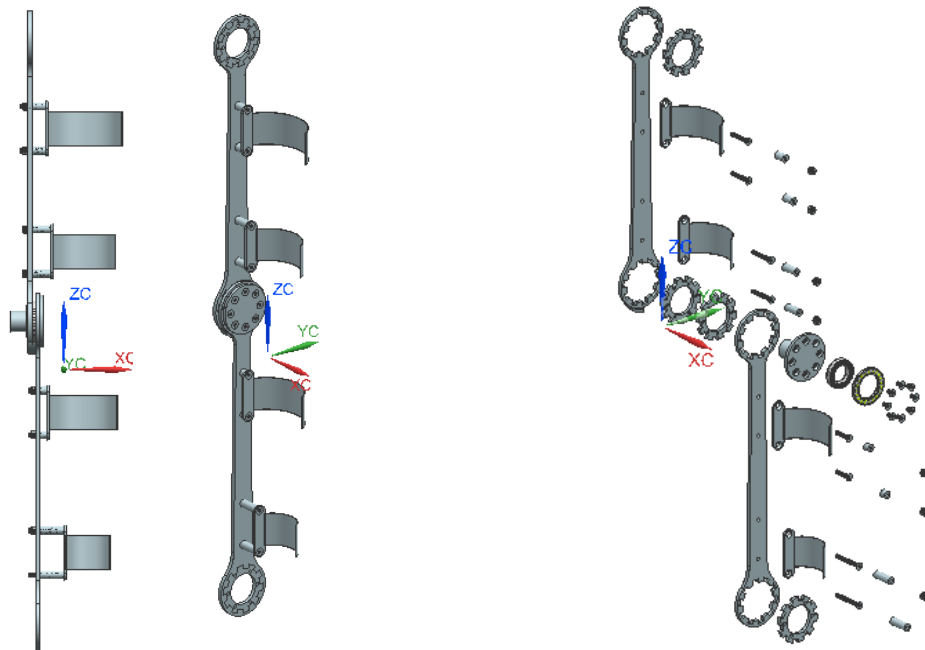


Figura 3.16 Ensamble y explosivo de la pierna derecha.

La estructura de los dos eslabones es de fibra de carbono y fue optimizado para disminuir los esfuerzos presentados en cada eje. Se diseñó una estrella de aluminio para que éste pudiera ser acoplado al eje de aluminio y al mismo tiempo que se optimizó las piezas en las tres formas posibles (de tamaño, de forma y topologica) se analizaron los esfuerzos presentados en la estrella. Se diseñó un tope mecánico para limitar el movimiento de extensión de la rodilla. El espesor de todas las sujeciones fue de 1mm que fue obtenido de la selección de analisis de elemento finito de tres opciones posibles. Finalmente se obtuvieron el diámetro mínimo del eje y los rodamientos radial y axial a utilizar utilizando el método expuesto en el libro Mott.

En la figura 3.17 se observa la utilización de espaciadores, que se propone que sean de aluminio, para que la órtesis esté paralela a la rodilla. Todos los tornillos son allen de cabeza plana y tienen diferente tamaño. Los utilizados en el eje son de M6x10, en la sujeción superior del fémur son de M6x40, en la sujeción inferior del fémur son de M6x45, en la sujeción superior de la tibia – peroné son de M6x30 y finalmente en la sujeción inferior de la tibia – peroné son de M6x55.

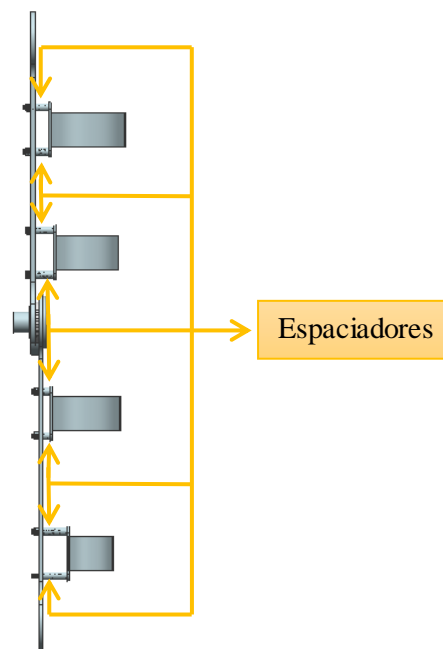


Figura 3.17 Espaciadores de la pierna derecha.

El peso total de toda una pierna es el siguiente:

Elemento	Cantidad	Peso unitario [kg]	Peso total [kg]
Eje	1	0.1624	0.1624
Eslabón fémur	1	0.6720	0.6720
Eslabón tibia – peroné	1	0.6887	0.6887
Estrella superior	2	0.02570	0.0514
Estrella inferior	2	0.03152	0.06304
Sujeción fémur superior	1	0.02956	0.02956
Sujeción fémur inferior	1	0.02683	0.02683
Sujeción tibia – peroné superior	1	0.02833	0.02833
Sujeción tibia – peroné inferior	1	0.02219	0.02219
Separador fémur superior	2	0.00511	0.01022
Separador fémur inferior	2	0.007154	0.014308
Separador tibia – peroné superior	2	0.00255	0.0051
Separador tibia – peroné inferior	2	0.00894	0.01788
TOTAL			1.79195

Tabla 3.23 Peso total del sistema mecánico de una pierna

Con lo anterior se concluye que el sistema mecánico de una pierna pesaría aproximadamente 1.79kg.

Capítulo IV. ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

Anteriormente en el diseño mecánico se utilizó el análisis de elemento finito para poder seleccionar los elementos que conformaran la órtesis. Primero se eligió el espesor a trabajar y luego se optimizó su geometría.

En la siguiente tabla se observa la comparación de los dos eslabones antes y después de ser optimizada:

Para el fémur:

	Sin optimización		Con optimización	
	Min	Max	Min	Max
Desplazamiento/Nodal [mm]	0	23.03	0	15.93
Rotación/Nodal [°]	0	4.862	0	3.765
Esfuerzo/Elemental [MPa]	0.49	404.64	0.25	279.79
Esfuerzo/Nodal [MPa]	0.49	404.64	0.25	279.79
Fuerza [N]	0	1177.77	0	1123.15
Momento [N-mm]	0	0.1064	0	0.0976

Tabla 4.1 Comparación de los resultados de la FEM del eslabón fémur sin optimización y con optimización.

Para la tibia - peroné:

	Sin optimización		Con optimización	
	Min	Max	Min	Max
Desplazamiento/Nodal [mm]	0	28.32	0	19.46
Rotación/Nodal [°]	0	5.63	0	5.495
Esfuerzo/Elemental [MPa]	0.37	435.71	0.9	330.81
Esfuerzo/Nodal [MPa]	0.37	435.71	0.9	330.81
Fuerza [N]	0	1143.52	0	1086.89
Momento [N-mm]	0	0.0785	0	0.0788

Tabla 4.2 Comparación de los resultados de la FEM del eslabón tibia - peroné sin optimización y con optimización.

Para visualizar mejor los resultados se calculará el factor de seguridad considerando que el límite elástico de la fibra de carbono es de 600MPa.

Para fémur:

	Sin optimización	Con optimización
Factor de seguridad	1.48	2.14

Tabla 4.3 Factor de seguridad del eslabón fémur

Para la tibia - peroné:

	Sin optimización	Con optimización
Factor de seguridad	1.377	1.813

Tabla 4.4 Factor de seguridad del eslabón tibia - peroné

El análisis anterior que se realizó fue estático, por esta razón se tiene que considerar un factor de seguridad alto debido a las fuerzas y momentos generados en la dinámica. El factor de seguridad que se consideró viable fue mayor a 1.5 y como se puede observar en la Tabla 4.3 y 4.4 sin la optimización es probable que se hubiera optado por aumentar el espesor de la pieza pero gracias a esta herramienta se logró obtener una geometría viable que soportara las cargas y además fuera mayor al factor de seguridad objetivo.

Para las sujeciones se tienen los siguientes resultados:

	Sujeción fémur superior		Sujeción fémur inferior		Sujeción tibia – peroné superior		Sujeción tibia – peroné inferior	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max
Desplazamiento/Nodal [mm]	0	21.61	0	12.74	0	16.88	0	4.436
Rotación/Nodal [°]	0	0	0	0	0	0	0	0
Esfuerzo/Elemental [MPa]	0.3	92.65	0.1	79.1	0.03	84.88	0.01	56.50
Esfuerzo/Nodal [MPa]	0.2	208.45	0.1	164.5	0.01	180.25	0.01	122.93
Fuerza [N]	0	52.43	0	45.52	0	51.89	0	23.4 N
Momento [N-mm]	0	0	0	0	0	0	0	0

Tabla 4.5 Resultados de la FEM de las sujeciones de aluminio

Para el aluminio utilizado (6061) el límite a la fluencia es de 270MPa, el factor de seguridad calculado para cada sujeción es el siguiente:

	Sujeción fémur superior	Sujeción fémur inferior	Sujeción tibia – peroné superior	Sujeción tibia – peroné inferior
Factor de seguridad	2.91	3.41	3.18	4.78

Tabla 4.6 Factor de seguridad de las sujeciones

Con la tabla 4.6 se puede concluir que el factor de seguridad es mucho mayor al factor de seguridad considerado, por lo que las sujeciones son viables para cumplir su función.

Para los rodamientos se obtuvieron los siguientes resultados:

	Carga dinámica calculada [kN]	Carga dinámica del rodamiento [kN]
Rodamiento radial	0.0131	7.28
Rodamiento axial	0.0103	43

Tabla 4.7 Carga dinámica de los rodamientos

Con los resultados de la carga dinámica calculada comparados con la carga dinámica que puede soportar el rodamiento se concluye que es muy sobrado el resultado obtenido y esto es debido a que los rodamientos son fabricados para cuestiones industriales por lo que la única restricción que tiene este par de rodamientos es sólo la cuestión geométrica.

CONCLUSIONES

Se planteó como objetivo el diseño del sistema mecánico de pierna y rodilla de una órtesis para un paciente que padece paraplejia con un nivel de lesión T5 completa. Para cumplir el objetivo fue necesario realizar una extensa investigación acerca del estado del arte de los exoesqueletos, la paraplejia, la biomecánica y los grados de movimiento del miembro inferior y el ciclo de marcha.

Teniendo ya un panorama favorable acerca del problema a abordar se realizó el diseño conceptual de la órtesis donde primero se enlistaron los requerimientos para que expertos sobre el área del conocimiento pudieran evaluar los bocetos que se realizaron, esto con el objetivo de no inclinarse hacia un boceto en particular y que la evaluación fuera lo más profesional posible. Se propusieron elementos para sujetar, que fue realizar sujeciones de aluminio y la utilización de velcro, porque tiene soporte en toda la cinta, y hule viscoelástico (que es mejor conocido como memory form), para disipar los esfuerzos aplicados al sujetar la órtesis. También en esta parte del diseño se enlistaron las especificaciones técnicas donde la calificación de su importancia fue obtenida con la QFD. Éste se obtuvo con la relación de los requerimientos de la órtesis.

Se realizó el diseño mecánico de cada uno de los elementos que conforman la órtesis. Para empezar, se propuso el material para elaborar los eslabones: fibra de carbono. A pesar de su alto costo de fabricar, éste presenta propiedades mecánicas muy altas comparada con el aluminio (material ya utilizado en los otros dos exoesqueletos elaborados en la Facultad de Ingeniería). Después se analizaron las cargas y los momentos estáticos que se iban a presentar en los nodos de los eslabones para continuar con la selección del espesor del material, donde la propuesta fue de 3mm, 6mm y 9mm. A pesar de que el espesor de 9mm cumplía con el factor de seguridad propuesto (mayor a 1.5) se optó por utilizar el espesor de 6mm para optimizar su forma y topología. Las ventajas alcanzadas con la optimización fue que con el mismo espesor se pudo obtener un factor de seguridad mayor a 1.5 (2.14 para el eslabón fémur y 1.813 para el eslabón tibia - peroné), caso que no se lograba sin el uso de la herramienta. Para la optimización se utilizó el software NX que presenta la opción de optimizar la forma y la

topología una vez realizada la FEM del elemento. Cabe mencionar que se descartó el uso de la optimización de topología por los resultados obtenidos, ya que eliminó material ubicada en el nodo de cada eslabón sin beneficiar el factor de seguridad, además, por la geometría generada resultaba más costoso su fabricación, por lo que los resultados ya mencionados fueron obtenidos por la optimización de forma. Siguiendo con los siguientes elementos de la órtesis, para analizar el diseño del tope mecánico se consideró el par del motor, con el objetivo de limitar el movimiento de extensión de la rodilla. Otro elemento importante fue la elección del espesor de las sujeciones. Para éstos se propuso la utilización de aluminio 6061, ya que si toda la órtesis fuera de fibra de carbono éste resultaría muy costoso. Para elegir el espesor se propusieron los espesores 0.5mm, 1mm y 1.5 mm. El que cumplió con tener un factor de seguridad mayor a 1.5 fue el de 1 mm. Después se calculó el mínimo diámetro del eje que fue de 22.86mm. Finalmente se calculó la carga dinámica que iban a desarrollar los rodamientos axiales y radiales que resultó ser mucho menor que la que fue dada por el proveedor. La importancia de usar rodamientos fue porque estos elementos soportaran la carga según la dirección que le corresponda, ya sea radial o axial. Uniendo todos los elementos anteriores se obtuvo el sistema mecánico de pierna y rodilla, con un peso en total de 3.58kg (considerando las dos piernas) que comparado con la tesis desarrollada por los compañeros Luna Jurado Martín Miguel y Rodríguez López Carlos Andrés, donde su resultado en esta parte fue de 7.924 kg. Se redujo el 54.82% del peso del sistema mecánico de pierna y rodilla, beneficiando principalmente en la selección del motor del sistema.

TRABAJO A FUTURO

En esta tesis sólo se desarrolló los elementos de la pierna y rodilla de un exoesqueleto donde implica aún el diseño de la cadera, del pie, de las trayectorias, del sistema electrónico, del sistema de potencia, del sistema de control, de la comunicación usuario – computadora, etcétera, que en conjunto implica un producto mecatrónico. Antes de fabricar es necesario analizar todos los elementos que conformaran el nuevo exoesqueleto.

Además, esta órtesis fue diseñada específicamente para un usuario en particular, por lo que los eslabones son de una pieza. Sin embargo, si se piensa comercializar el exoesqueleto, dado que todos los humanos presentamos características físicas diferentes, es necesario proponer un sistema para el cambio de tamaño de cada eslabón.

Posteriormente se procederá con la fabricación de los elementos del sistema mecánico de pierna y rodilla y se analizará en cada uno de los eslabones los esfuerzos físicos para corroborar lo que se escribió en esta tesis.

Es de gran importancia no cortar la línea de investigación, seguir desarrollando diferentes tipos de exoesqueletos donde varíen los elementos que la conforman. Esta tercera iteración desarrollada en la Facultad de Ingeniería de la UNAM se propone que sea de fibra de carbono, quizás la cuarta pueda ser desarrollada con un material menos costoso que la fibra de carbono y en un futuro no muy lejano este desarrollo pueda estar al alcance de las personas que tienen paraplejía para mejorar su calidad de vida.

REFERENCIAS

- [1] Las personas con discapacidad en México: una visión al 2010/ Instituto Nacional de Estadística y Geografía. México. INEGI, c2013. [En línea]. 2010. (Fecha de consulta: 14 marzo 2016). Disponible en: http://www.inegi.org.mx/prod_serv/contenidos/espanol/bvinegi/productos/censos/poblacion/2010/discapacidad/702825051785.pdf
- [2] Dionyssiotis, Yannis. *Topics in Paraplegia*. Editorial Aveyeva. 2014.
- [3] Sandino Estrada – Mondaca, et al. *Lesión de médula espinal y medicina regenerativa*. Salud pública México vol. 49 no. 6 Cuernavaca nov./dic. 2007. ISSN 0036 – 3634. (Fecha de consulta: 14 marzo 2016). Disponible en: http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0036-36342007000600011
- [4] Salisbury, David. *FDA approves Vanderbilt-designed Indego exoskeleton for clinical and personal use*. News at Vanderbilt [en línea]. Marzo 10, 2016, 3:07 PM. (Fecha de consulta: 14 marzo 2016). Disponible en: <http://news.vanderbilt.edu/2016/03/fda-approves-vanderbilt-designed-indego-exoskeleton-for-clinical-and-personal-use/>
- [5] Calin, Dragos George. *Overview of Exoskeleton Suits – Assistant, Paralyzed and military exoskeletons*. Intorobotics. [En línea]. Febrero 11, 2014. (Fecha de consulta: 19 enero 2016). Disponible en: <http://www.intorobotics.com/overview-of-exoskeleton-suits-assistant-paralyzed-and-military-exoskeletons>
- [6] bleex.me.berkeley.edu (2016). eLEGS. *Berkeley Robotics & Human Engineering Laboratory*. [En línea] Disponible en: <http://bleex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton/elegs%E2%84%A2/> (Fecha de consulta: 14 enero 2016).
- [7] Cyberdyne (2016). CYBERDYNE [En línea]. Disponible en: <http://www.cyberdyne.jp/english/> (Fecha de consulta: 15 enero 2016.)
- [8] Rexbionics.com (2016) *RexBionics – Step into the Future*. [En línea] Disponible en: <http://www.rexbionics.com/> (Fecha de consulta: 20 enero 2016)

- [9] Schütz, Anja. *Robotic exoskeleton: For more quality of life*. Maxon motor news. [En línea] Enero 31, 2012. (Fecha de consulta: 20 enero 2016) Disponible en: <http://www.maxonmotor.co.uk/maxon/view/application/EXOSKELETT-AB>
- [10] Salisbury, David. *Advanced exoskeleton promises more independence for people with paraplegia*. News at Vanderbilt [en línea]. Octubre 30, 2012, 8:30 AM. (Fecha de consulta: 23 enero 2016). Disponible en: <http://news.vanderbilt.edu/2012/10/exoskeleton/>
- [11] Farris, R.J.; Quintero, H.A.; Goldfarb, M. *Preliminary Evaluation of a Powered Lower Limb Orthosis to Aid Walking in Paraplegic Individuals*. Neural Systems and Rehabilitation Engineering. IEEE. Año: 2011, Volumen: 19, Emisión: 6
- [12] Farris, R.J. *Design of a powered lower – limb exoskeleton and control for gait assistance in paraplegics*. Tesis de Doctorado. Vanderbilt University. Recuperado en: http://etd.library.vanderbilt.edu/available/etd-02222012125257/unrestricted/Farris_Dissertation.pdf
- [13] Luna Jurado, Martín Miguel, et al. *Diseño mecánico de un exoesqueleto de cadera y rodilla*. México: Tesis de licenciatura, UNAM, Facultad de Ingeniería, 2015.
- [14] Biblioteca Nacional de Medicina de los EE.UU. *Columna Vertebral*. MedlinePlus. [En línea] 14 Agosto 2015. (Fecha de consulta: 23 marzo 2016). Disponible en: https://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/esp_imagepages/1116.htm
- [15] Narváez Pérez, Mario Alberto. *Órtesis activa de miembro inferior*. México: Tesis de licenciatura, UNAM, Facultad de Ingeniería, 2011.
- [16] Strassburguer Lona, Susana, et al. *Lesión Medular: Guía para el manejo integral del paciente con LM crónica*. Editorial ASPAYM MADRID. 2004. Disponible en: http://www.isfie.org/documentos/guia_practica_lm.pdf
- [17] Adapto Arquitectura. *La lesión medular y la silla de ruedas. Su interacción con el entorno*. [En línea] 26 Diciembre 2012. (Fecha de consulta: 23 marzo 2016). Disponible en: <https://adaptohabitatblog.wordpress.com/2012/12/26/la-lesion-medular-y-la-silla-de-ruedas-como-interactuar-con-el-entorno/>

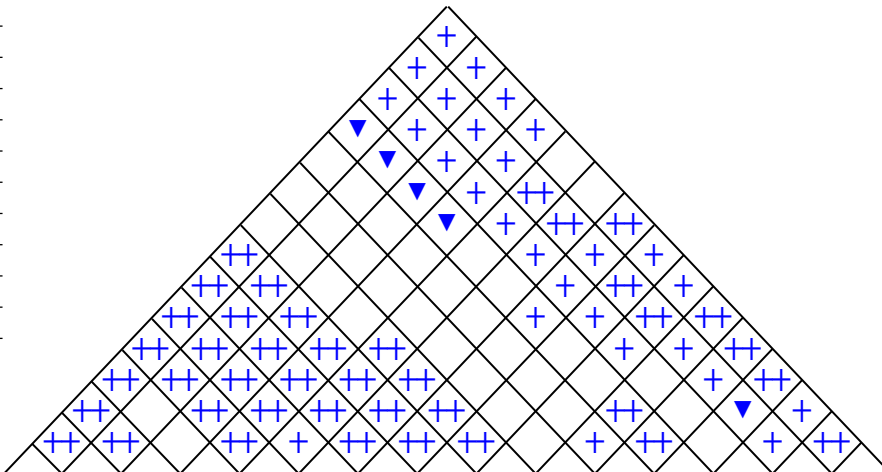
- [18] González Berman, Marta Yolanda. *Tema 2.2 Planimetría y cavidades*. Centro de estudios Rivas y Méngar. [En línea]. Septiembre 2, 2014. (Fecha de consulta: 31 enero 2016). Disponible en: http://www.academiamengar.es/global/MisArchivos/Documentos/Celadores_SESPA/Material%202/Planimetria%20y%20cavidades-posiciones-planos-ejes.pdf
- [19] Saenz, Paloma. *Planos anatómicos del cuerpo humano*. UANL, Medicina. [En línea] (Fecha de consulta: 1 febrero 2016). Disponible en: https://www.academia.edu/5854873/Planos_anatomicos_del_cuerpo_humano
- [20] Miralles Marreno, Rodrigo C., *Biomecánica Clínica del aparato locomotor*, MASSON, 2000
- [21] Kapandji, IA. *Fisiología articular: esquemas comentados de mecánica humana (tomo 2)*, 5ta edición Madrid: Editorial Médica Panamericana, 1998.
- [22] Dr. Vera Luna, Pedro, *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*, Valencia, editorial IBV, 1999.
- [23] Hernández Stengele, F. *Diseño y construcción de un prototipo neumático de prótesis de pierna humana*. Tesis de Licenciatura. Departamento de Computación, Electrónica y Mecatrónica, Escuela de Ingeniería y Ciencias, Universidad de las Américas, Puebla. Recuperado en: http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/portada.html
- [24] Cailliet, René. *Anatomía funcional, Biomecánica*. Editorial Marban 1ra. Edición. 2005.
- [25] Lippert, Lynn S. *Anatomía y Cinesiología Clínicas*. Primera edición. Editorial Paidotribo. 2013.
- [26] Clarkson, Hazel M. *Proceso evaluativo musculoesquelético*. Primera edición. Editorial Paidotribo. 2003.
- [27] Winter, David A. *Biomechanics and motor control of human movement*. Cuarta edición. Editorial Wiley, 2009
- [28] Berger, Norman, et al, *Ortesis del miembro inferior*. Facultad Protésica y Ortésica. Escuela Graduada de Medicina de la Universidad de Nueva York. Dominic Casella. 1986.

- [29] Krusen – Kottke FJ, et al, *Medicina física y rehabilitación*. Cuarta edición. Madrid: Médica Panamericana; 1993.
- [30] David Bueno Sáenz, et al, *La fibra de carbono*. Ciencias de los Materiales. [En línea] (Fecha de consulta: 7 Mayo 2016). Disponible en: file:///F:/Tesis/Ciencia_de_los_materiales_LA_FIBRA_DE_CA.pdf
- [31] R.L. Mott, *Diseño de elementos de máquinas*, México: Pearson Education, Cuarta edición, 2006.
- [32] Guillem Josep Cortés Carbonell, *Desarrollo de un programa de optimización de forma de componentes mecánicos mediante optimización topológica adaptativa*. Tesis de Maestría. Departamento de Ingeniería Mecánica y de Materiales. Universidad Politécnica de Valencia, 2010.

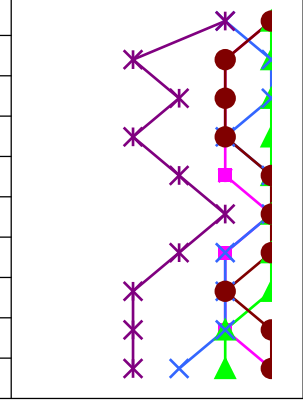
APÉNDICE A. TABLA QFD

Title: Diseño mecánico de una órtesis de miembro inferior
Author: Nabila Isabel Padilla Resendiz
Date: Mayo 06 2016
Notes:

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



Row #	Max Relationship Value in Row	Relative Weight	Weight / Importance	Demanded Quality (a.k.a. "Customer Requirements" or "Whats")	Direction of Improvement: Minimize (▼), Maximize (▲), or Target (x)															Competitive Analysis (0=Worst, 5=Best)					
					1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	Rewalk	eLEGS	HAL	REX	Vanderbilt	
Column #	Quality Characteristics (a.k.a. "Functional Requirements" or "Hows")																								
					Peso de la órtesis [kg]	Peso de cada miembro del cuerpo [kg]	Peso corporal del usuario [kg]	Peso del sistema motriz [kg]	Esfuerzos de compresión [MPa]	Esfuerzos cortantes [Mpa]	Dimensiones de la órtesis [mm]	Espesor del material [mm]	Área de apoyo entre órtesis y usuario [mm ²]	Rango máximo de movimiento de la cadera [°]	Rango máximo de movimiento de la pierna [°]	Par del sistema motriz [Nm]	Número de componentes [#]	Deformación máxima [mm]	Tolerancias de diseño [mm]	Rewalk	eLEGS	HAL	REX	Vanderbilt	
1	9	12.1	9.8	Debe ser segura para el usuario.	⊙	X	▲	○	○	○	○	○	○	▲	○	○	○	○	○	5	5	4	4	5	
2	9	8.4	6.8	Tiene que verse estéticamente agradable.	○			○			○	○					○		▲	4	5	5	2	4	
3	9	9.6	7.8	El usuario tiene que sentirse cómodo.	○	▲	▲	○			○	▲	○					▲		4	5	5	3	4	
4	9	10.6	8.6	Debe de ser de un material muy ligero	○	▲	▲		○	○	○	○				▲	○	▲	▲	4	5	4	2	4	
5	9	10.6	8.6	Debe de ser resistente a las cargas mecánicas.	○	○	○	○	○	○	○	○	▲	▲	▲	○		○		4	5	5	3	5	
6	3	10.9	8.8	Ser fácil de colocar y usar.	○						▲	▲	▲				○			5	5	5	4	5	
7	9	10.9	8.8	No debe provocar lesiones en la piel.	○				○	○	▲	▲	○							4	5	4	3	5	
8	9	9.6	7.8	Manufacturada con la menor cantidad posible de material.	○	▲		○	○	○	○	○	▲				▲	○	○	4	5	4	2	4	
9	9	8.1	6.6	Uso de menor número de piezas.	▲	▲	▲	▲			▲					▲	○	▲		4	4	4	2	5	
10	9	9.1	7.4	Los costos de fabricación tienen que ser los más mínimos.	○						○	○						○		5	4	3	2	5	
Target or Limit Value																									
Difficulty (0=Easy to Accomplish, 10=Extremely Difficult)					7	5	5	8	8	8	8	8	6	6	6	6	6	6	7	7					
Max Relationship Value in Column					9	3	3	3	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9					
Weight / Importance					705.9	69.9	72.3	130.4	354.1	354.1	416.5	416.5	227.7	119.5	119.5	223.2	200.0	319.5	239.0						
Relative Weight					17.8	1.8	1.8	3.3	8.9	8.9	10.5	10.5	5.7	3.0	3.0	5.6	5.0	8.1	6.0						



APÉNDICE B. DATOS PARA EL ANÁLISIS DE ESFUERZOS

La antropometría estudia las mediciones físicas del cuerpo humano [27]. Para el análisis de puntos críticos de la órtesis se requieren datos como masas, momentos de inercia y sus ubicaciones.

Para realizar el análisis de esfuerzos del conjunto que forma el usuario y la órtesis es necesario recopilar datos antropométricos, que serán considerados del libro “Biomechanics and motor control of human movement” de David A. Winter [27]:

$L_{CMmuslo} (cm)$	$0.433 L_{muslo}$
$L_{CMpierna} (cm)$	$0.433 L_{tibia}$
$L_{CMpie} (cm)$	$0.5 L_{pie}$

Tabla B.1 Datos antropométricos de localización del centro de masas de los segmentos muslo, tibia y pie respecto de la articulación proximal.

Parte del cuerpo	Masa [kg]
Muslo	0.1M
Tibia	0.0465M
Pie	0.0145M

Tabla B.2 Datos antropométricos de masa de los segmentos muslo, tibia y pie.

Se realizará el diagrama de fuerzas y momentos durante la fase de apoyo del ciclo de marcha considerando el apoyo de bastones, cuando está parándose y cuando se sube escaleras.

Distribución de peso en la cadera

Cuando un individuo se mantiene de pie, con el peso distribuido sobre ambos pies por igual, la carga sobre cada articulación de la cadera es aproximadamente sólo un tercio del peso total del cuerpo. En cambio, cuando el mismo individuo anda con un modelo normal de marcha, cada articulación de la cadera de la cadera se ve sometida a una carga mucho mayor que el peso del cuerpo durante la fase de

apoyo. La mayor parte de este aumento de carga se debe a la acción de los músculos de la cadera [28].

Bastón

La función principal del bastón es la reducción del peso en la cadera. El peso máximo que se puede cargar sobre un bastón es alrededor del 25% a 30% del peso del cuerpo [29].

APÉNDICE C. TABLA ANTROMETRICA DEL USUARIO

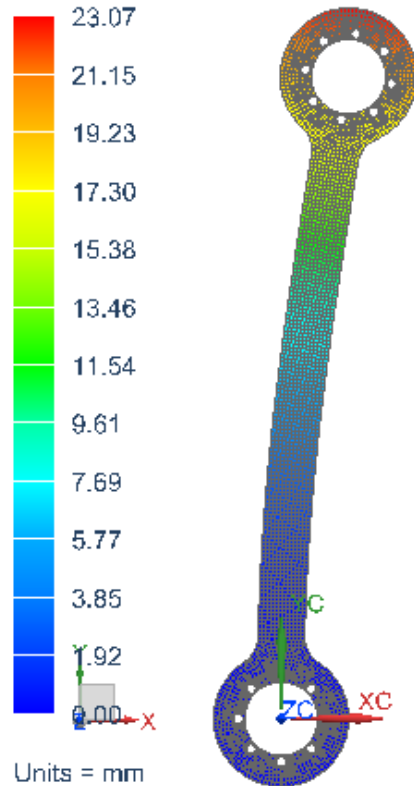
Medida #	Segmento	Medida [cm]
Erguido		
1	Ancho de hombros	45
2	Codo al suelo derecho	117,4
3	Codo al suelo izquierdo	118
4	Estatura	184
5	Cintura	91
6	Dedo medio a suelo	77,5
7	Glúteo a suelo	105
8	Cadera/glúteos (contorno)	117,5
9	Hombro a dedo medio	79,6
10	Hombro a suelo	150
11	Longitud brazos entre dedos medios	166,5
12	Longitud entre codos	86,5
13	Muñeca a suelo	89
14	Pecho	96
15	Distancia horizontal cuello	13,5
16	Ancho de espalda	53
17	Ancho de glúteos	35
18	Hombro a muñeca	60,2
Sentado		
19	Ancho entre glúteos (dist. Horizontal)	38,7
20	Ancho entre rodillas (separación horizontal)	28,2
21	Hombro a glúteos	53
22	Hombros con brazos extendidos	41,3
Sentado de costado		
23	Codo al suelo	58

24	Rodilla al suelo	61
25	Codo a dedo medio	46
26	Glúteo a rodilla	58,1
27	Glúteo a pantorrilla	49,8
28	Longitud de pie	29
29	Brazo/glúteo a dedo medio	128,3
30	Brazo/glúteo a dedo pulgar	120,2
31	Codo a glúteo	15
32	Corona a suelo	127,3
33	Fin de rodilla a suelo	53,2
34	Altura de pie	12,2
35	Corona a glúteo	79,5
Pantorrilla		
36	Contorno gemelos	34
37	Contorno tobillo	25,3
Muslos		
38	Superior cercano a la ingle	46,5
39	Inferior cercano a la rodilla	41,5

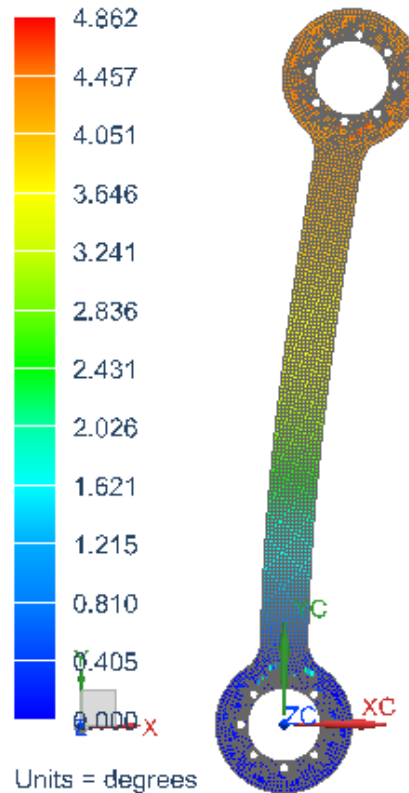
APÉNDICE D. SIMULACIÓN DE ELEMENTO FINITO

Fémur/Elemento finito

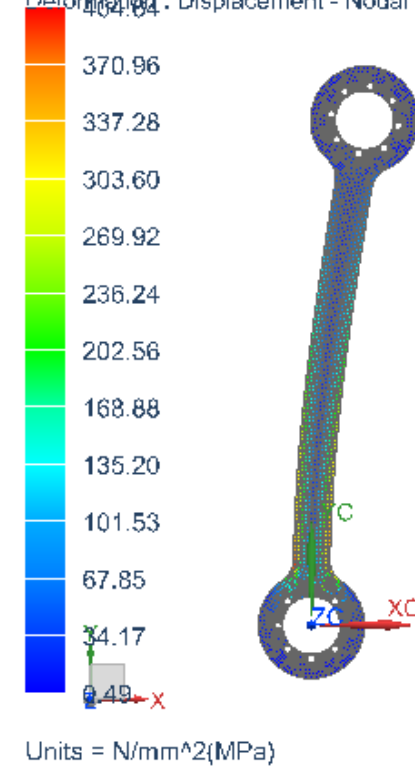
Opt 6mm sim1 : Solution 1 Result
Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
Displacement - Nodal, Magnitude
Min : 0.00, Max : 23.07, Units = mm
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



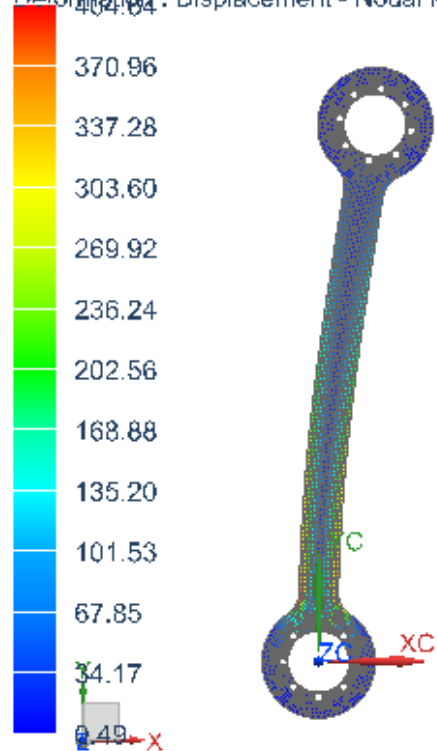
Opt 6mm sim1 : Solution 1 Result
Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
Rotation - Nodal, Magnitude
Min : 0.000, Max : 4.862, Units = degrees
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Opt 6mm sim1 : Solution 1 Result
Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
Stress - Elemental, Von-Mises
Shell Section : Top
Min : 0.49, Max : 404.64, Units = N/mm^2(MPa)
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

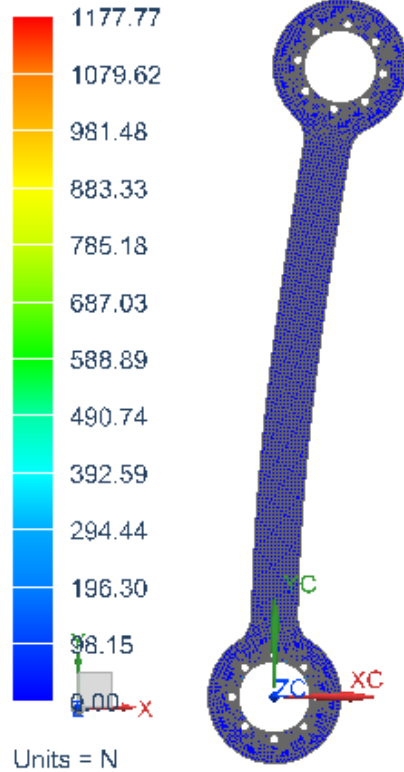


Opt 6mm sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.49, Max : 404.64, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



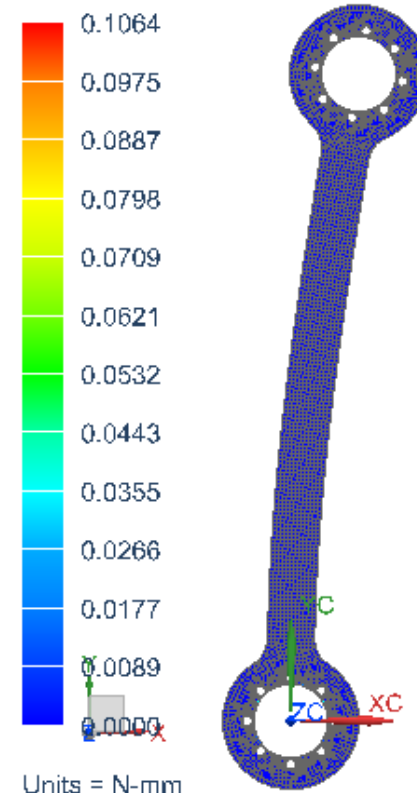
Units = N/mm²(MPa)

Opt 6mm sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Reaction Force - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 1177.77, Units = N
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = N

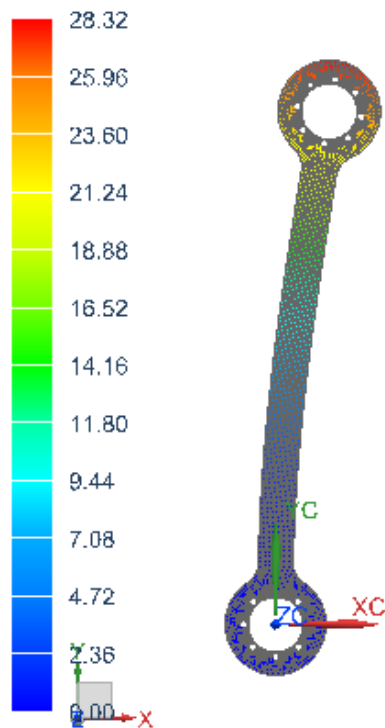
Opt 6mm sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Reaction Moment - Nodal, Magnitude
 Min : 0.0000, Max : 0.1064, Units = N-mm
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = N-mm

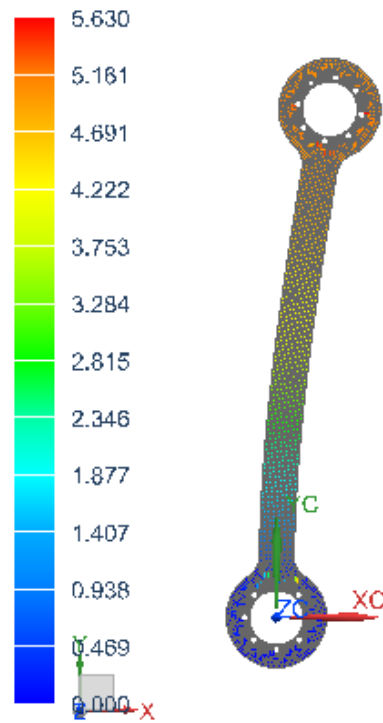
Tibia – Peroné/Elemento finito

Opt_tibia_6mm_sim1 : Solution 1 Result
Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
Displacement - Nodal, Magnitude
Min : 0.00, Max : 28.32, Units = mm
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



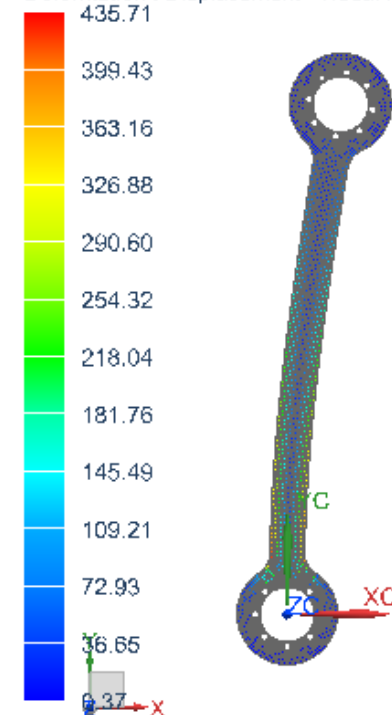
Units = mm

Opt_tibia_6mm_sim1 : Solution 1 Result
Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
Rotation - Nodal, Magnitude
Min : 0.000, Max : 5.630, Units = degrees
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



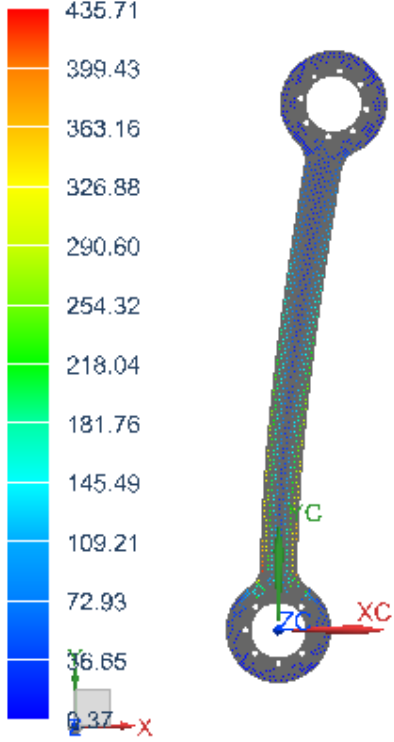
Units = degrees

Opt_tibia_6mm_sim1 : Solution 1 Result
Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
Stress - Elemental, Von-Mises
Shell Section : Top
Min : 0.37, Max : 435.71, Units = N/mm^2(MPa)
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



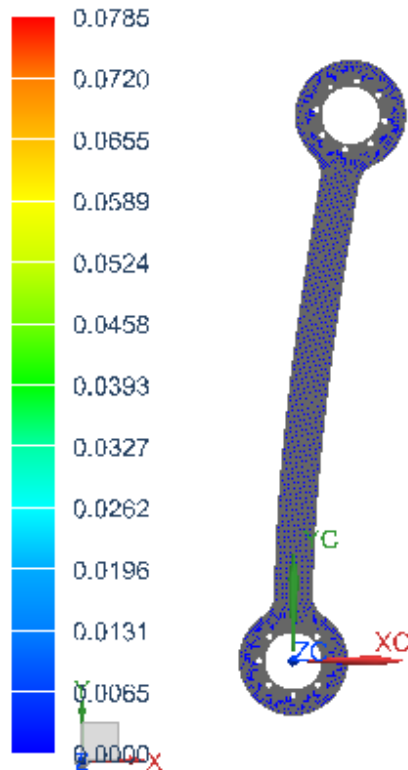
Units = N/mm²(MPa)

Opt_tibia_6mm_sim1 ; Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.37, Max : 435.71, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



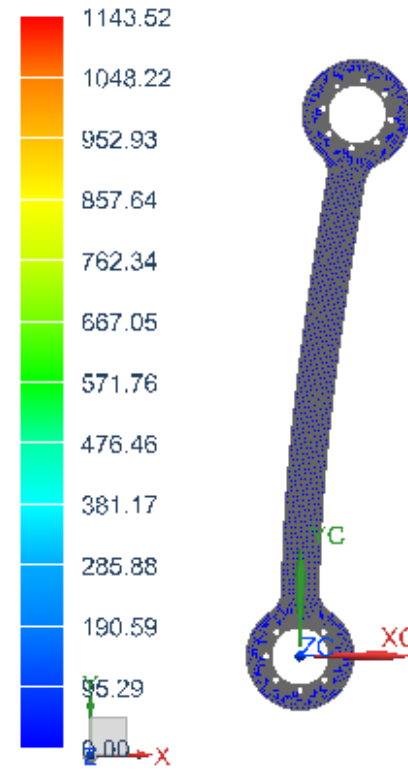
Units = N/mm²(MPa)

Opt_tibia_6mm_sim1 ; Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Reaction Moment - Nodal, Magnitude
 Min : 0.0000, Max : 0.0785, Units = N-mm
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = N-mm

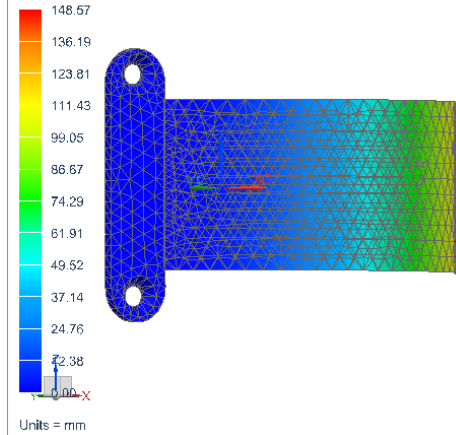
Opt_tibia_6mm_sim1 ; Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Reaction Force - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 1143.52, Units = N
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



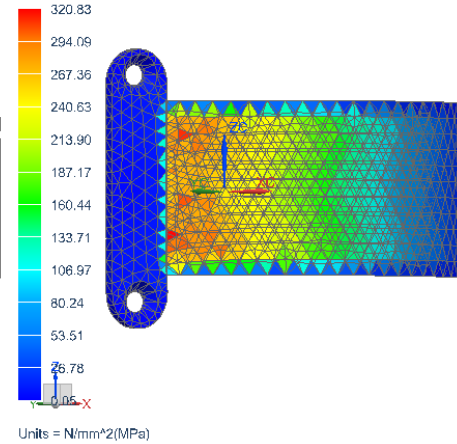
Units = N

Sujeción Fémur Superior 0.5 mm/Elemento finito

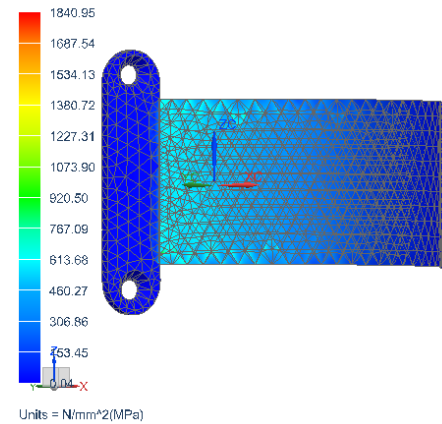
Femur_ambiba_s_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 148.57, Units = mm
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



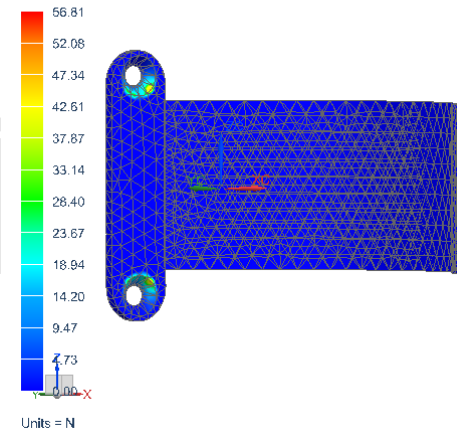
Femur_ambiba_s_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Elemental, Von-Mises
 Min : 0.05, Max : 320.83, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Femur_ambiba_s_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises
 Min : 0.04, Max : 1840.95, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

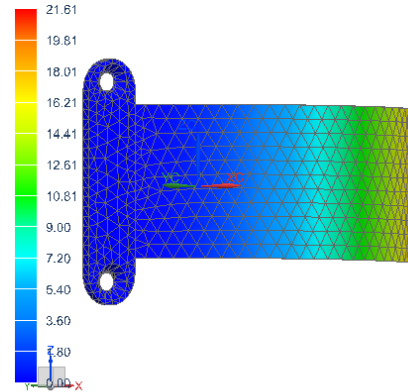


Femur_ambiba_s_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Reaction Force - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 56.81, Units = N
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

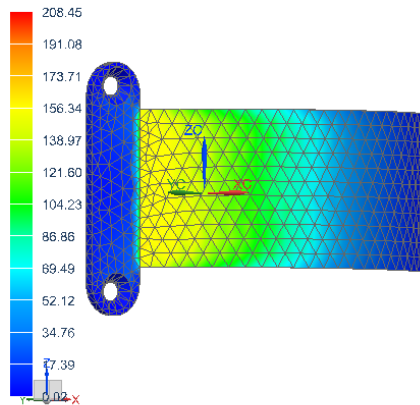


Sujeción Fémur Superior 1 mm/Elemento finito

Femur_arriba_s_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 21.61, Units = mm
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

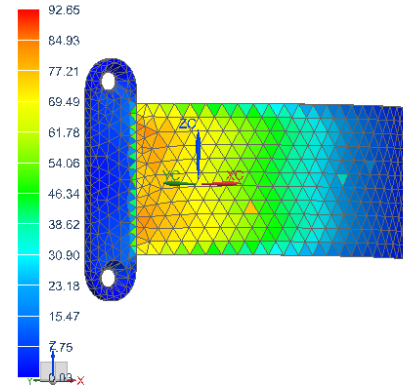


Units = mm
 Femur_arriba_s_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises
 Min : 0.02, Max : 208.45, Units = N/mm*2(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

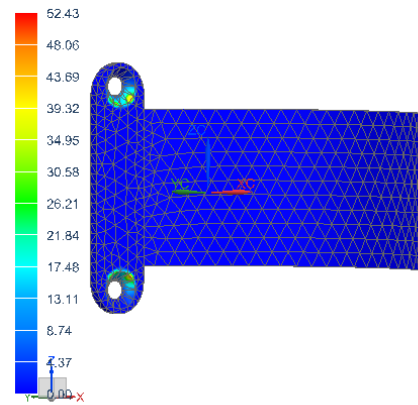


Units = N/mm*2(MPa)

Femur_arriba_s_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Elemental, Von-Mises
 Min : 0.03, Max : 92.65, Units = N/mm*2(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



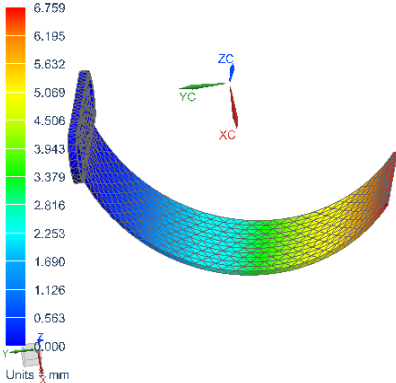
Units = N/mm*2(MPa)
 Femur_arriba_s_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Reaction Force - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 52.43, Units = N
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



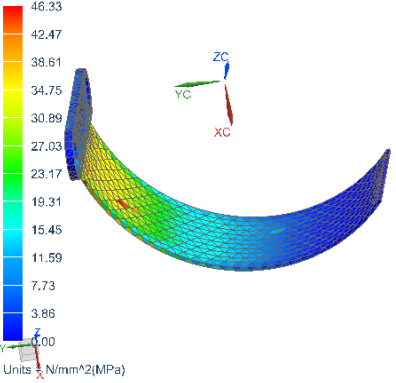
Units = N

Sujeción Fémur Superior 1.5 mm/Elemento finito

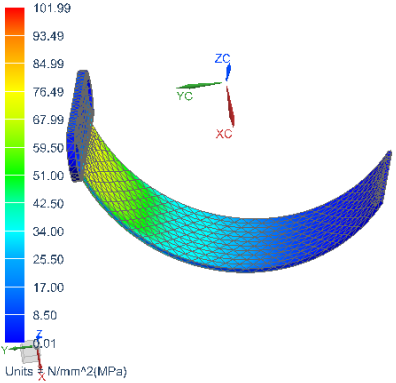
Femur arriba s sim1: Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.000, Max : 6.759, Units = mm
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



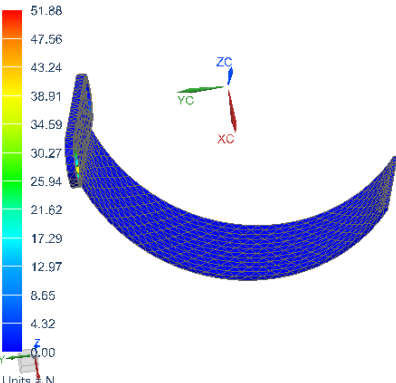
Femur arriba s sim1: Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Elemental, Von-Mises
 Min : 0.00, Max : 46.33, Units = N/mm^2(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Femur arriba s sim1: Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises
 Min : 0.01, Max : 101.99, Units = N/mm^2(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

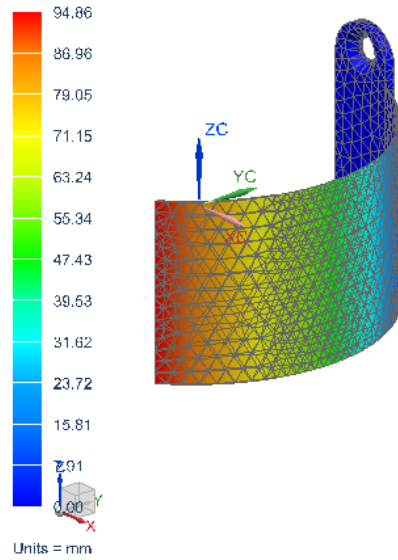


Femur arriba s sim1: Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Reaction Force - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 51.88, Units = N
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

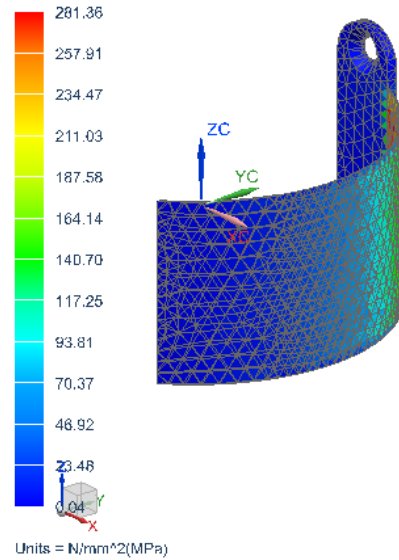


Sujeción Fémur Inferior 0.5 mm/Elemento finito

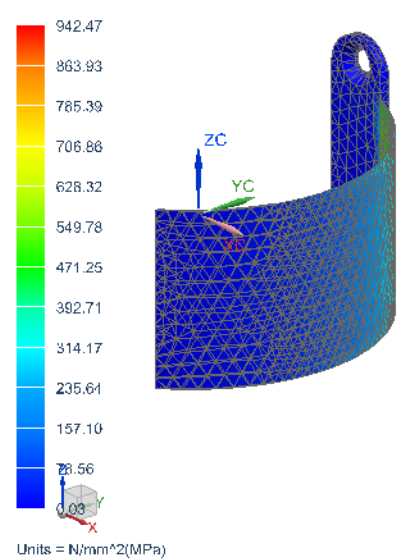
Femur_abajo_sujetar_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 94.86, Units - mm
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



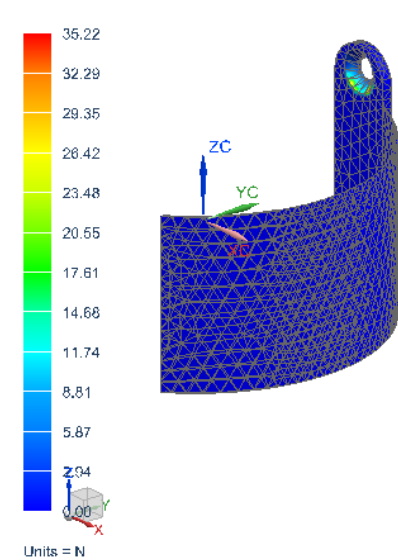
Femur_abajo_sujetar_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Elemental, Von-Mises
 Min : 0.04, Max : 281.36, Units - N/mm^2(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Femur_abajo_sujetar_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises
 Min : 0.03, Max : 942.47, Units - N/mm^2(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

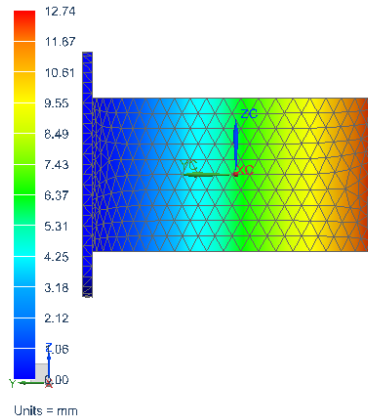


Femur_abajo_sujetar_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Reaction Force - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 35.22, Units - N
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

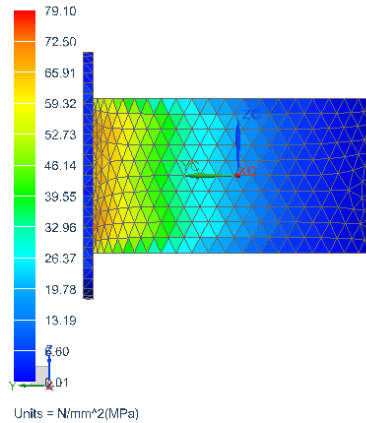


Sujeción Fémur Inferior 1 mm/Elemento finito

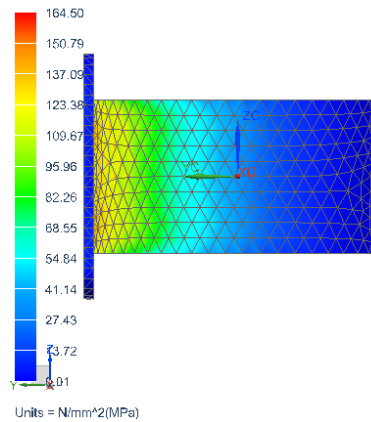
Femur_abajo_sujetar_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 12.74, Units = mm
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



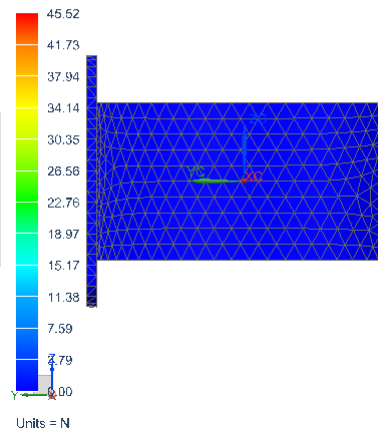
Femur_abajo_sujetar_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Elemental, Von-Mises
 Min : 0.01, Max : 79.10, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Femur_abajo_sujetar_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises
 Min : 0.01, Max : 164.50, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

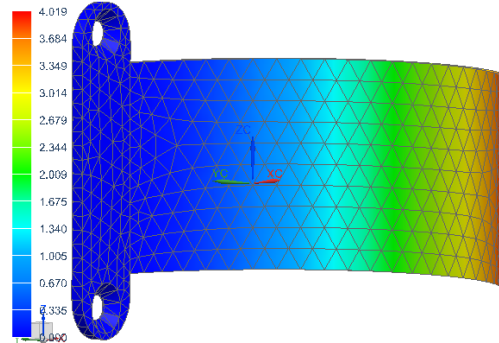


Femur_abajo_sujetar_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Reaction Force - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 45.52, Units = N
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



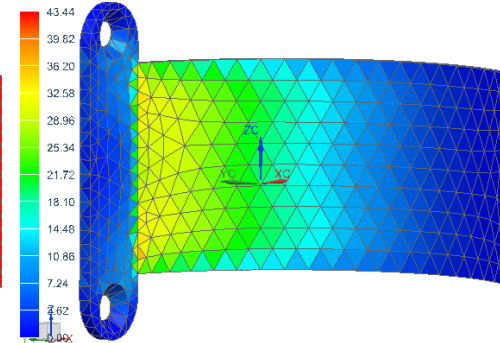
Sujeción Fémur Inferior 1.5 mm/Elemento finito

Femur_abajo_sujetar_sim1 : Solution 1 Result
Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
Displacement - Nodal, Magnitude
Min : 0.000, Max : 4.019, Units = mm
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



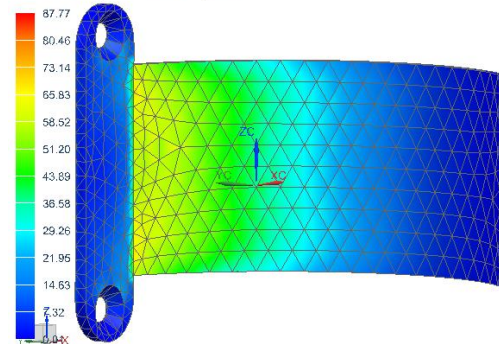
Units = mm

Femur_abajo_sujetar_sim1 : Solution 1 Result
Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
Stress - Elemental, Von-Mises
Min : 0.00, Max : 43.44, Units = N/mm^2(MPa)
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



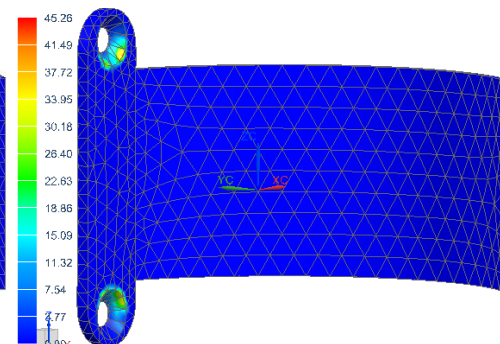
Units = N/mm^2(MPa)

Femur_abajo_sujetar_sim1 : Solution 1 Result
Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises
Min : 0.01, Max : 87.77, Units = N/mm^2(MPa)
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = N/mm^2(MPa)

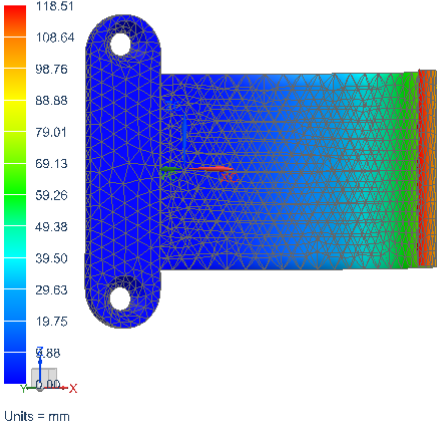
Femur_abajo_sujetar_sim1 : Solution 1 Result
Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
Reaction Force - Nodal, Magnitude
Min : 0.00, Max : 45.26, Units = N
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



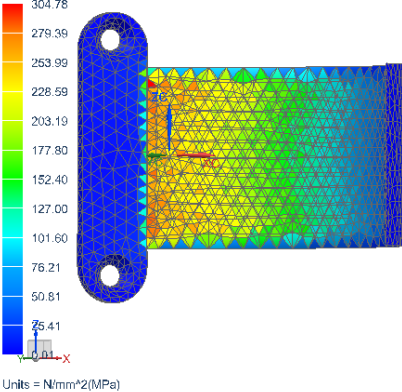
Units = N

Sujeción Tibia-Peroné Superior 0.5 mm/Elemento finito

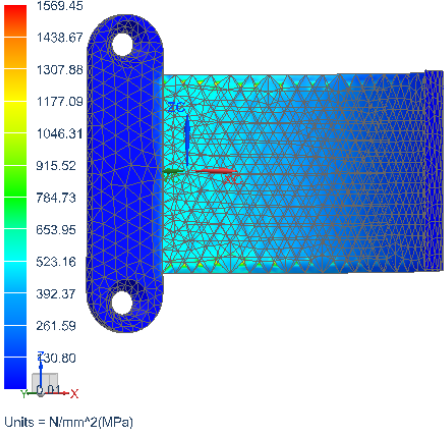
Tibia_sujetar_arriba_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 118.51, Units = mm
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



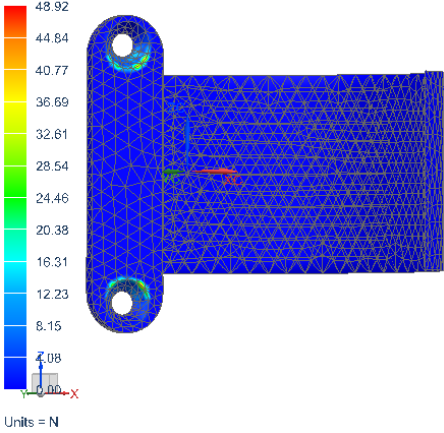
Tibia_sujetar_arriba_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Elemental, Von-Mises
 Min : 0.01, Max : 304.78, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Tibia_sujetar_arriba_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises
 Min : 0.01, Max : 1569.45, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

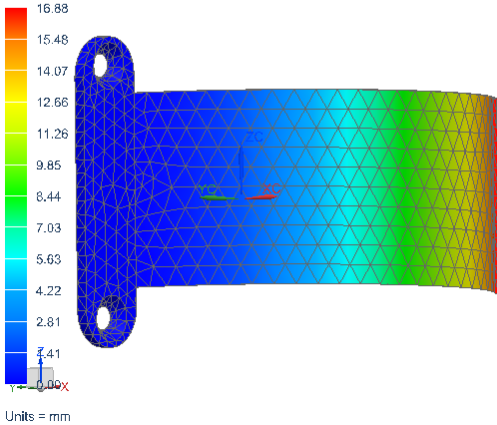


Tibia_sujetar_arriba_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Reaction Force - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 48.92, Units = N
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

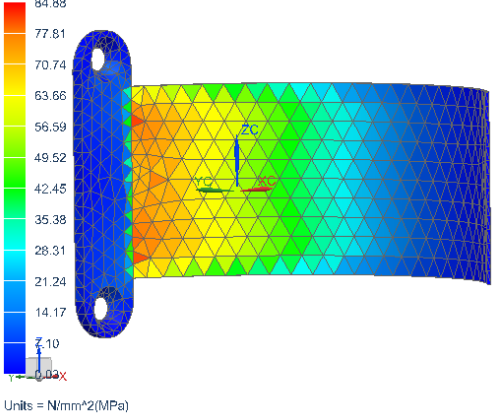


Sujeción Tibia-Peroné Superior 1 mm/Elemento finito

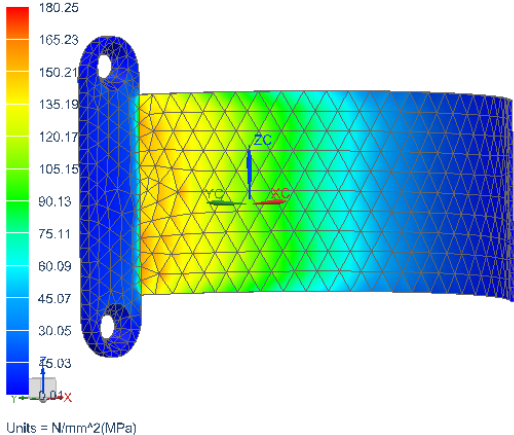
Tibia_sujetar_arriba_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 16.88, Units = mm
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



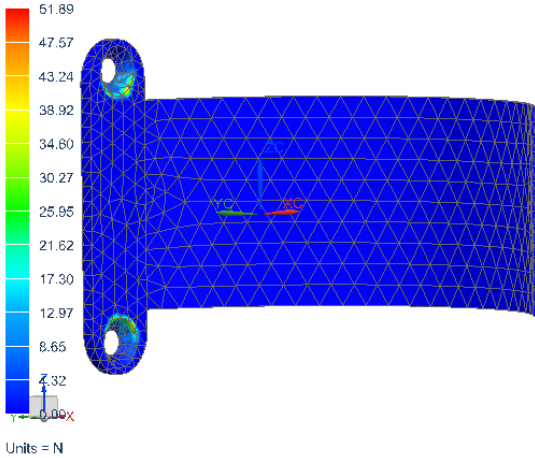
Tibia_sujetar_arriba_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Elemental, Von-Mises
 Min : 0.03, Max : 84.88, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Tibia_sujetar_arriba_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises
 Min : 0.01, Max : 180.25, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

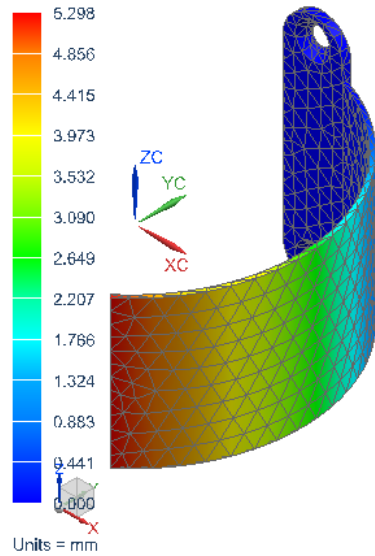


Tibia_sujetar_arriba_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Reaction Force - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 51.89, Units = N
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

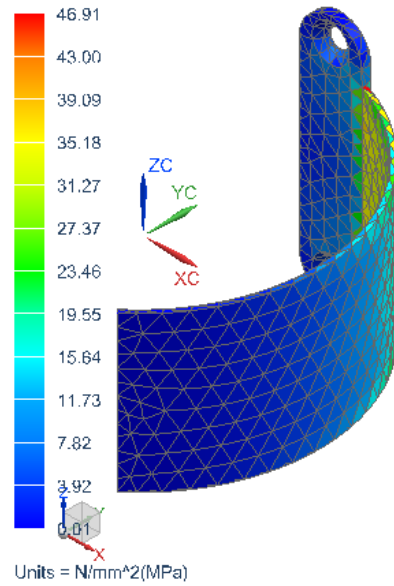


Sujeción Tibia-Peroné Superior 1.5 mm/Elemento finito

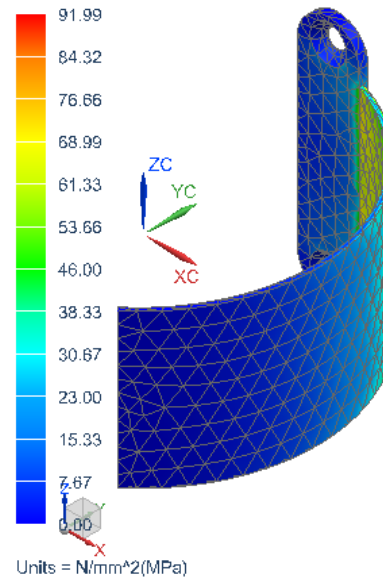
Tibia_sujetar_arriba_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.000, Max : 5.298, Units = mm
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



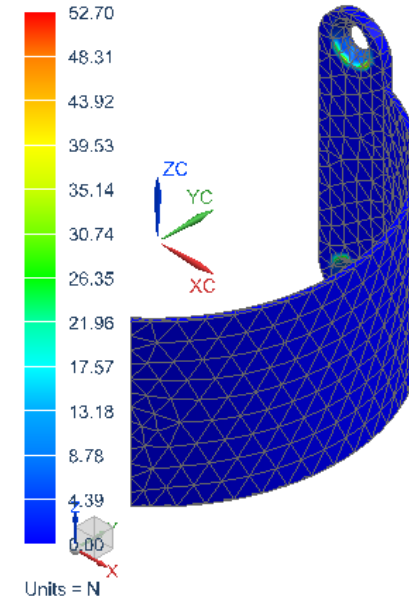
Tibia_sujetar_arriba_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Elemental, Von-Mises
 Min : 0.01, Max : 46.91, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Tibia_sujetar_arriba_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises
 Min : 0.00, Max : 91.99, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

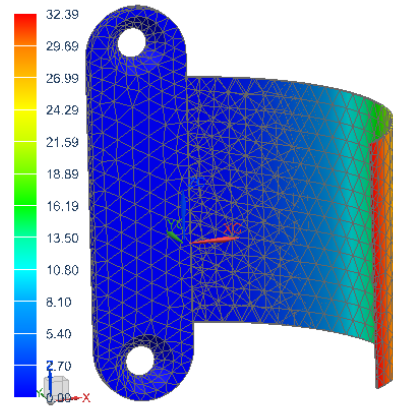


Tibia_sujetar_arriba_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Reaction Force - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 52.70, Units = N
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



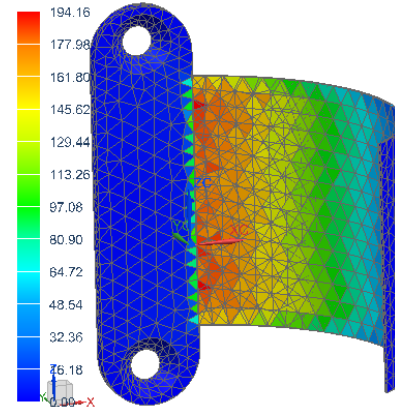
Sujeción Tibia-Peroné Inferior 0.5 mm/Elemento finito

Tibia_sujetar_abajo_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 32.39, Units = mm
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



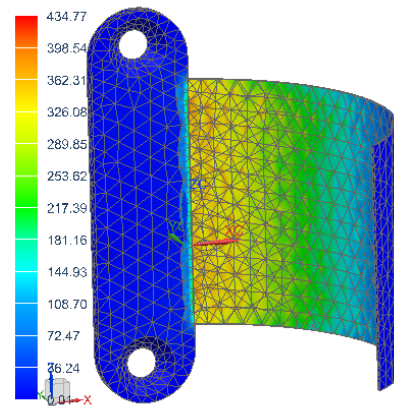
Units = mm

Tibia_sujetar_abajo_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Elemental, Von-Mises
 Min : 0.00, Max : 194.16, Units = N/mm^2(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



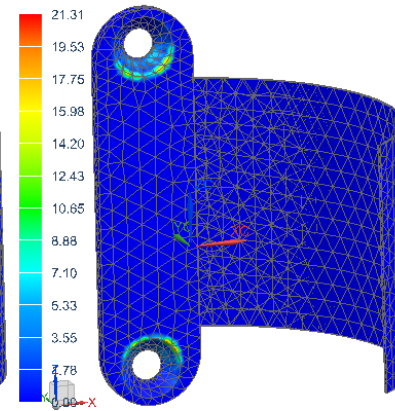
Units = N/mm^2(MPa)

Tibia_sujetar_abajo_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises
 Min : 0.01, Max : 434.77, Units = N/mm^2(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = N/mm^2(MPa)

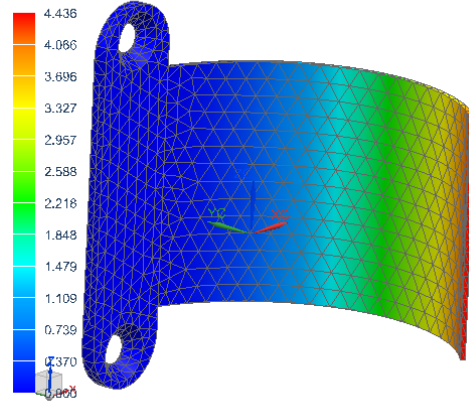
Tibia_sujetar_abajo_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Reaction Force - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 21.31, Units = N
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = N

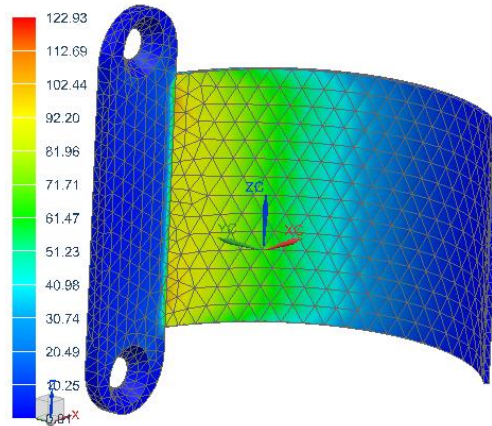
Sujeción Tibia-Peroné Inferior 1 mm/Elemento finito

Tibia_sujetar_abajo_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.000, Max : 4.436, Units = mm
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



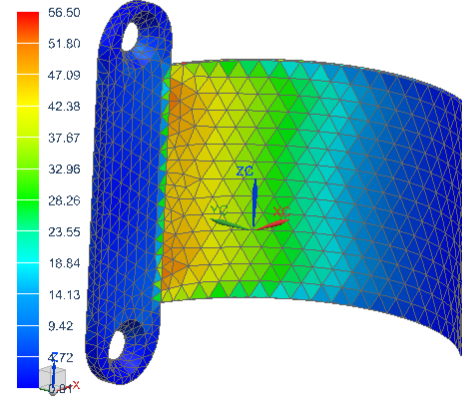
Units = mm

Tibia_sujetar_abajo_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises
 Min : 0.01, Max : 122.93, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



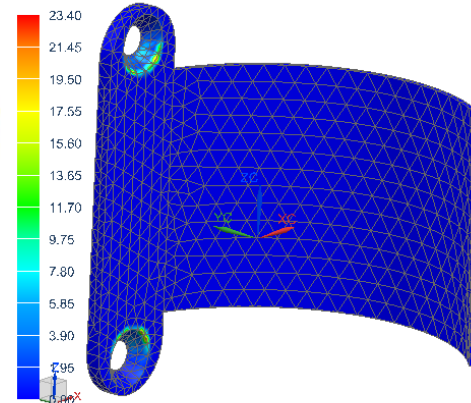
Units = N/mm²(MPa)

Tibia_sujetar_abajo_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Elemental, Von-Mises
 Min : 0.01, Max : 56.50, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = N/mm²(MPa)

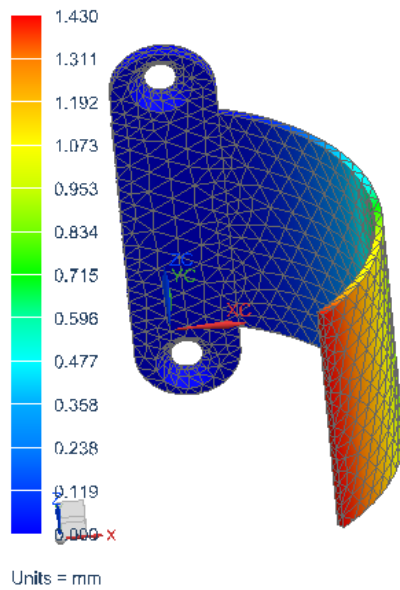
Tibia_sujetar_abajo_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Reaction Force - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 23.40, Units = N
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



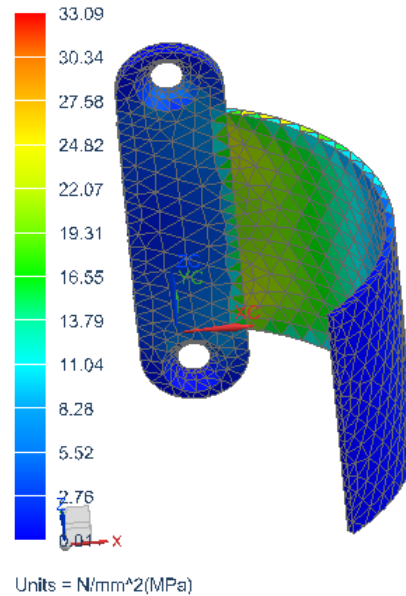
Units = N

Sujeción Tibia-Peroné Inferior 1.5 mm/Elemento finito

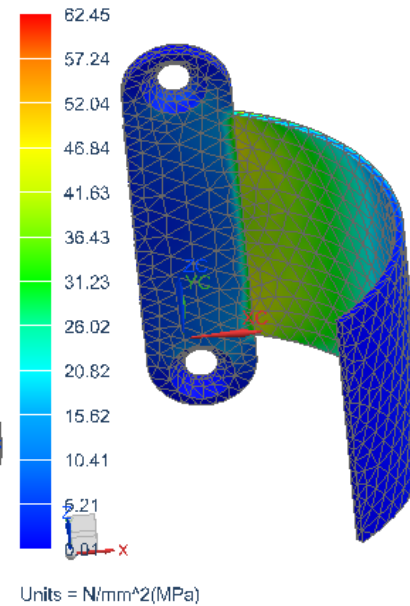
Tibia_sujetar_abajo_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.000, Max : 1.430, Units = mm
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



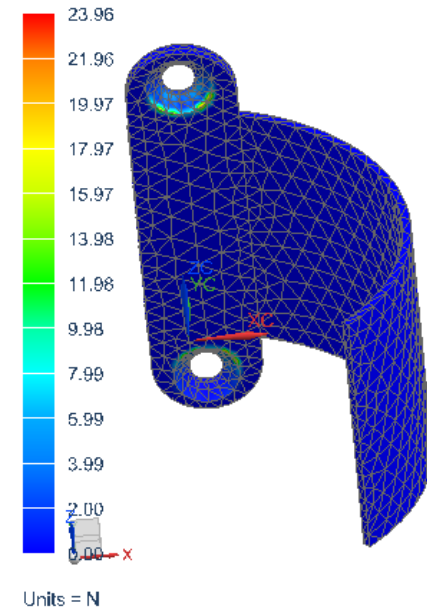
Tibia_sujetar_abajo_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Elemental, Von-Mises
 Min : 0.01, Max : 33.09, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Tibia_sujetar_abajo_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises
 Min : 0.01, Max : 62.45, Units = N/mm²(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

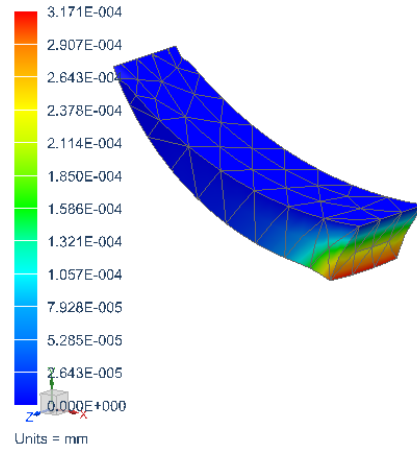


Tibia_sujetar_abajo_sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Reaction Force - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 23.96, Units = N
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

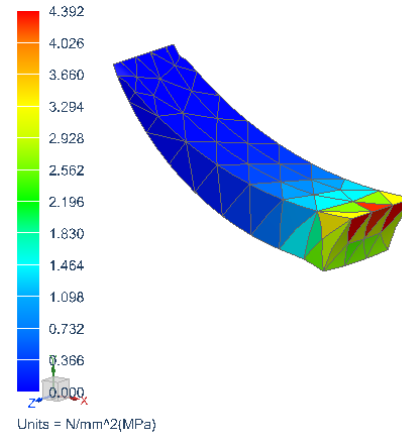


Topo Mecánico/Elemento finito

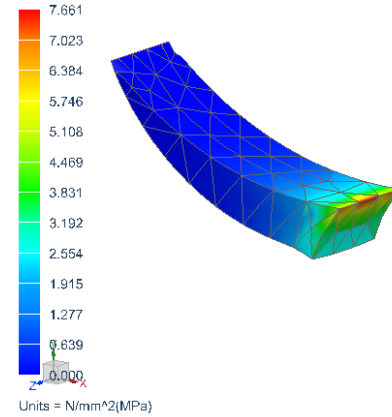
Opt Top 6mm sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.000E+000, Max : 3.171E-004, Units = mm
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



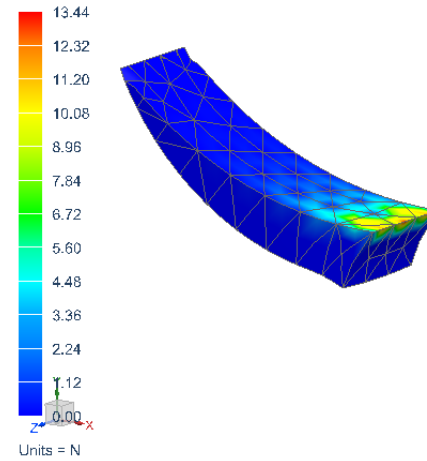
Opt Top 6mm sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Elemental, Von-Mises
 Min : 0.000, Max : 4.392, Units = N/mm^2(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Opt Top 6mm sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises
 Min : 0.000, Max : 7.661, Units = N/mm^2(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

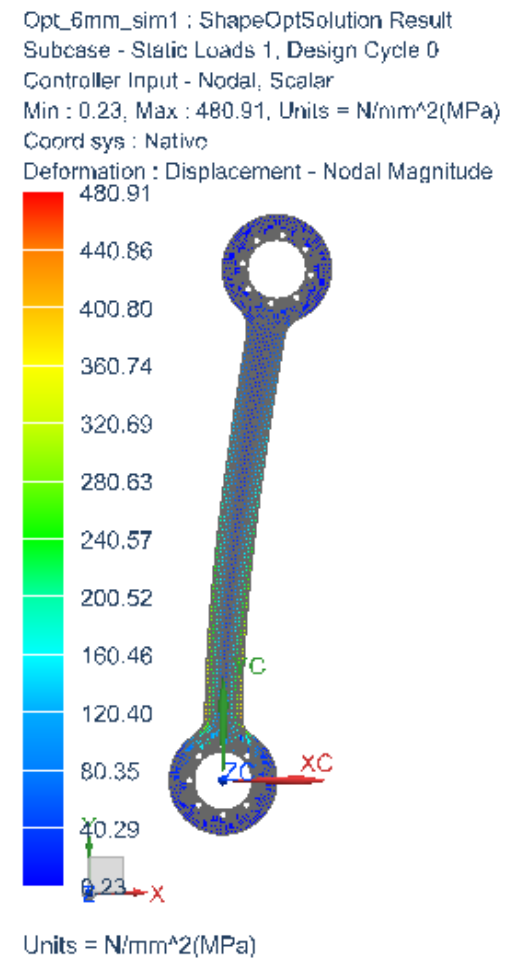
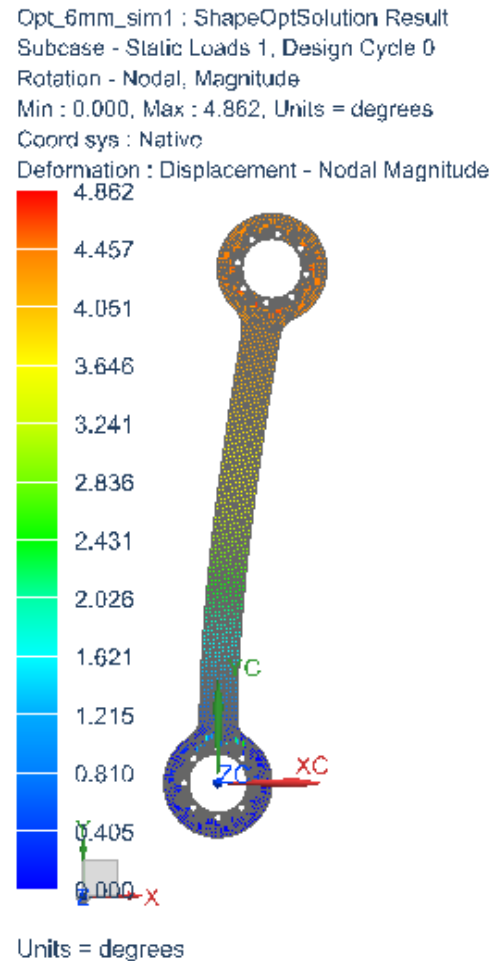
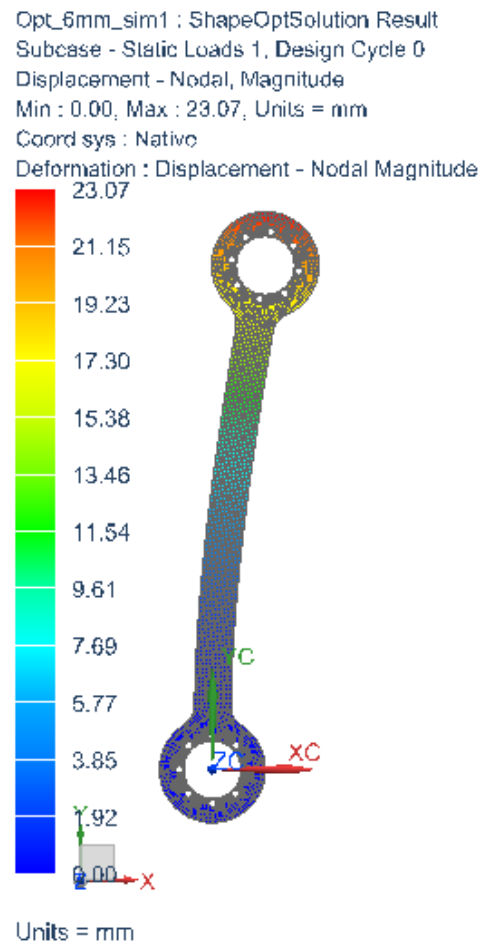


Opt Top 6mm sim1 : Solution 1 Result
 Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
 Reaction Force - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 13.44, Units = N
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

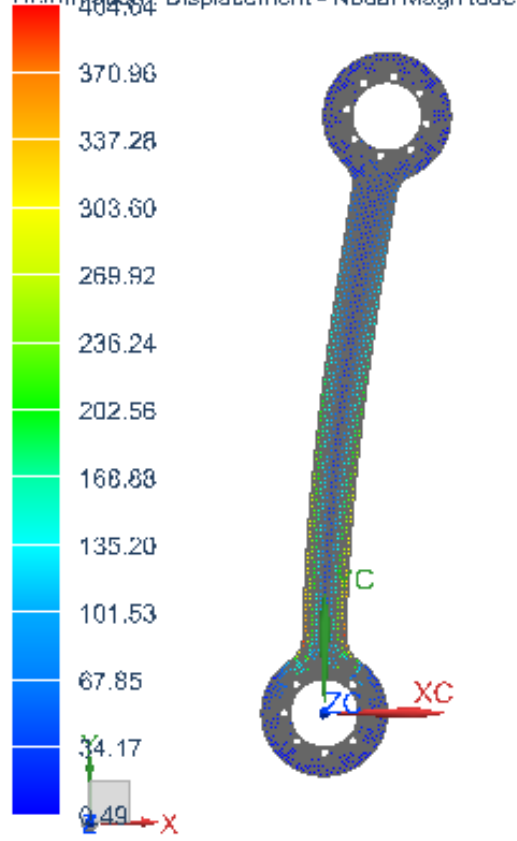


APÉNDICE E. SIMULACIÓN DE OPTIMIZACIÓN DE FORMA

Fémur/Ciclo 0

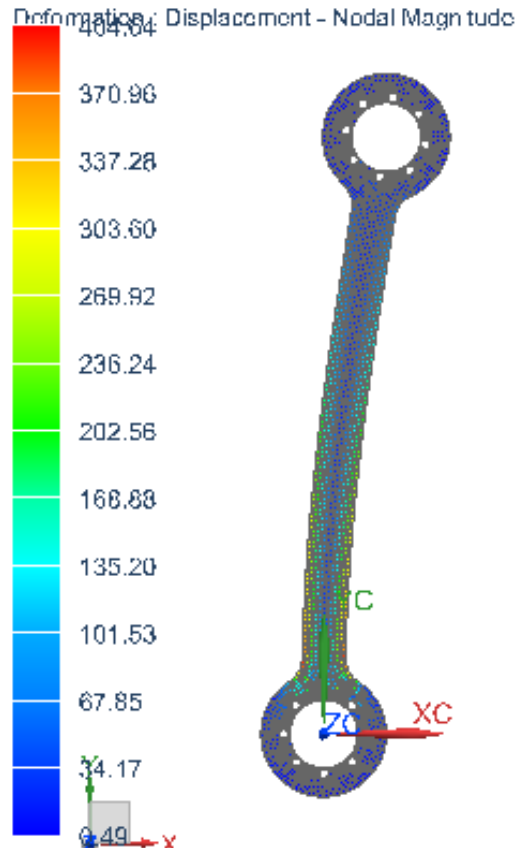


Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 0
 Stress - Elemental, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.49, Max : 404.64, Units = N/mm²(MPa)
 Coord sys : Native
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



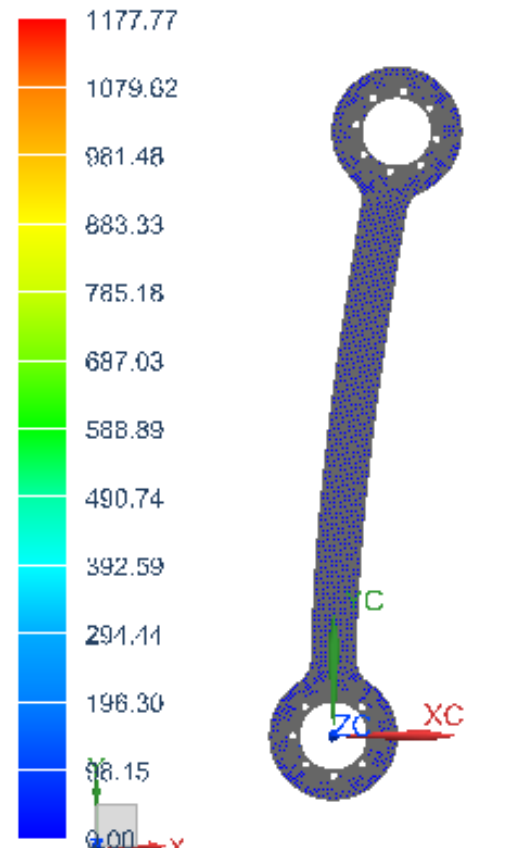
Units = N/mm²(MPa)

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 0
 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.49, Max : 404.64, Units = N/mm²(MPa)
 Coord sys : Native
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



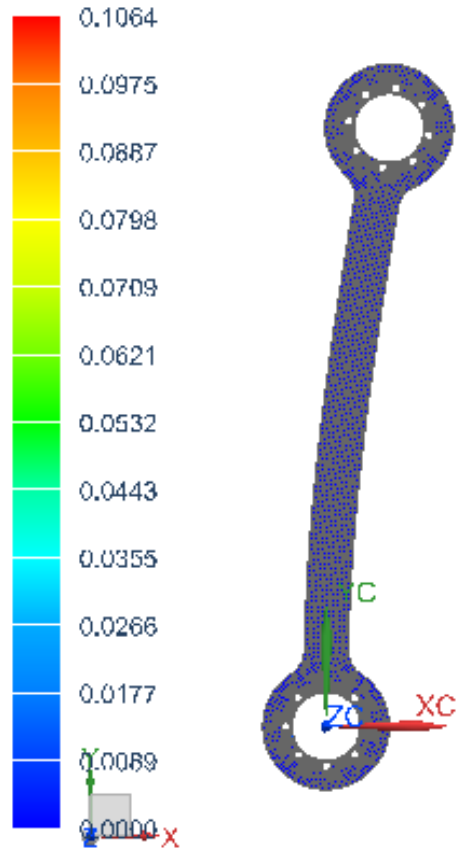
Units = N/mm²(MPa)

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 0
 Reaction Force - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 1177.77, Units = N
 Coord sys : Native
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



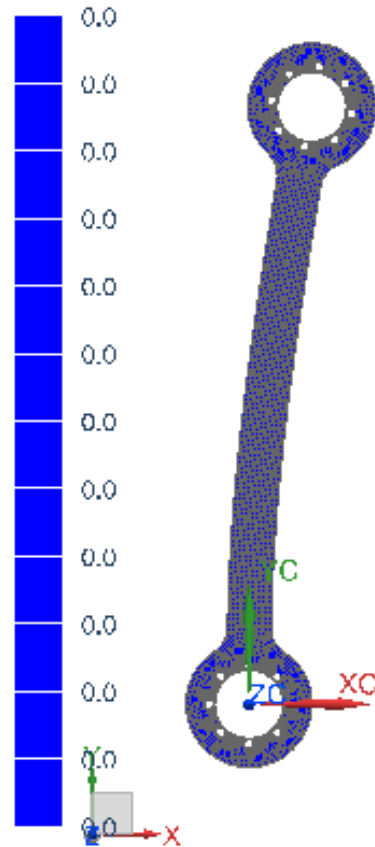
Units = N

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 0
 Reaction Moment - Nodal, Magnitude
 Min : 0.0000, Max : 0.1064. Units = N-mm
 Coord sys : Native
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



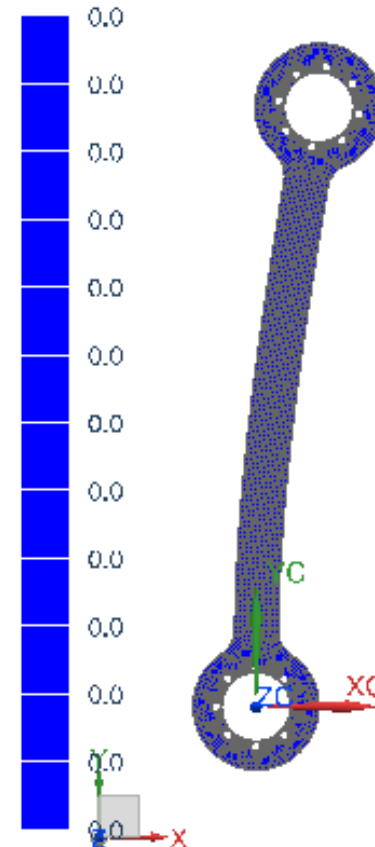
Units = N-mm

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 0
 Optimization Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.0, Max : 0.0, Units = mm
 Coord sys : Native
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = mm

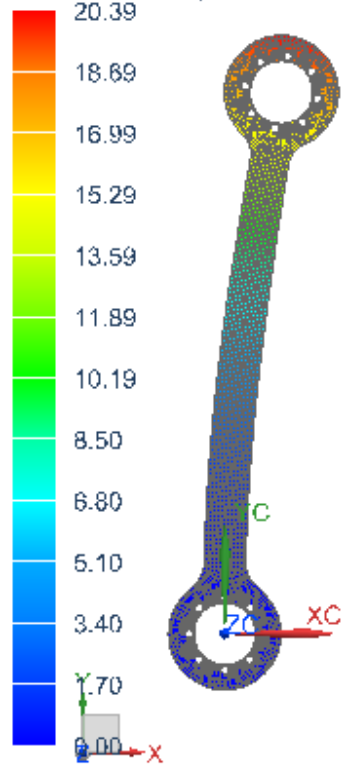
Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 0
 Optimization Displacement Magnitude - Nodal, Scalar
 Min : 0.0, Max : 0.0, Units = mm
 Coord sys : Native
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = mm

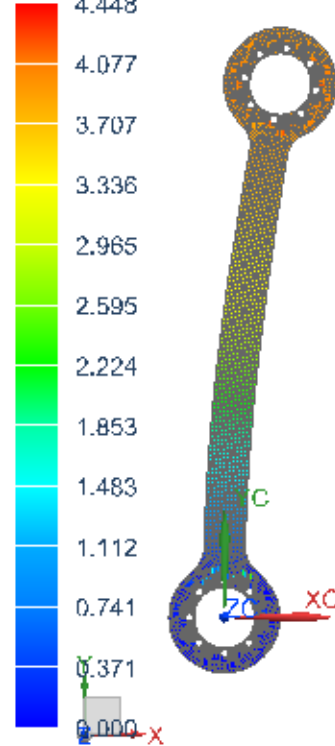
Fémur/Ciclo 1

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 1
Displacement - Nodal, Magnitude
Min : 0.00, Max : 20.39, Units = mm
Coord sys : Native
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



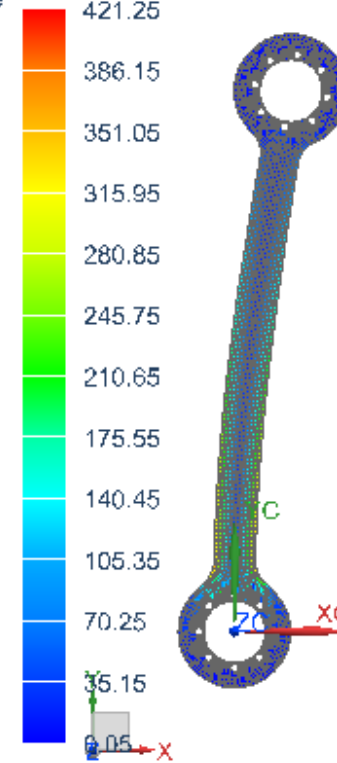
Units = mm

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 1
Rotation - Nodal, Magnitude
Min : 0.000, Max : 4.448, Units = degrees
Coord sys : Native
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



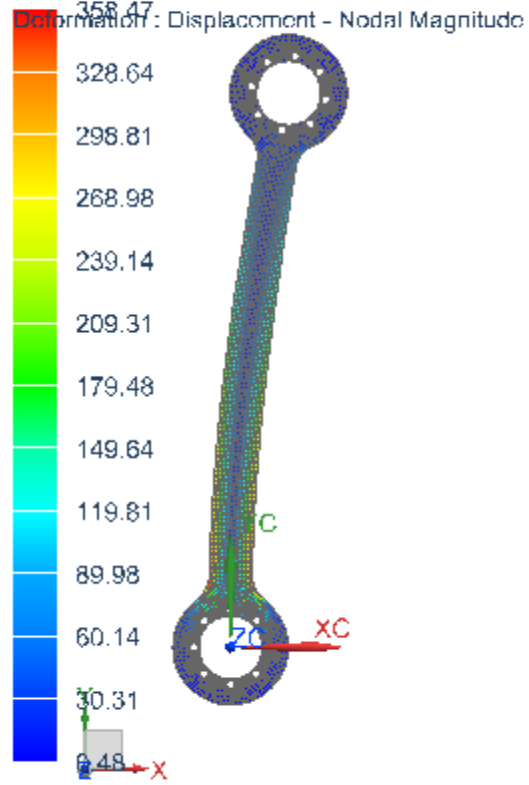
Units = degrees

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 1
Controller Input - Nodal, Scalar
Min : 0.05, Max : 421.25, Units = N/mm^2(MPa)
Coord sys : Native
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



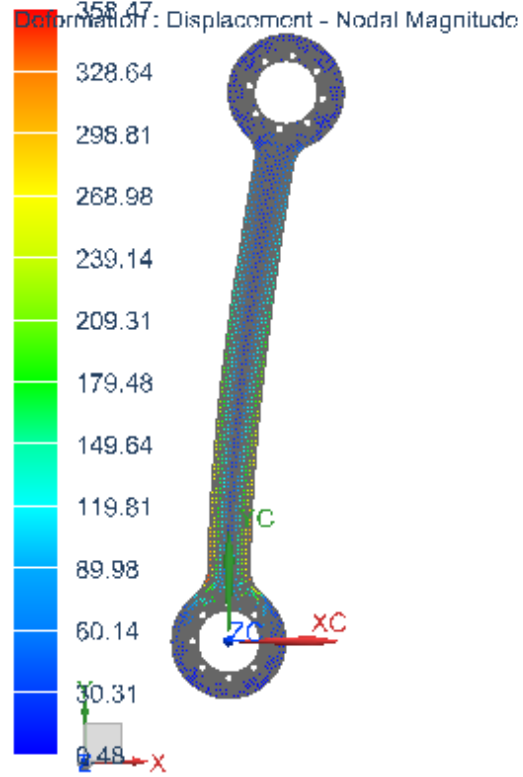
Units = N/mm²(MPa)

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 1
 Stress - Elemental, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.48, Max : 358.47, Units = N/mm²(MPa)
 Coord sys : Native



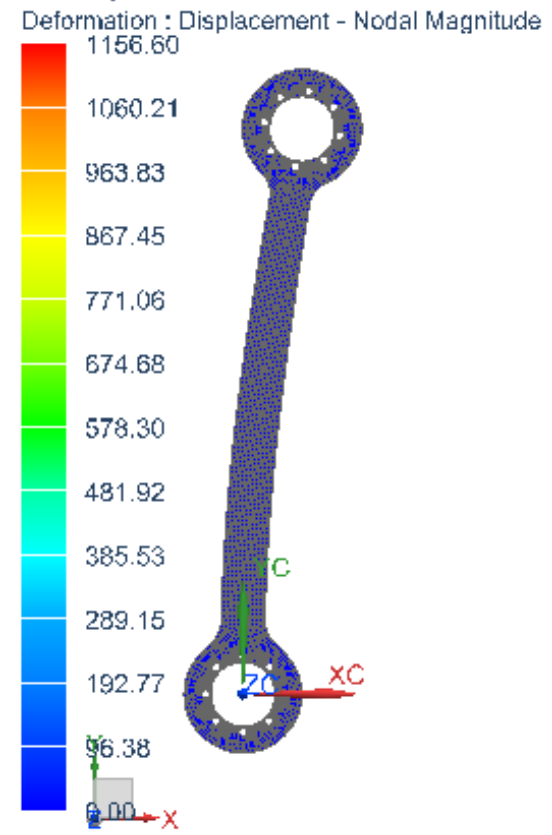
Units = N/mm²(MPa)

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 1
 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.48, Max : 358.47, Units = N/mm²(MPa)
 Coord sys : Native



Units = N/mm²(MPa)

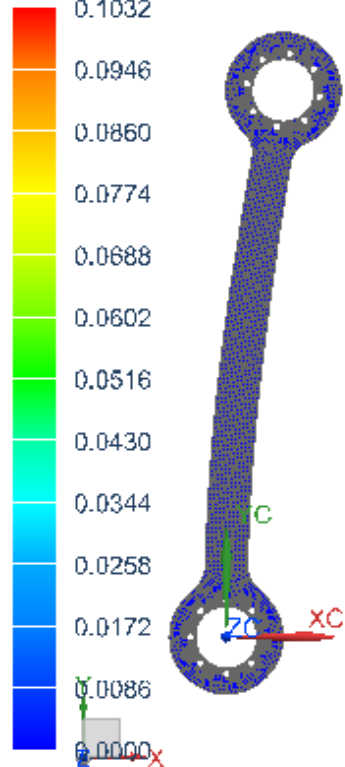
Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 1
 Reaction Force - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 1156.60, Units = N
 Coord sys : Native



Units = N

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 1
 Reaction Moment - Nodal, Magnitude
 Min : 0.0000, Max : 0.1032, Units = N-mm
 Coord sys : Native

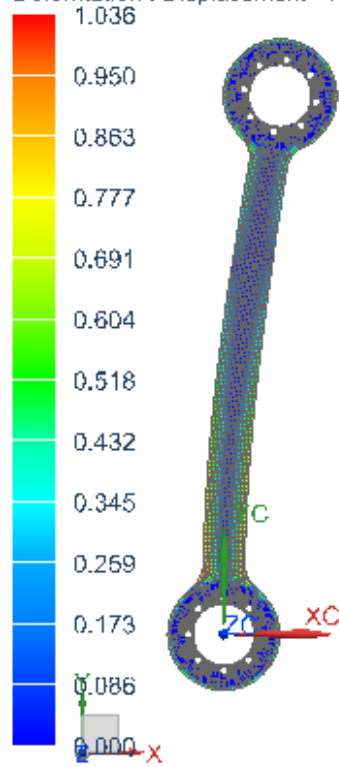
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
 0.1032



Units = N-mm

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 1
 Optimization Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.000, Max : 1.036, Units = mm
 Coord sys : Native

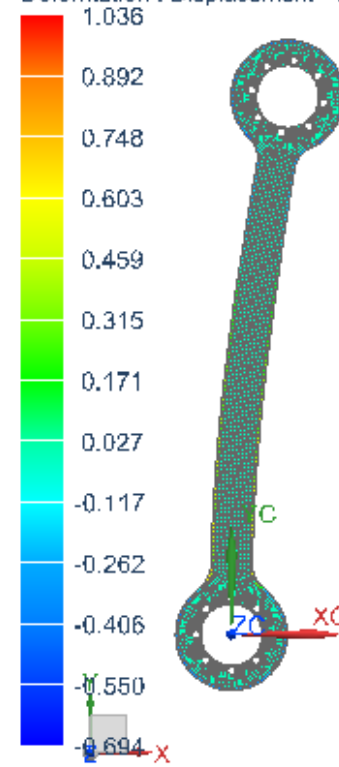
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
 1.036



Units = mm

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 1
 Optimization Displacement Magnitude - Nodal, Scalar
 Min : -0.694, Max : 1.036, Units = mm
 Coord sys : Native

Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
 1.036

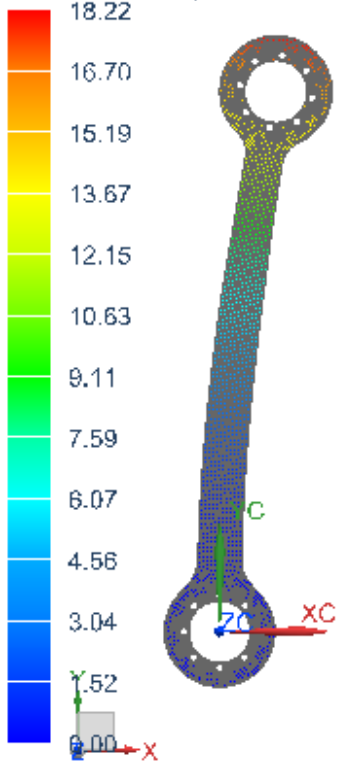


Units = mm

Fémur/Ciclo 2

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 2
 Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 18.22, Units = mm
 Coord sys : Native

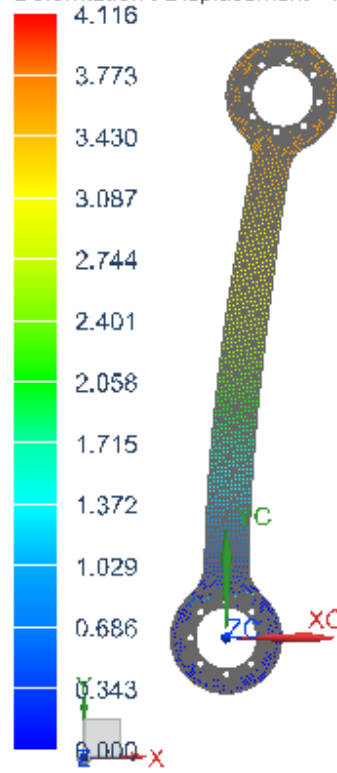
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = mm

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 2
 Rotation - Nodal, Magnitude
 Min : 0.000, Max : 4.116, Units = degrees
 Coord sys : Native

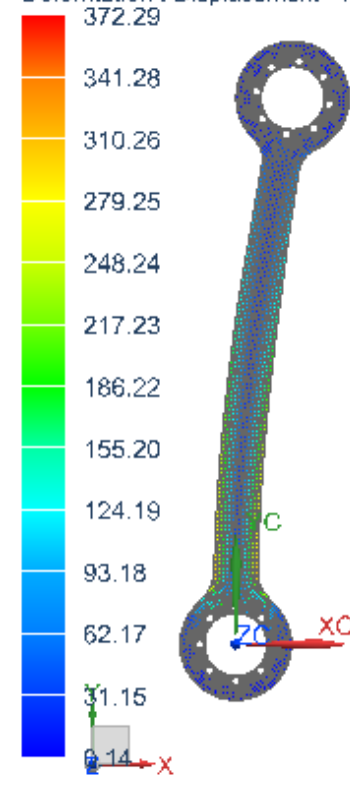
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = degrees

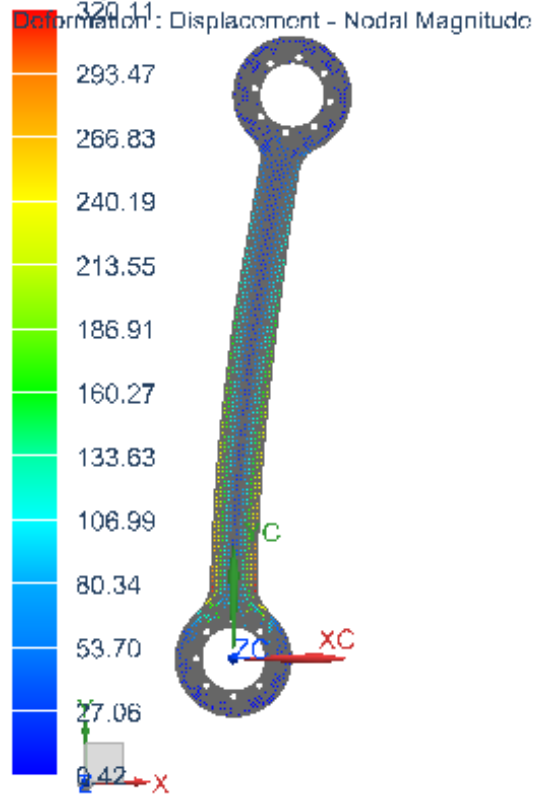
Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 2
 Controller Input - Nodal, Scalar
 Min : 0.14, Max : 372.29, Units = N/mm^2(MPa)
 Coord sys : Native

Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



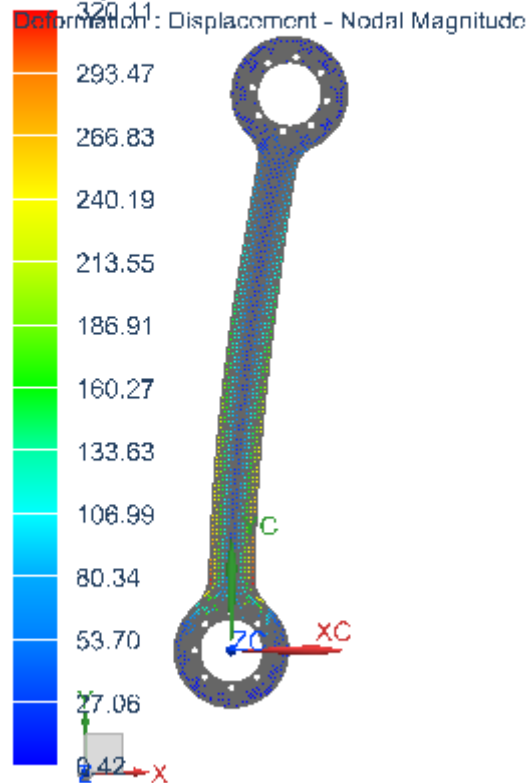
Units = N/mm^2(MPa)

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 2
 Stress - Elemental, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.42, Max : 320.11, Units = N/mm²(MPa)
 Coord sys : Native



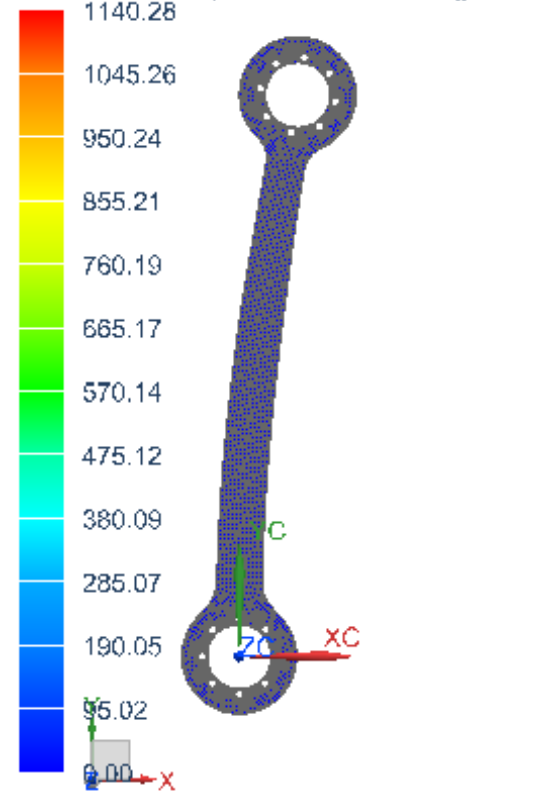
Units = N/mm²(MPa)

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 2
 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.42, Max : 320.11, Units = N/mm²(MPa)
 Coord sys : Native



Units = N/mm²(MPa)

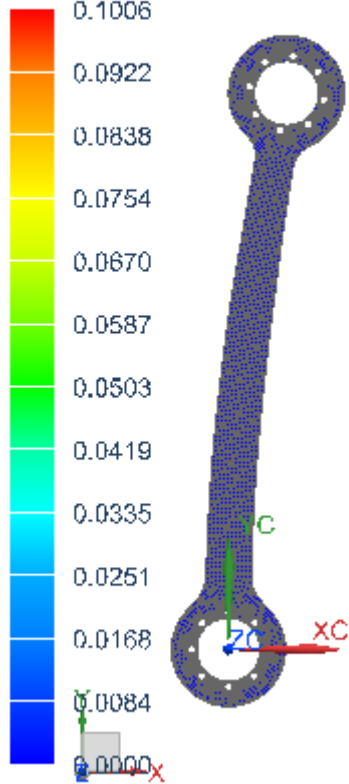
Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 2
 Reaction Force - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 1140.28, Units = N
 Coord sys : Native



Units = N

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 2
 Reaction Moment - Nodal, Magnitude
 Min : 0.0000, Max : 0.1006, Units = N-mm
 Coord sys : Native

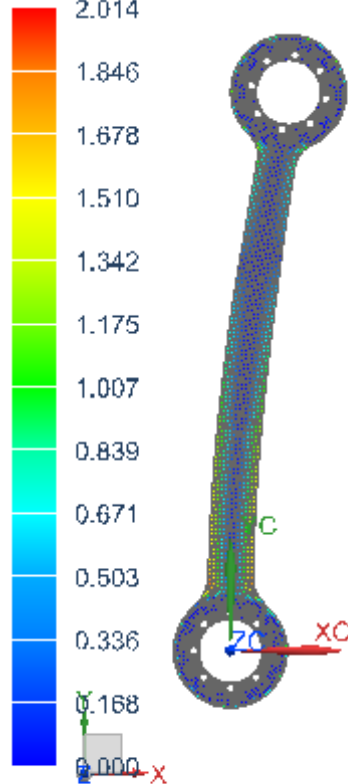
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = N-mm

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 2
 Optimization Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.000, Max : 2.014, Units = mm
 Coord sys : Native

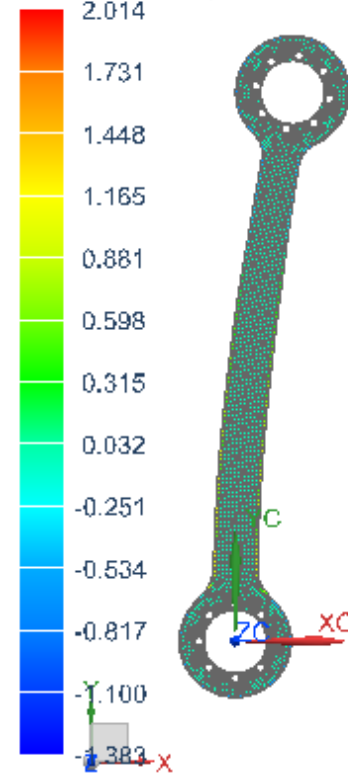
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = mm

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 2
 Optimization Displacement Magnitude - Nodal, Scalar
 Min : -1.383, Max : 2.014, Units = mm
 Coord sys : Native

Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

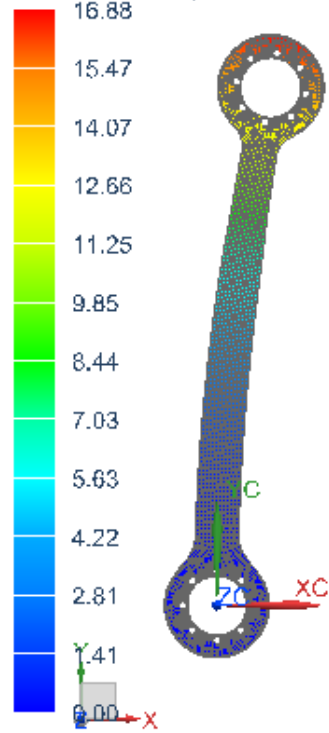


Units = mm

Fémur/Ciclo 3

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 3
Displacement - Nodal, Magnitude
Min : 0.00, Max : 16.88, Units = mm
Coord sys : Native

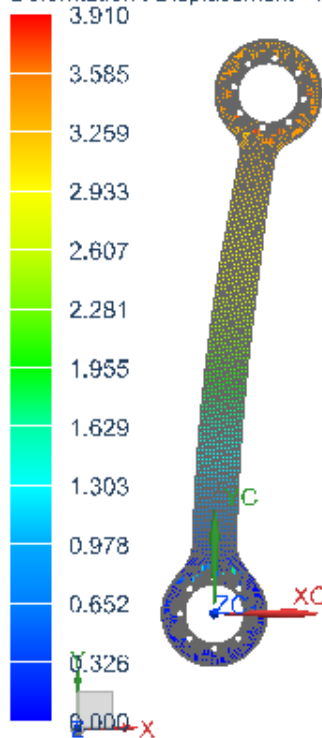
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
16.88



Units = mm

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 3
Rotation - Nodal, Magnitude
Min : 0.000, Max : 3.910, Units = degrees
Coord sys : Native

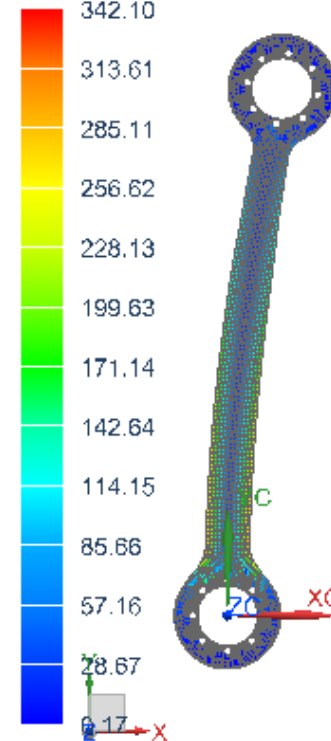
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
3.910



Units = degrees

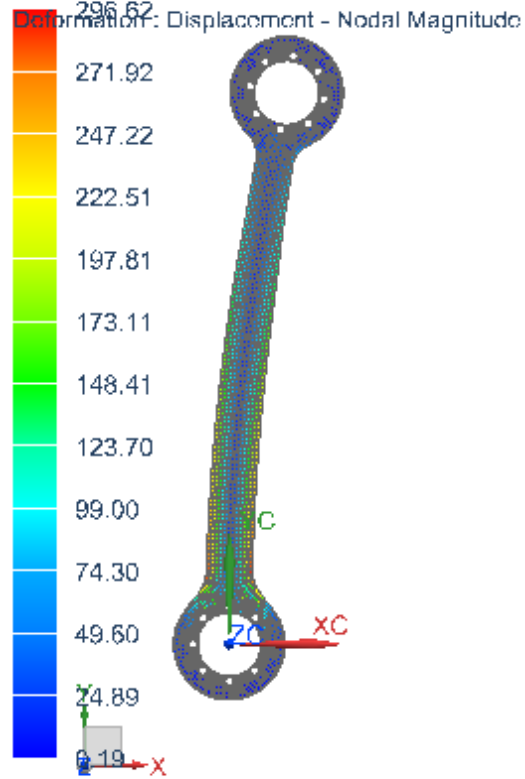
Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 3
Controller Input - Nodal, Scalar
Min : 0.17, Max : 342.10, Units = N/mm^2(MPa)
Coord sys : Native

Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
342.10



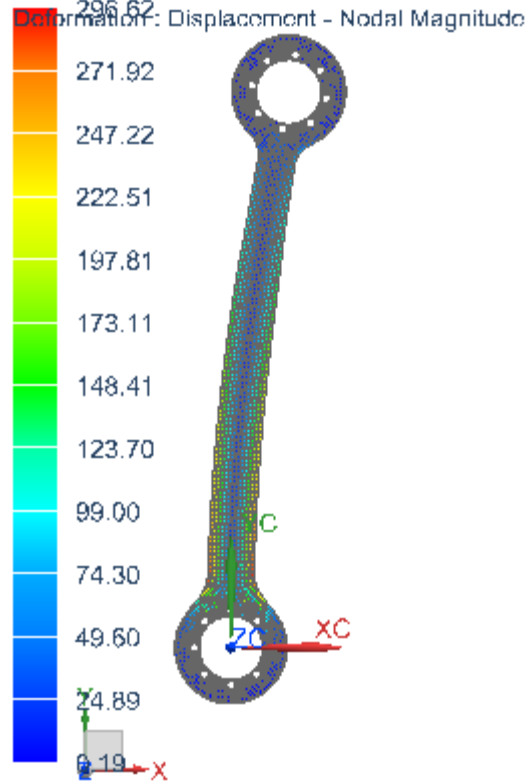
Units = N/mm^2(MPa)

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 3
 Stress - Elemental, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.19, Max : 296.62, Units = N/mm²(MPa)
 Coord sys : Native



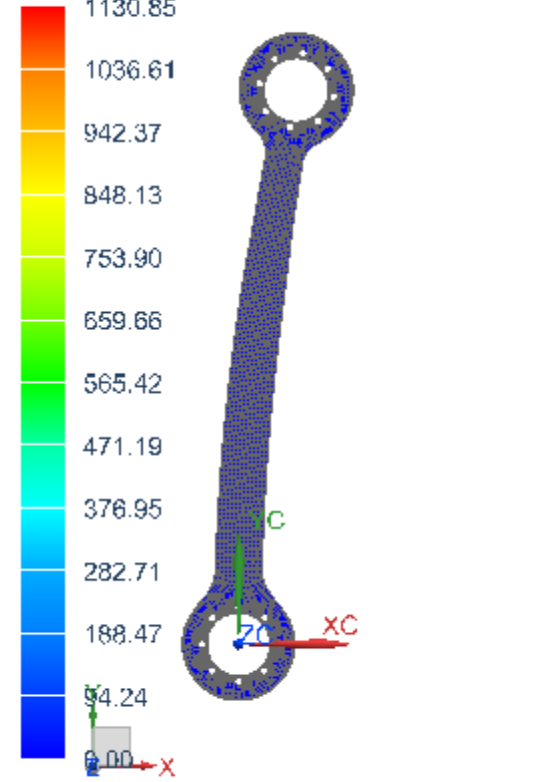
Units = N/mm²(MPa)

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 3
 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.19, Max : 296.62, Units = N/mm²(MPa)
 Coord sys : Native



Units = N/mm²(MPa)

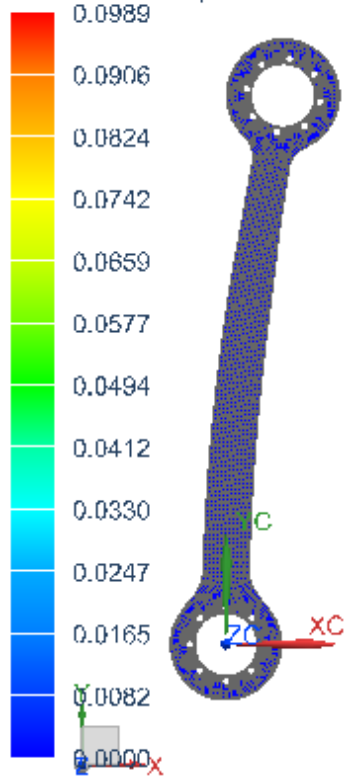
Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 3
 Reaction Force - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 1130.85, Units = N
 Coord sys : Native



Units = N

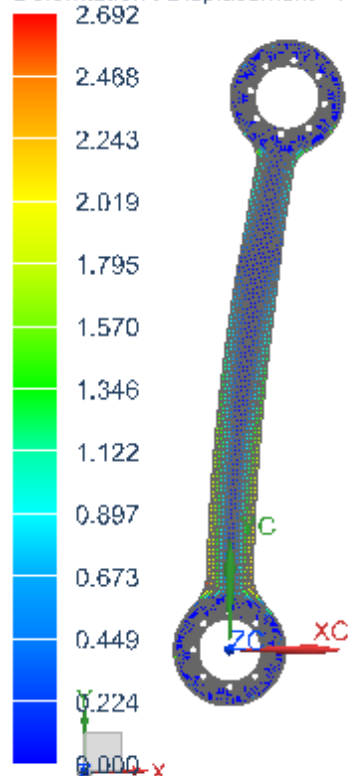
Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 3
Reaction Moment - Nodal, Magnitude
Min : 0.0000, Max : 0.0989, Units = N-mm
Coord sys : Native

Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



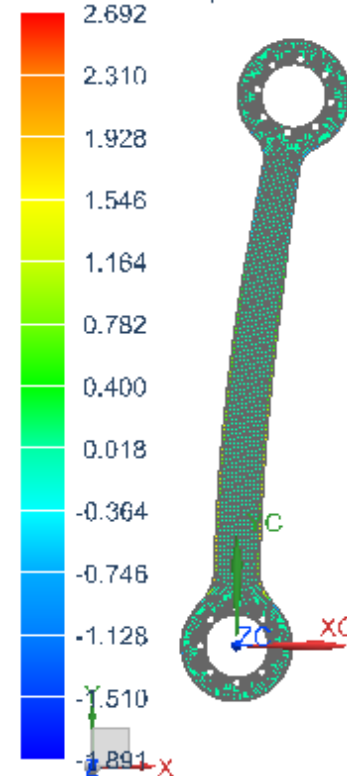
Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 3
Optimization Displacement - Nodal, Magnitude
Min : 0.000, Max : 2.692, Units = mm
Coord sys : Native

Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



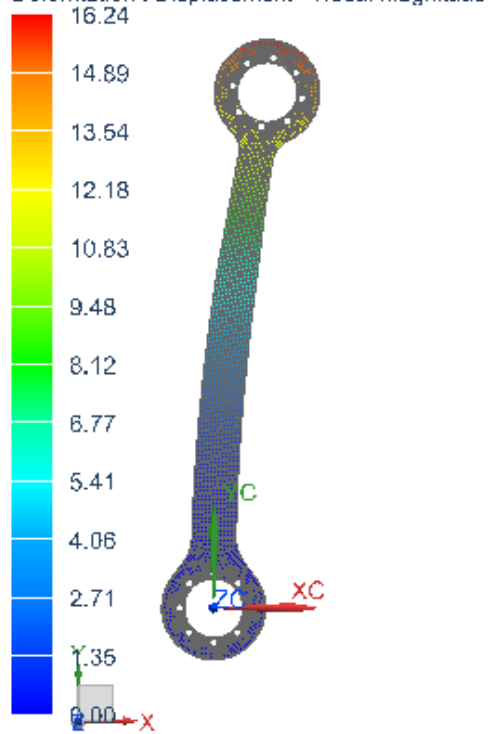
Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 3
Optimization Displacement Magnitude - Nodal, Scalar
Min : -1.891, Max : 2.692, Units = mm
Coord sys : Native

Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



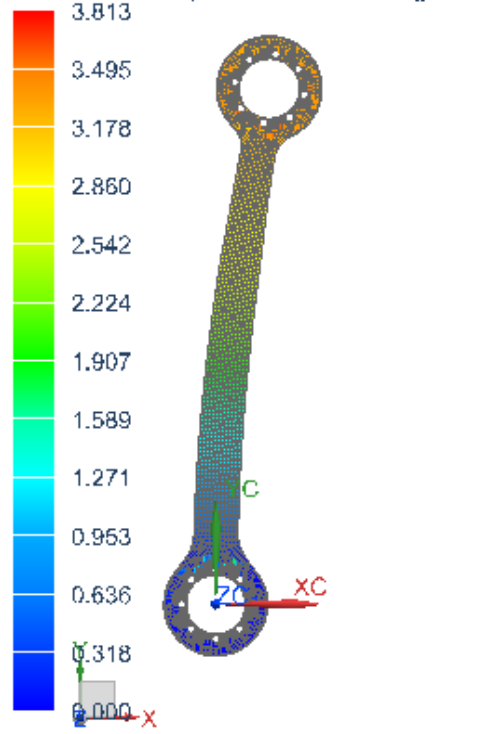
Fémur/Ciclo 4

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 4
Displacement - Nodal, Magnitude
Min : 0.00, Max : 16.24, Units = mm
Coord sys : Native
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



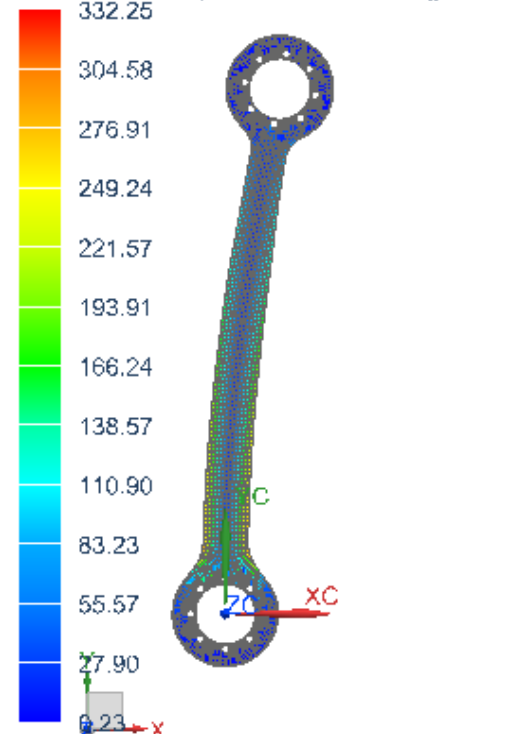
Units = mm

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 4
Rotation - Nodal, Magnitude
Min : 0.000, Max : 3.813, Units = degrees
Coord sys : Native
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



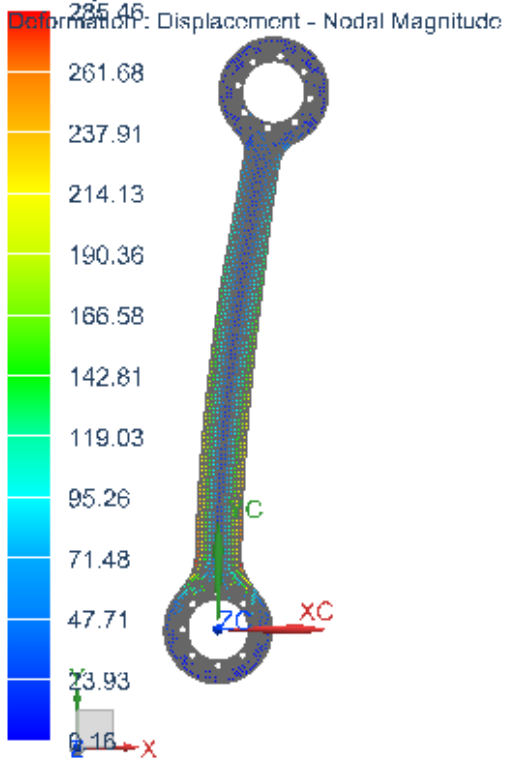
Units = degrees

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 4
Controller Input - Nodal, Scalar
Min : 0.23, Max : 332.25, Units = N/mm^2(MPa)
Coord sys : Native
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



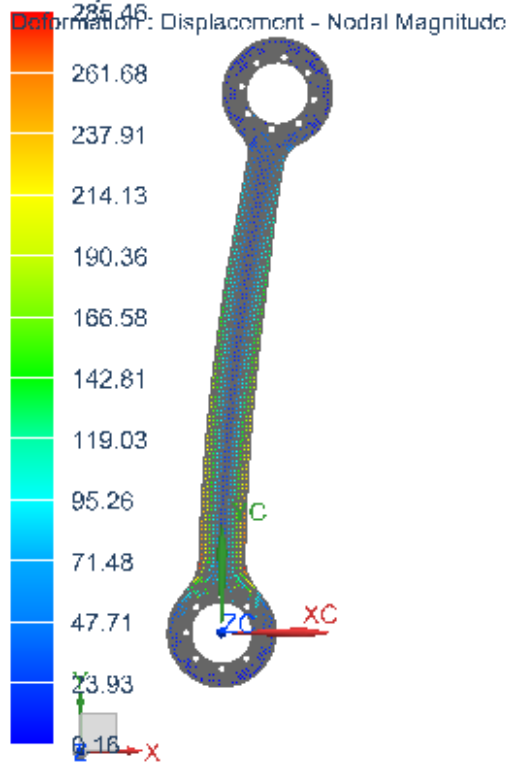
Units = N/mm^2(MPa)

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 4
 Stress - Elemental, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.16, Max : 285.46, Units = N/mm²(MPa)
 Coord sys : Native



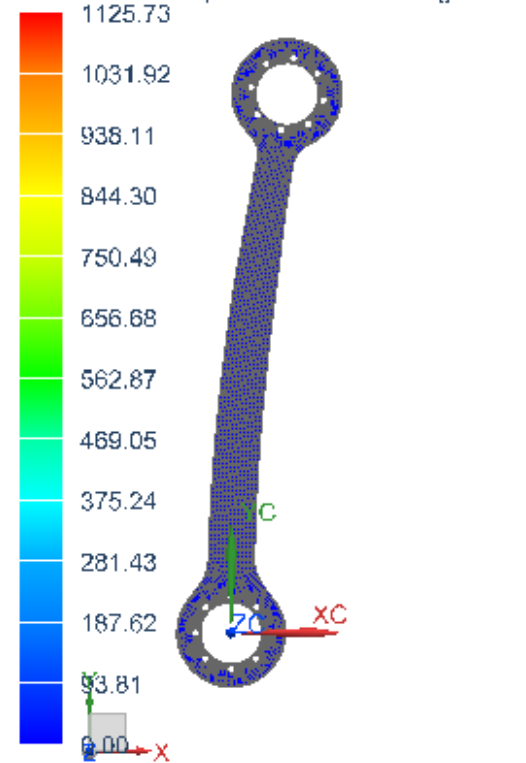
Units = N/mm²(MPa)

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 4
 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.16, Max : 285.46, Units = N/mm²(MPa)
 Coord sys : Native



Units = N/mm²(MPa)

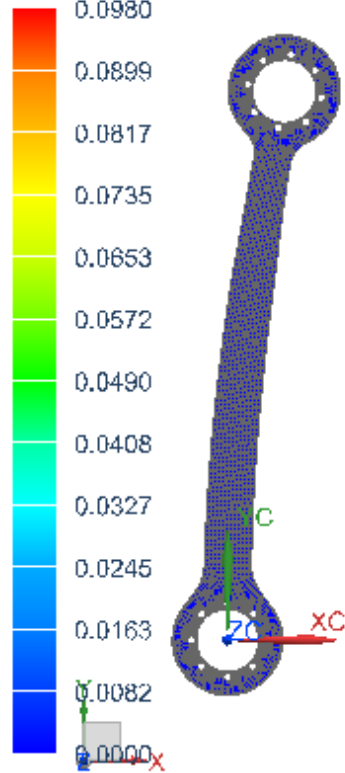
Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 4
 Reaction Force - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 1125.73, Units = N
 Coord sys : Native



Units = N

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 4
 Reaction Moment - Nodal, Magnitude
 Min : 0.0000, Max : 0.0980, Units = N-mm
 Coord sys : Native

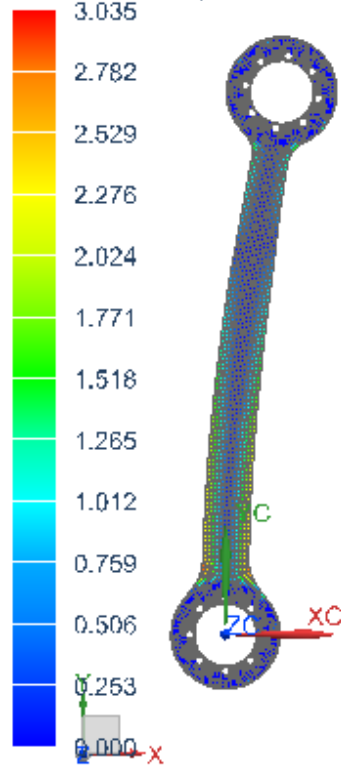
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = N-mm

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 4
 Optimization Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.000, Max : 3.035, Units = mm
 Coord sys : Native

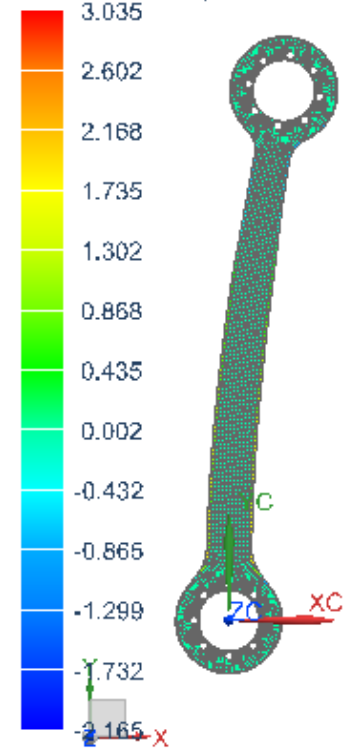
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = mm

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 4
 Optimization Displacement Magnitude - Nodal, Scalar
 Min : -2.165, Max : 3.035, Units = mm
 Coord sys : Native

Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

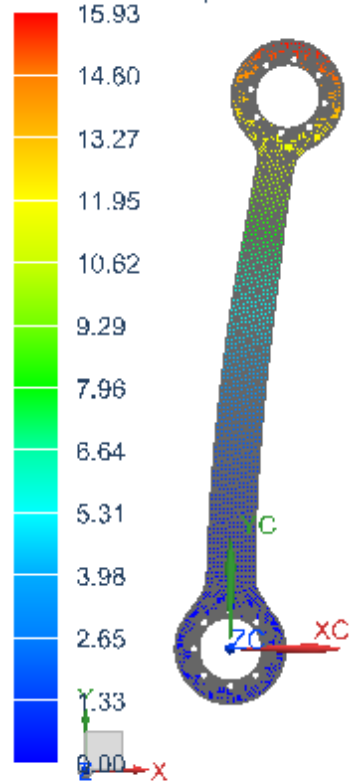


Units = mm

Fémur/Ciclo 5

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 5
Displacement - Nodal, Magnitude
Min : 0.00, Max : 15.93, Units = mm
Coord sys : Native

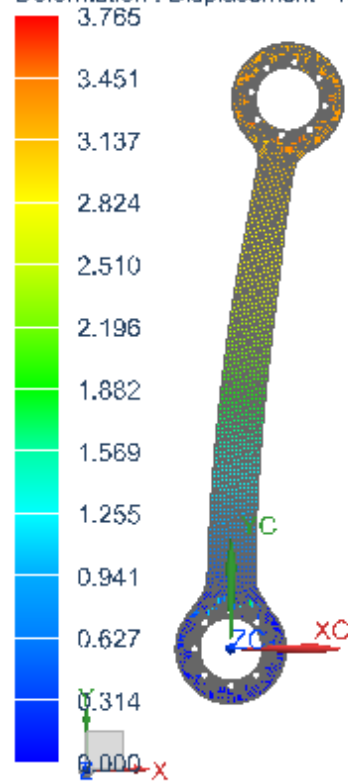
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = mm

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 5
Rotation - Nodal, Magnitude
Min : 0.000, Max : 3.765, Units = degrees
Coord sys : Native

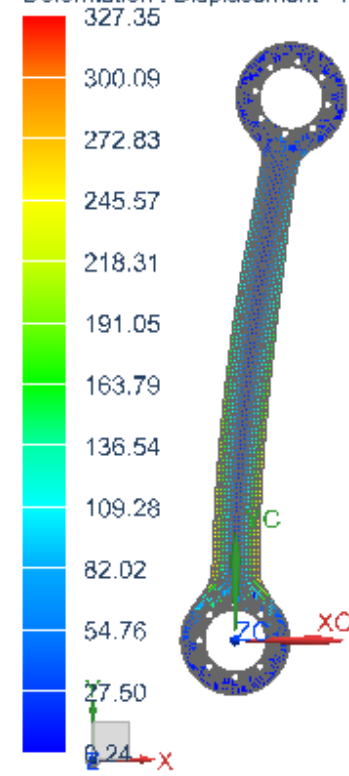
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = degrees

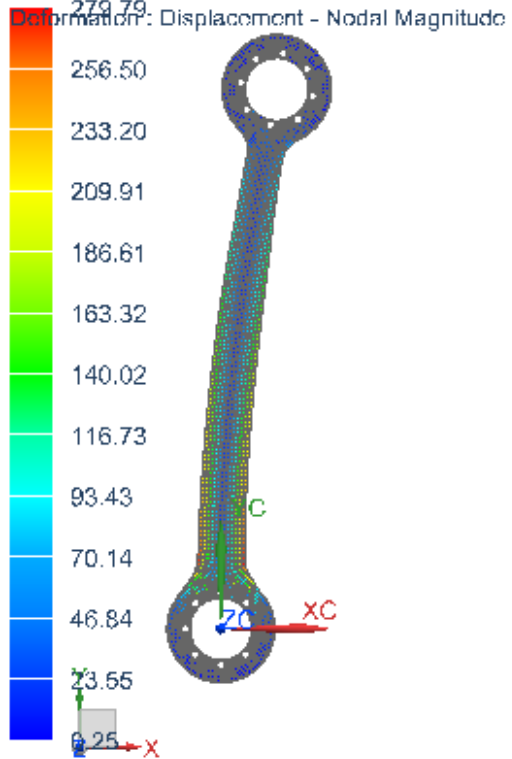
Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 5
Controller Input - Nodal, Scalar
Min : 0.24, Max : 327.35, Units = N/mm^2(MPa)
Coord sys : Native

Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



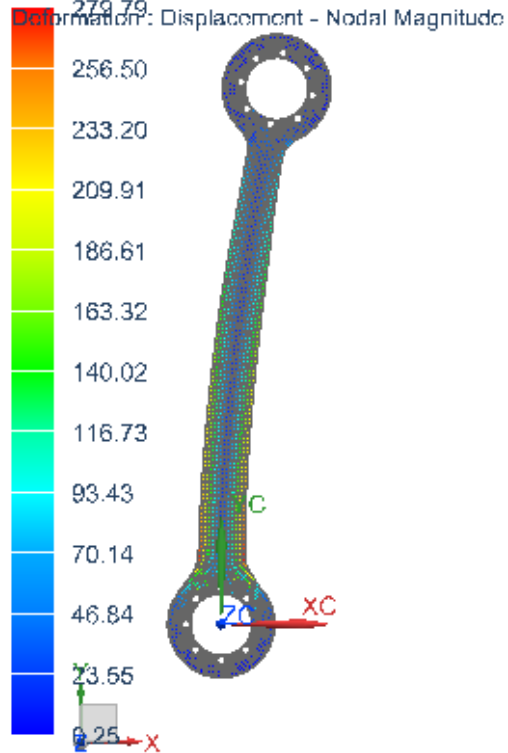
Units = N/mm^2(MPa)

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 5
 Stress - Elemental, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.25, Max : 279.79, Units = N/mm^2(MPa)
 Coord sys : Native



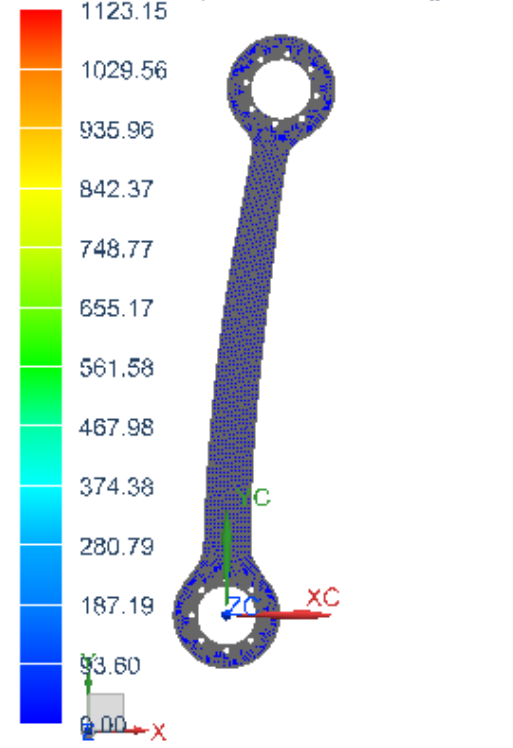
Units = N/mm^2(MPa)

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 5
 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.25, Max : 279.79, Units = N/mm^2(MPa)
 Coord sys : Native



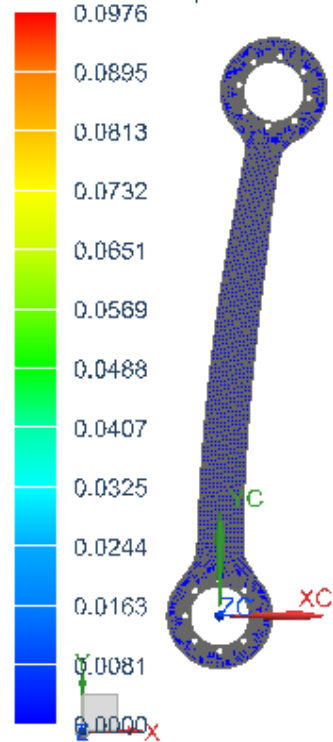
Units = N/mm^2(MPa)

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 5
 Reaction Force - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 1123.15, Units = N
 Coord sys : Native



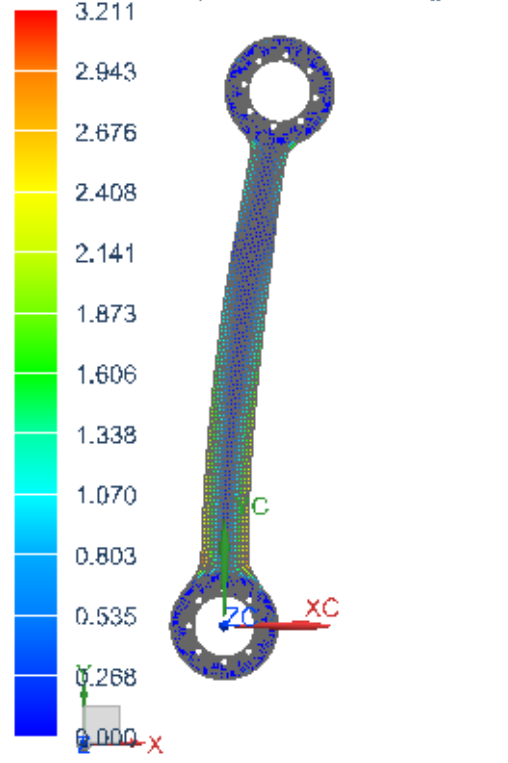
Units = N

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 5
 Reaction Moment - Nodal, Magnitude
 Min : 0.0000, Max : 0.0976, Units = N-mm
 Coord sys : Native
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



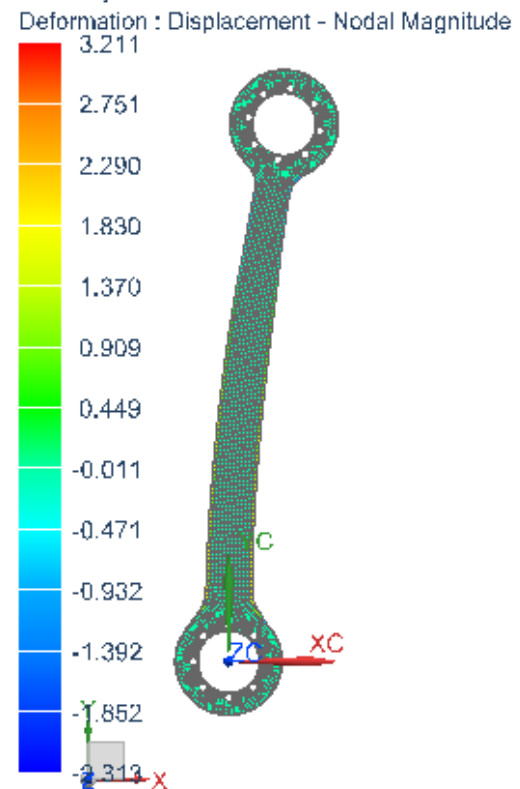
Units = N-mm

Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 5
 Optimization Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.000, Max : 3.211, Units = mm
 Coord sys : Native
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = mm

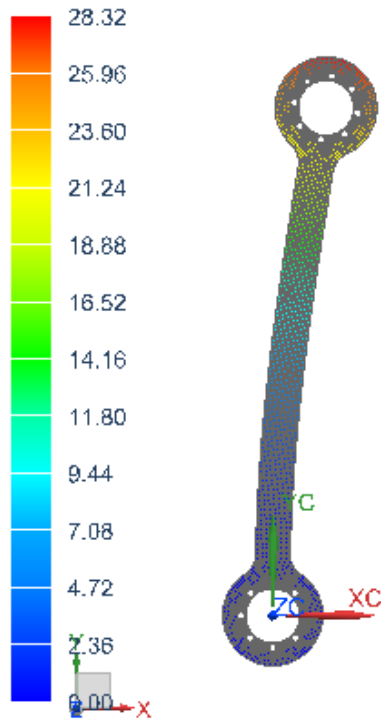
Opt_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 5
 Optimization Displacement Magnitude - Nodal, Scalar
 Min : -2.313, Max : 3.211, Units = mm
 Coord sys : Native
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = mm

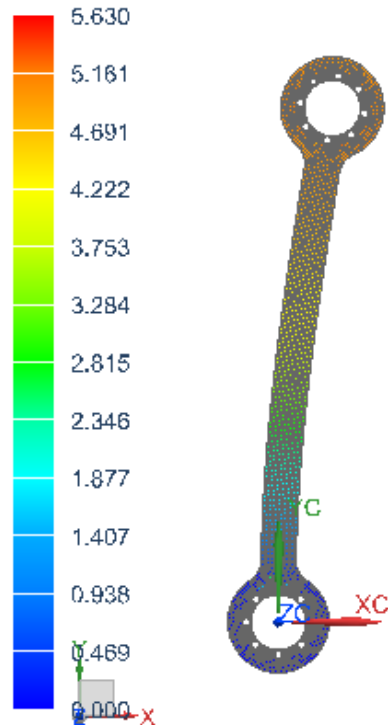
Tibia-Peroné/Ciclo 0

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 0
 Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 28.32, Units = mm
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



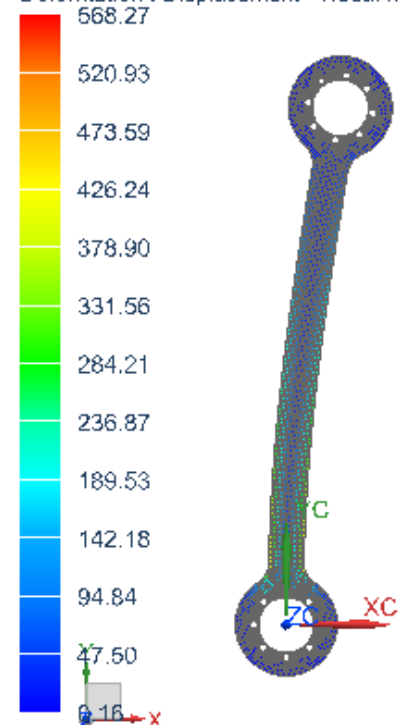
Units = mm

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 0
 Rotation - Nodal, Magnitude
 Min : 0.000, Max : 5.630, Units = degrees
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



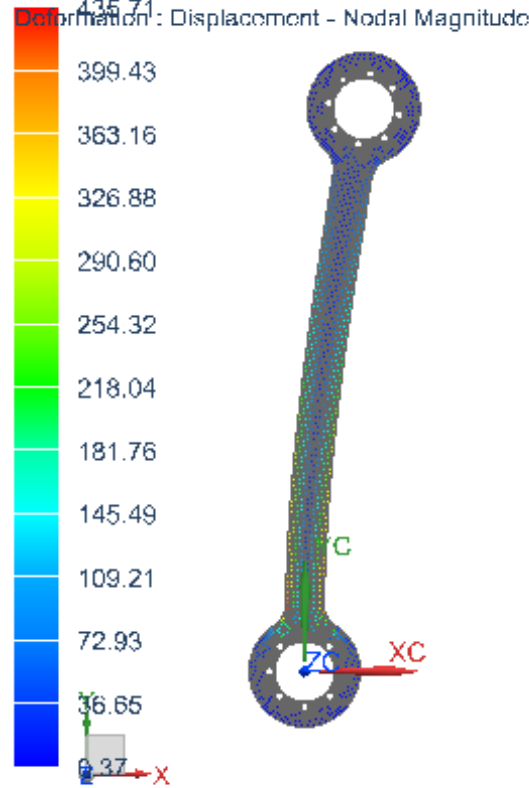
Units = degrees

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 0
 Controller Input - Nodal, Scalar
 Min : 0.16, Max : 568.27, Units = N/mm^2(MPa)
 Coord sys : Native
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



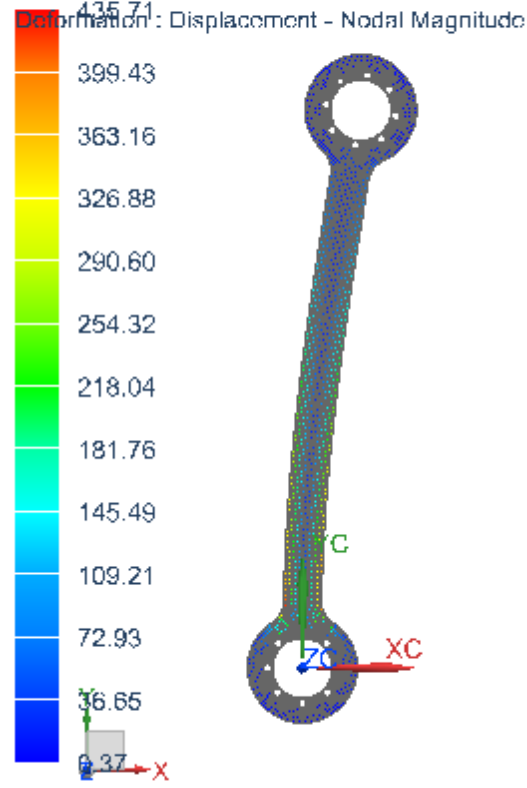
Units = N/mm^2(MPa)

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 0
 Stress - Elemental, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.37, Max : 435.71, Units = N/mm²(MPa)
 Coord sys : Native



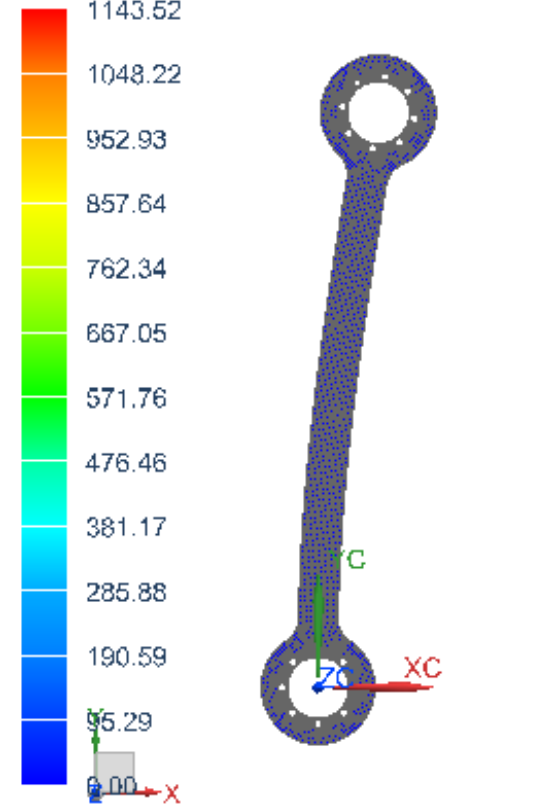
Units = N/mm²(MPa)

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 0
 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.37, Max : 435.71, Units = N/mm²(MPa)
 Coord sys : Native



Units = N/mm²(MPa)

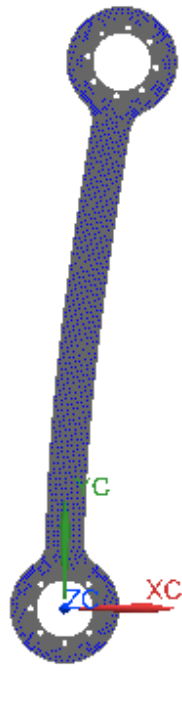
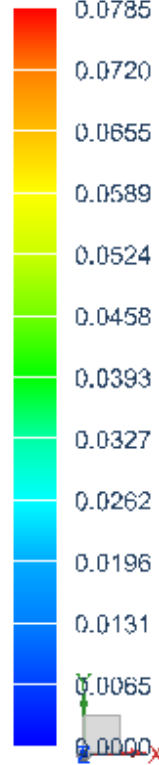
Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 0
 Reaction Force - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 1143.52, Units = N
 Coord sys : Native



Units = N

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 0
Reaction Moment - Nodal, Magnitude
Min : 0.0000, Max : 0.0785, Units = N-mm
Coord sys : Native

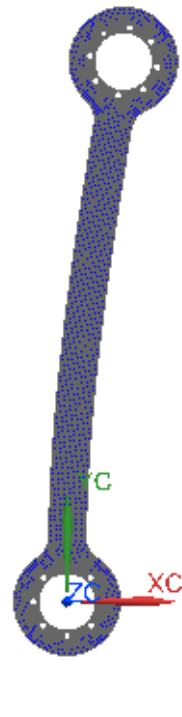
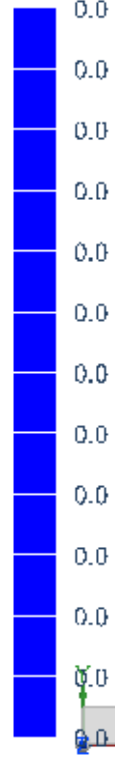
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
0.0785



Units = N-mm

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 0
Optimization Displacement - Nodal, Magnitude
Min : 0.0, Max : 0.0, Units = mm
Coord sys : Native

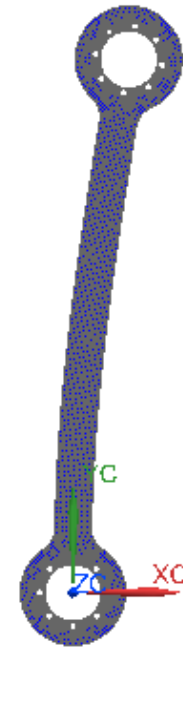
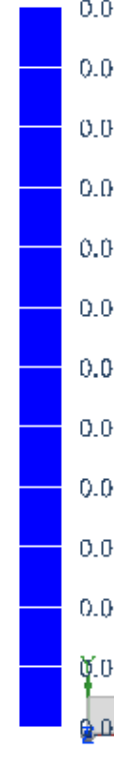
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
0.0



Units = mm

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 0
Optimization Displacement Magnitude - Nodal, Scalar
Min : 0.0, Max : 0.0, Units = mm
Coord sys : Native

Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
0.0

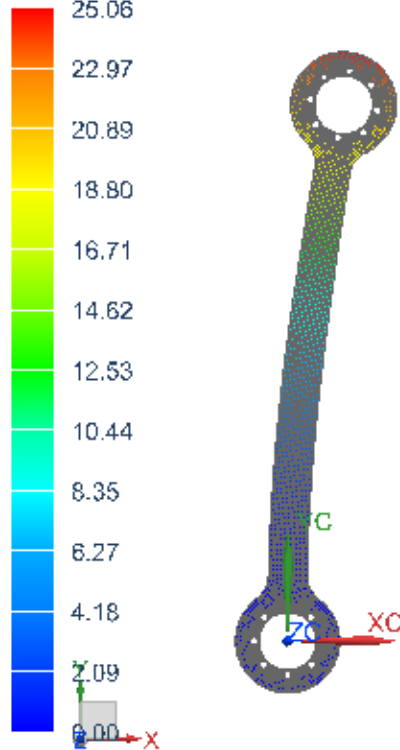


Units = mm

Tibia-Peroné/Ciclo 1

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 1
 Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 25.06, Units = mm
 Coord sys : Native

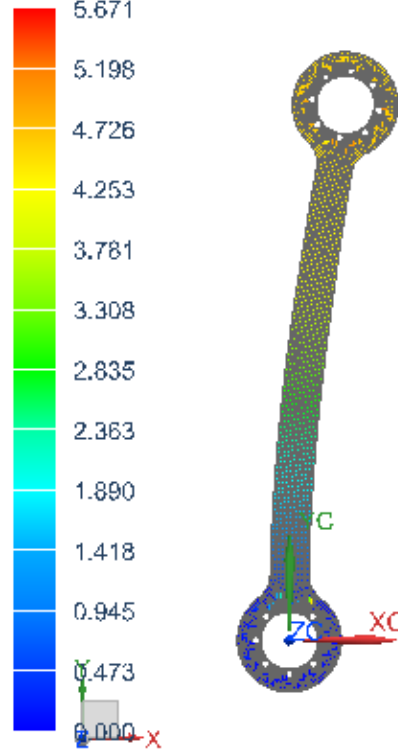
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
 25.06



Units = mm

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 1
 Rotation - Nodal, Magnitude
 Min : 0.000, Max : 5.671, Units = degrees
 Coord sys : Native

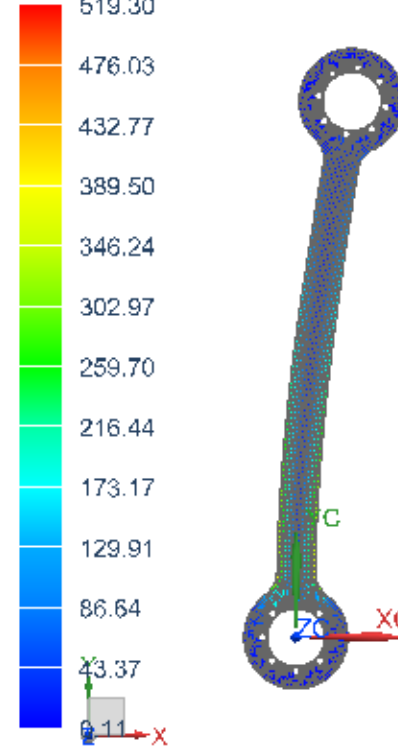
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
 5.671



Units = degrees

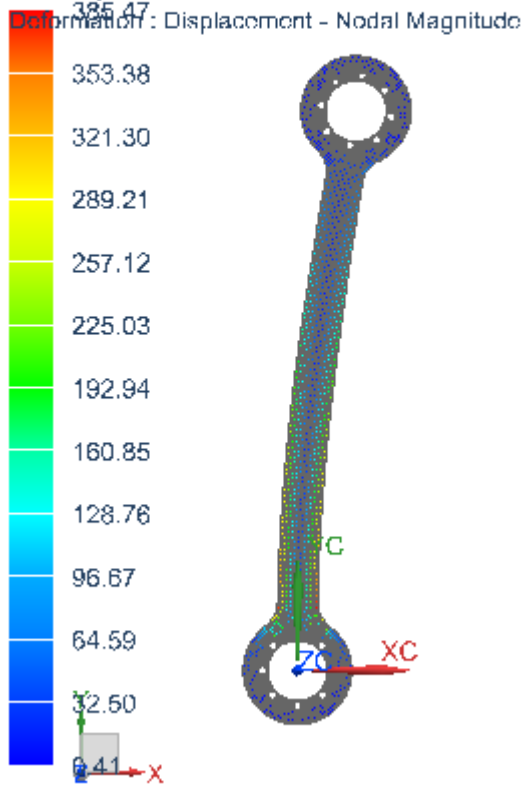
Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 1
 Controller Input - Nodal, Scalar
 Min : 0.11, Max : 519.30, Units = N/mm^2(MPa)
 Coord sys : Native

Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
 519.30



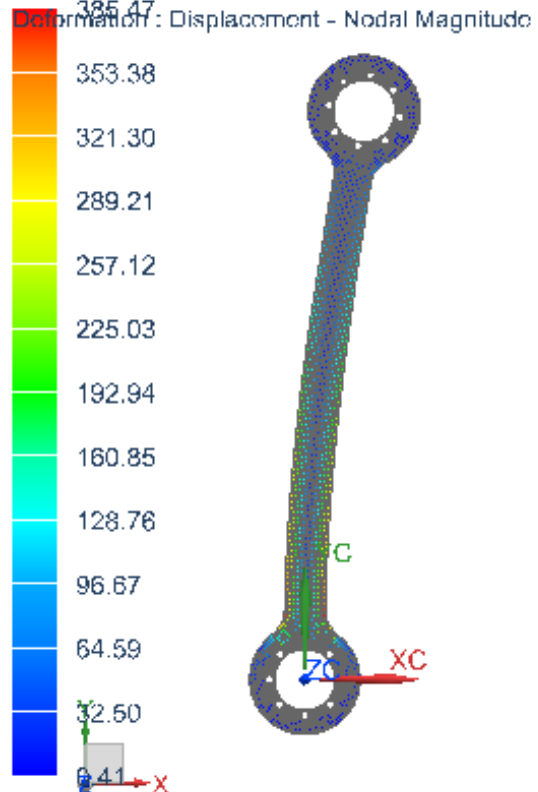
Units = N/mm^2(MPa)

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 1
 Stress - Elemental, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.41, Max : 385.47, Units = N/mm^2(MPa)
 Coord sys : Native



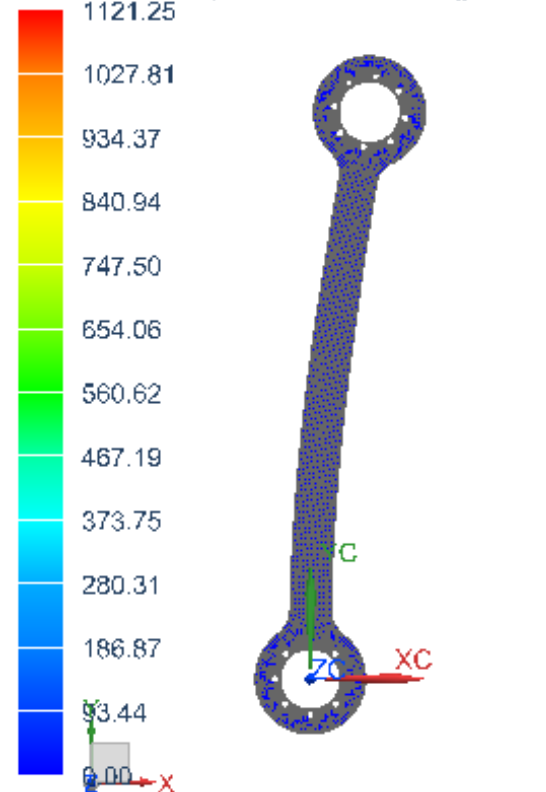
Units = N/mm^2(MPa)

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 1
 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.41, Max : 385.47, Units = N/mm^2(MPa)
 Coord sys : Native



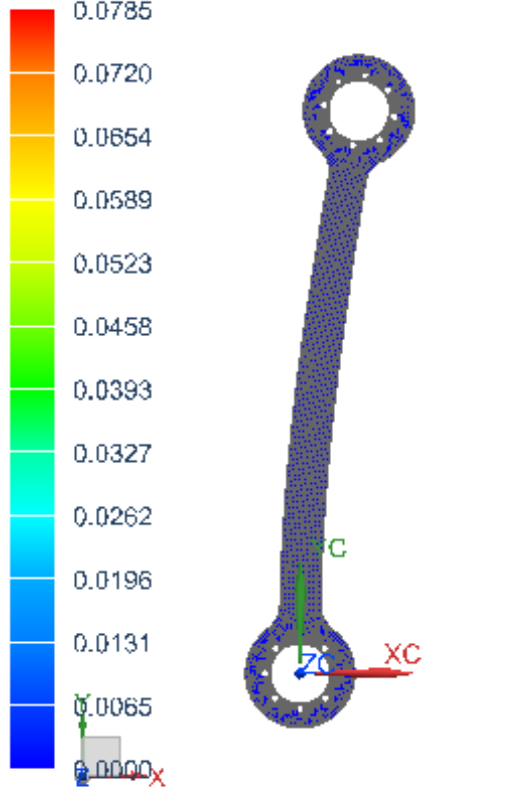
Units = N/mm^2(MPa)

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 1
 Reaction Force - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 1121.25, Units = N
 Coord sys : Native



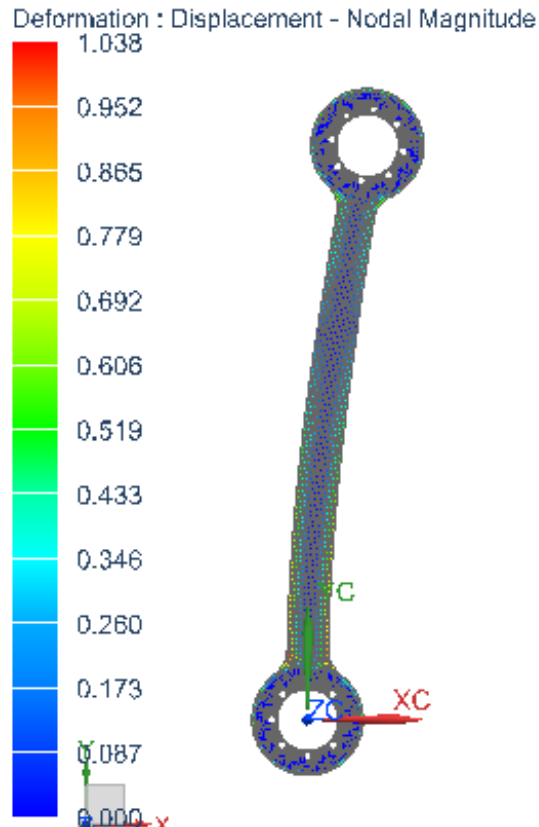
Units = N

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 1
 Reaction Moment - Nodal, Magnitude
 Min : 0.0000, Max : 0.0785, Units = N-mm
 Coord sys : Native
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



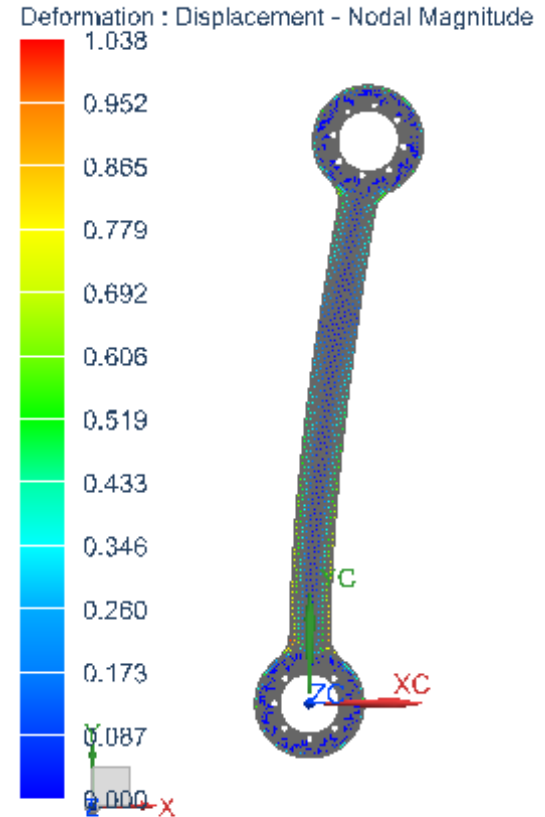
Units = N-mm

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 1
 Optimization Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.000, Max : 1.038, Units = mm
 Coord sys : Native
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = mm

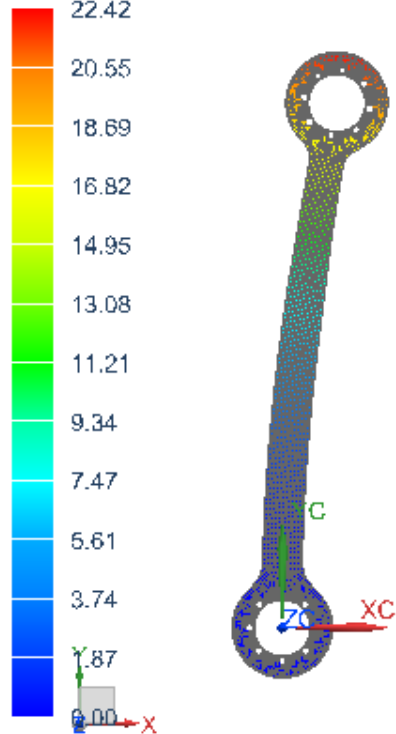
Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 1
 Optimization Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.000, Max : 1.038, Units = mm
 Coord sys : Native
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = mm

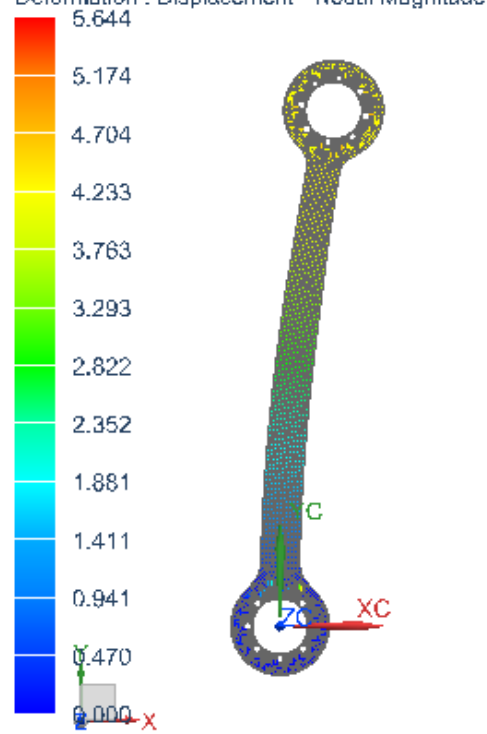
Tibia-Peroné/Ciclo 2

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 2
 Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 22.42, Units = mm
 Coord sys : Native
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



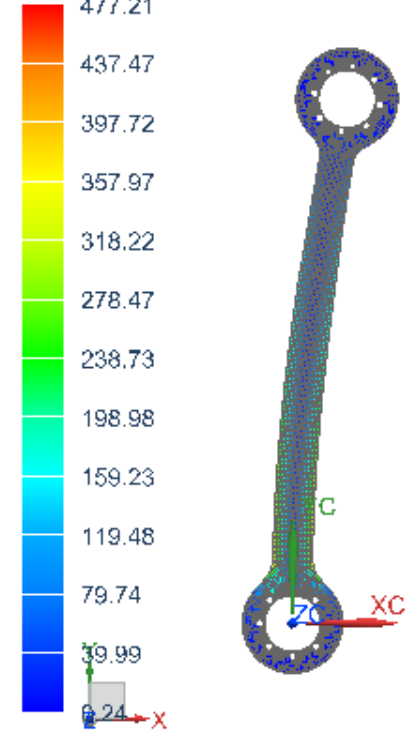
Units = mm

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 2
 Rotation - Nodal, Magnitude
 Min : 0.000, Max : 5.644, Units = degrees
 Coord sys : Native
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



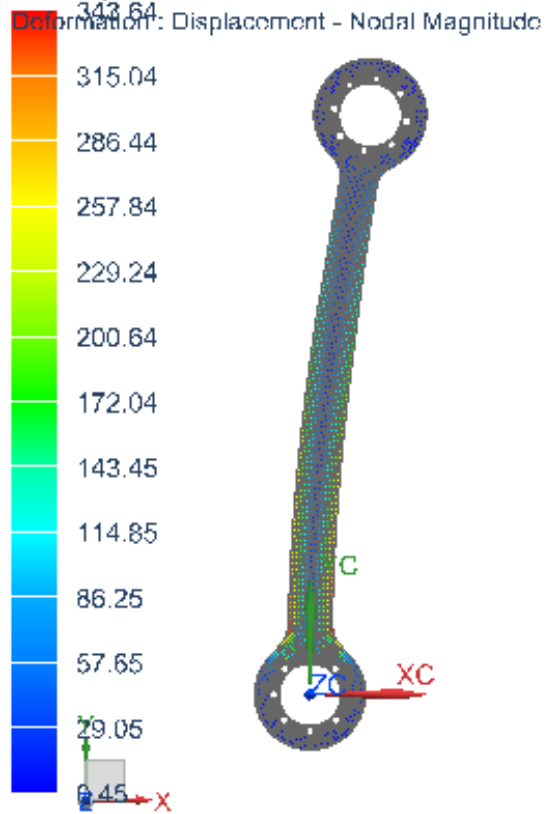
Units = degrees

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 2
 Controller Input - Nodal, Scalar
 Min : 0.24, Max : 477.21, Units = N/mm^2(MPa)
 Coord sys : Native
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

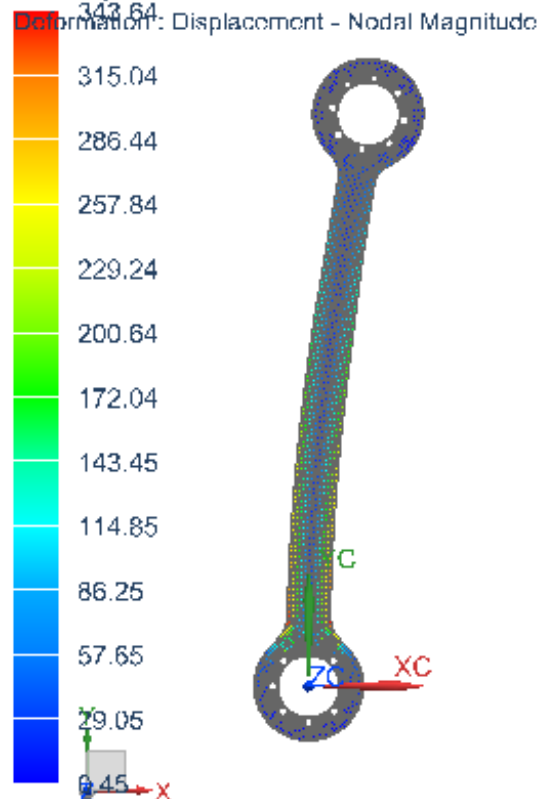


Units = N/mm^2(MPa)

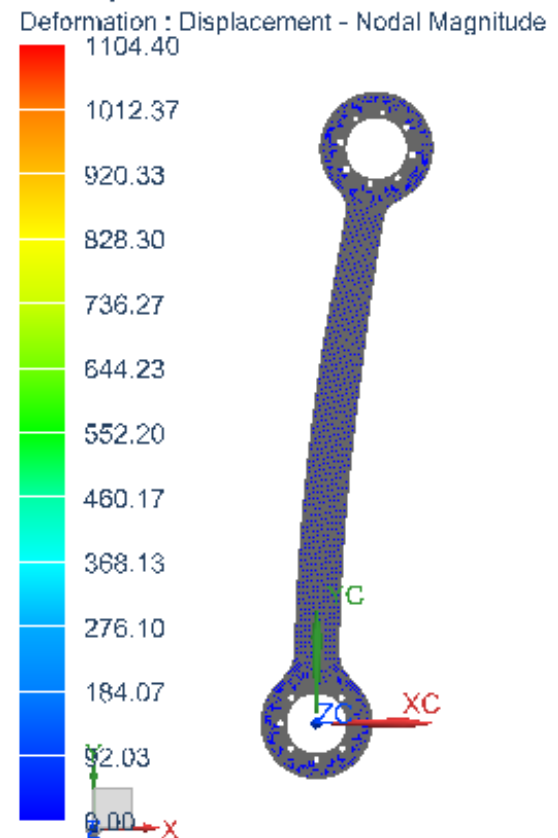
Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 2
 Stress - Elemental, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.45, Max : 343.64, Units = N/mm²(MPa)
 Coord sys : Native



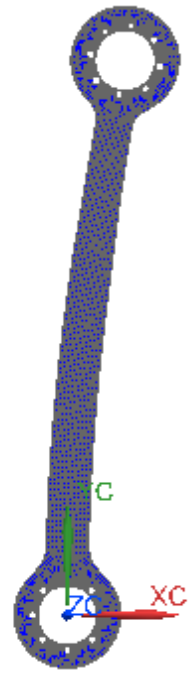
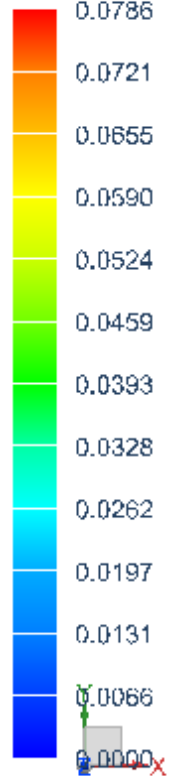
Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 2
 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.45, Max : 343.64, Units = N/mm²(MPa)
 Coord sys : Native



Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 2
 Reaction Force - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 1104.40, Units = N
 Coord sys : Native

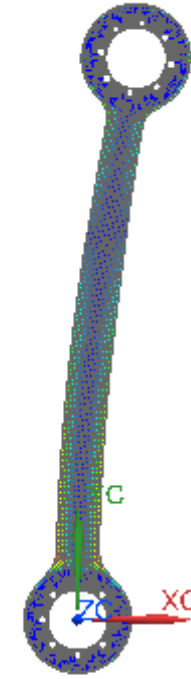
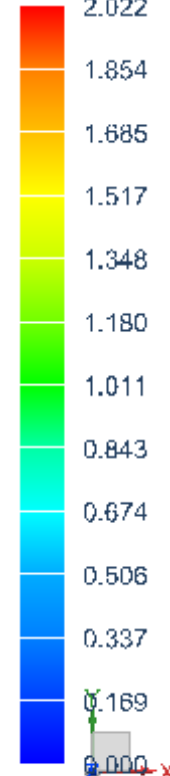


Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 2
 Reaction Moment - Nodal, Magnitude
 Min : 0.0000, Max : 0.0786, Units = N-mm
 Coord sys : Native
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



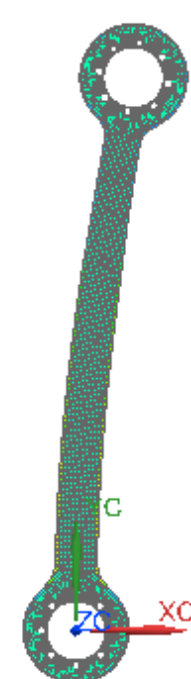
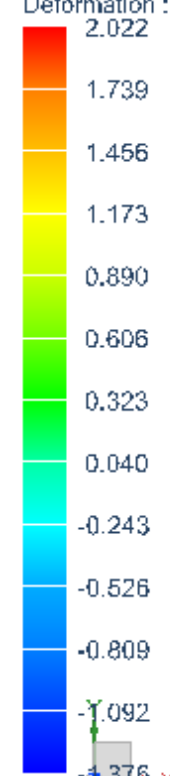
Units = N-mm

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 2
 Optimization Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.000, Max : 2.022, Units = mm
 Coord sys : Native
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = mm

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 2
 Optimization Displacement Magnitude - Nodal, Scalar
 Min : -1.376, Max : 2.022, Units = mm
 Coord sys : Native
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

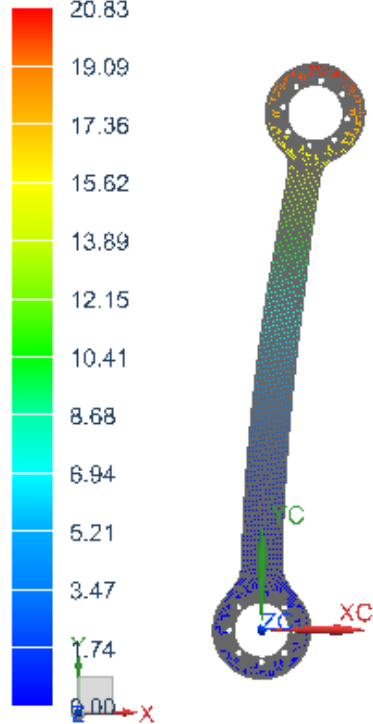


Units = mm

Tibia-Peroné/Ciclo 3

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 3
 Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 20.83, Units = mm
 Coord sys : Native

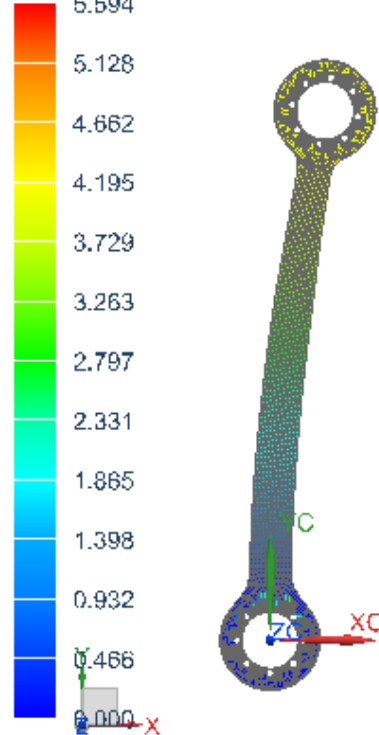
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
 20.83



Units = mm

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 3
 Rotation - Nodal, Magnitude
 Min : 0.000, Max : 5.594, Units = degrees
 Coord sys : Native

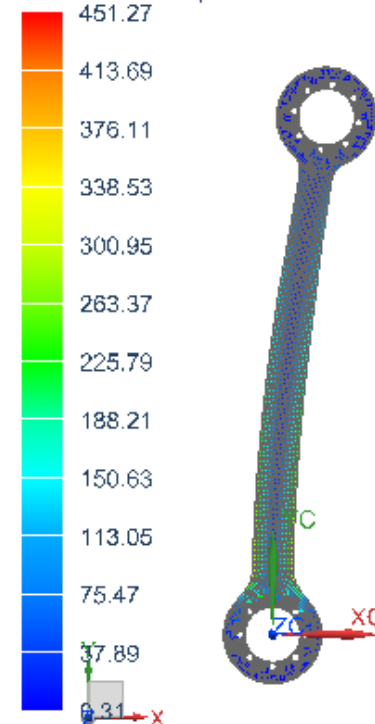
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
 5.594



Units = degrees

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 3
 Controller Input - Nodal, Scalar
 Min : 0.31, Max : 451.27, Units = N/mm^2(MPa)
 Coord sys : Native

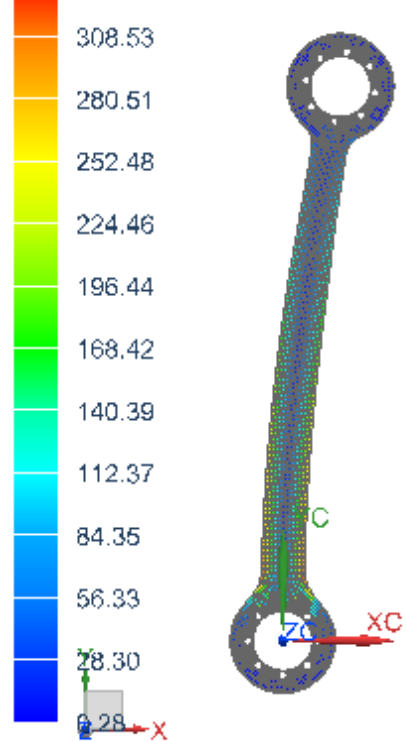
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
 451.27



Units = N/mm^2(MPa)

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 3
 Stress - Elemental, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.28, Max : 336.55, Units = N/mm^2(MPa)
 Coord sys : Native

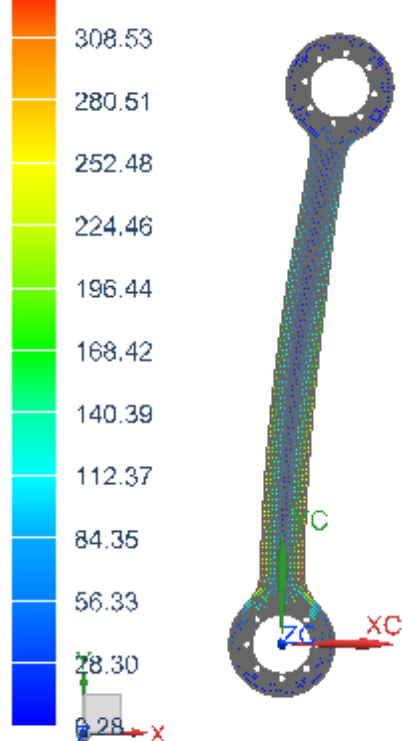
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = N/mm^2(MPa)

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 3
 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.28, Max : 336.55, Units = N/mm^2(MPa)
 Coord sys : Native

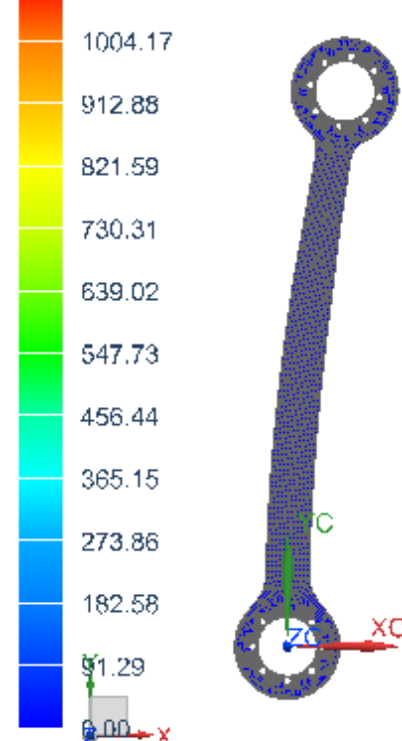
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = N/mm^2(MPa)

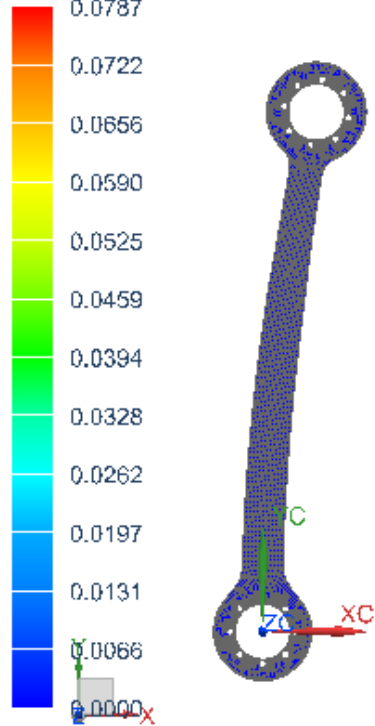
Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 3
 Reaction Force - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 1095.46, Units = N
 Coord sys : Native

Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



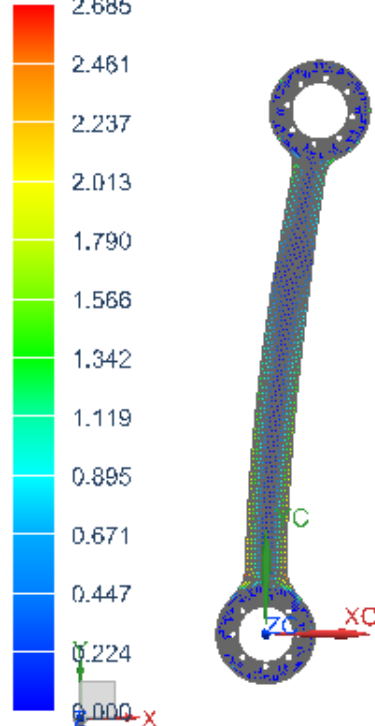
Units = N

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 3
 Reaction Moment - Nodal, Magnitude
 Min : 0.0000, Max : 0.0787, Units = N-mm
 Coord sys : Native
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



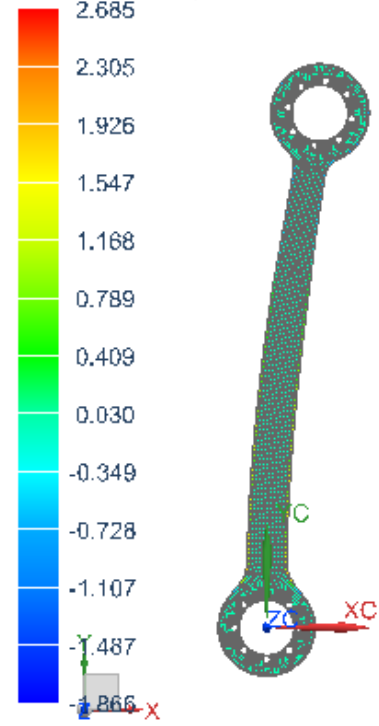
Units = N-mm

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 3
 Optimization Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.000, Max : 2.685, Units = mm
 Coord sys : Native
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = mm

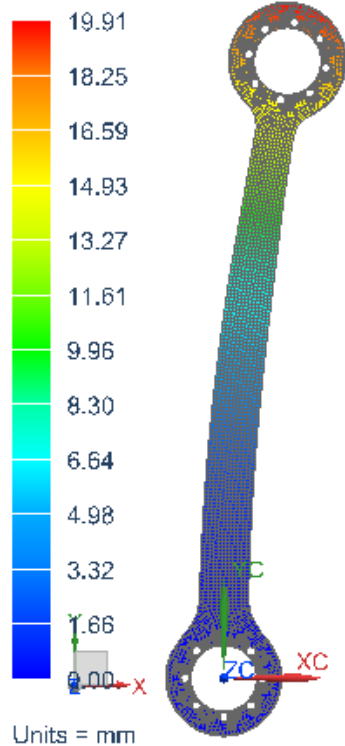
Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 3
 Optimization Displacement Magnitude - Nodal, Scalar
 Min : -1.866, Max : 2.685, Units = mm
 Coord sys : Native
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



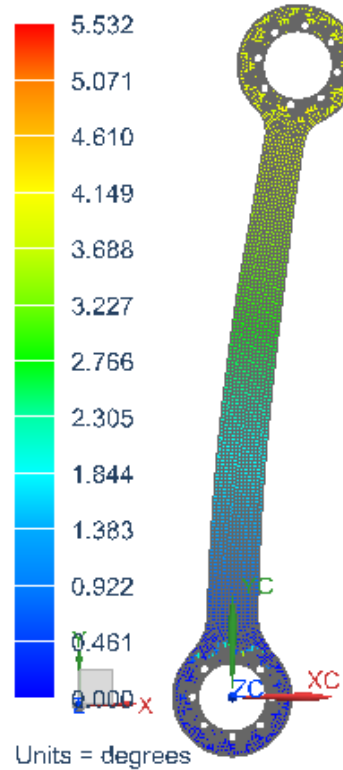
Units = mm

Tibia-Peroné/Ciclo 4

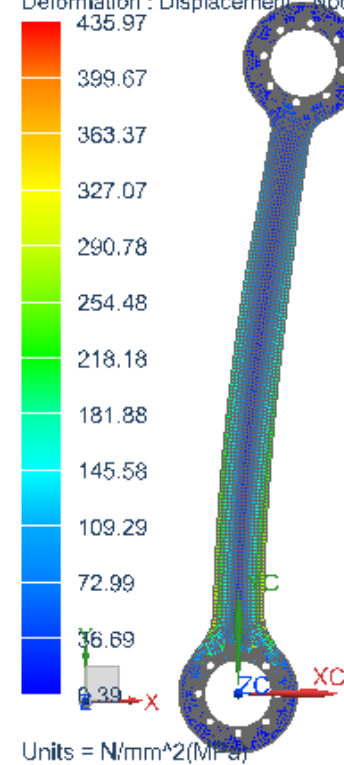
Opt tibia 6mm sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 4
 Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 19.91, Units = mm
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



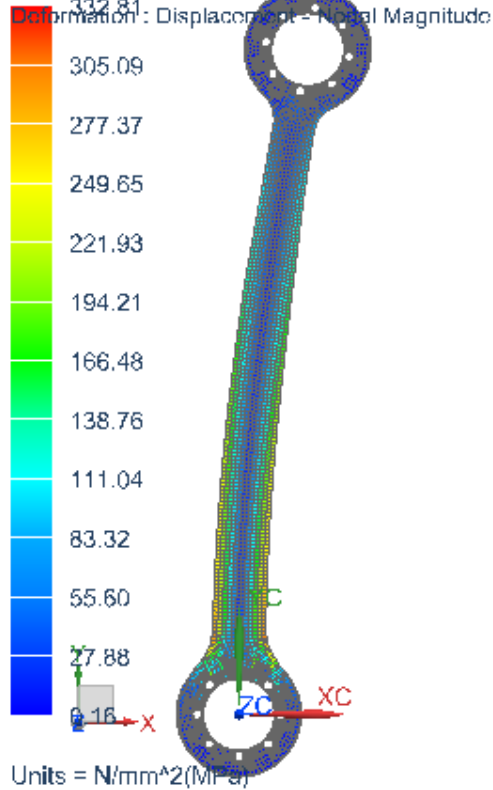
Opt tibia 6mm sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 4
 Rotation - Nodal, Magnitude
 Min : 0.000, Max : 5.532, Units = degrees
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



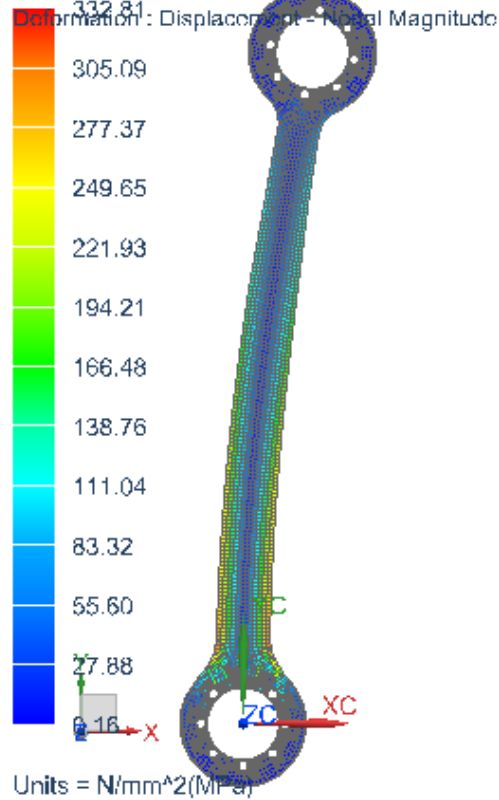
Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 4
 Controller Input - Nodal, Scalar
 Min : 0.39, Max : 435.97, Units = N/mm^2(MPa)
 Coord sys : Native
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



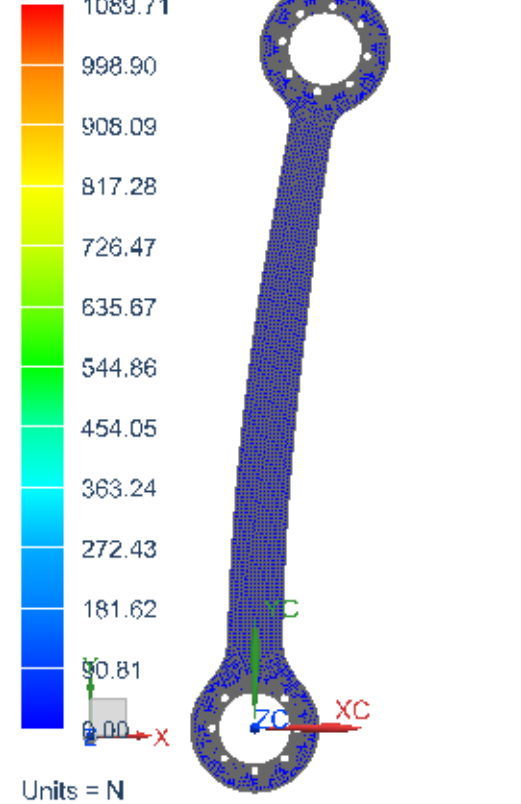
Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 4
 Stress - Elemental, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.16, Max : 332.81, Units = N/mm²(MPa)
 Coord sys : Native



Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 4
 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.16, Max : 332.81, Units = N/mm²(MPa)
 Coord sys : Native

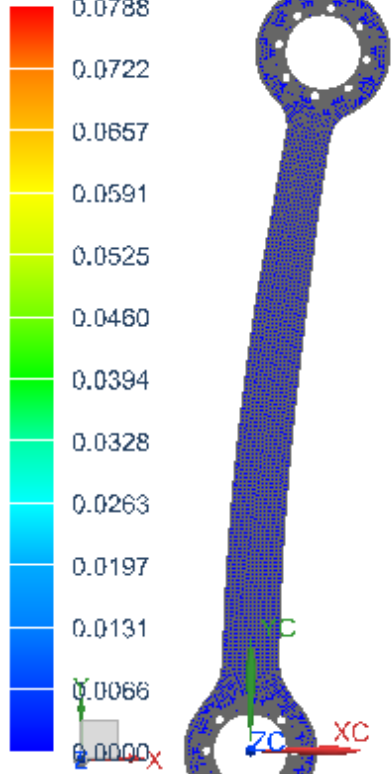


Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 4
 Reaction Force - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 1089.71, Units = N
 Coord sys : Native



Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 4
 Reaction Moment - Nodal, Magnitude
 Min : 0.0000, Max : 0.0788, Units = N-mm
 Coord sys : Native

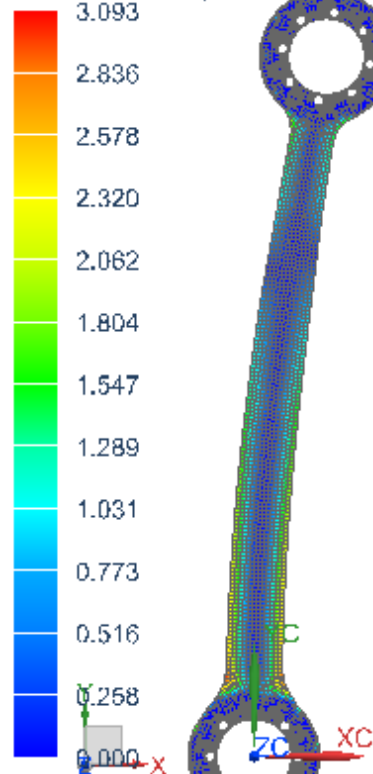
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = N-mm

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 4
 Optimization Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.000, Max : 3.093, Units = mm
 Coord sys : Native

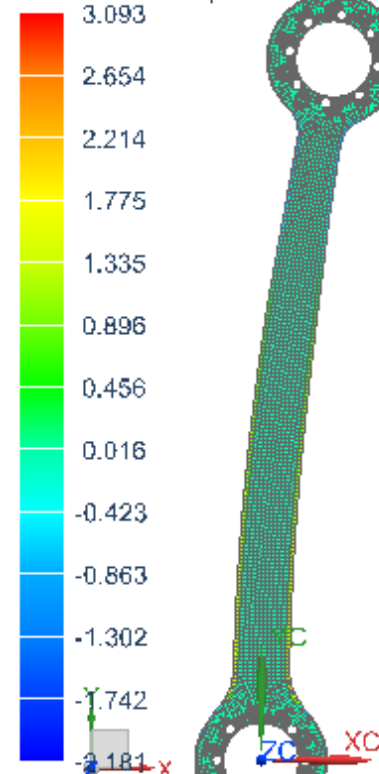
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = mm

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 4
 Optimization Displacement Magnitude - Nodal, Scalar
 Min : -2.181, Max : 3.093, Units = mm
 Coord sys : Native

Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

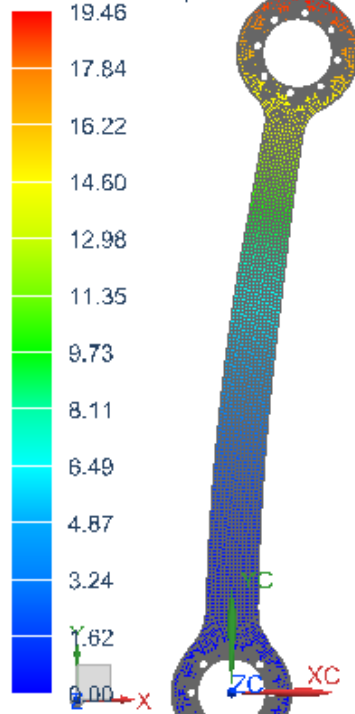


Units = mm

Tibia-Peroné/Ciclo 5

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 5
 Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 19.46, Units = mm
 Coord sys : Native

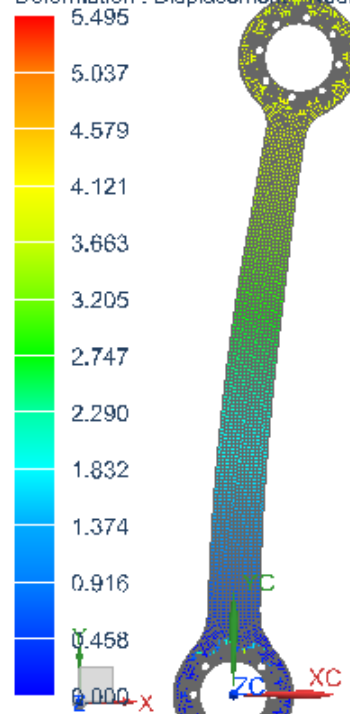
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = mm

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 5
 Rotation - Nodal, Magnitude
 Min : 0.000, Max : 5.495, Units = degrees
 Coord sys : Native

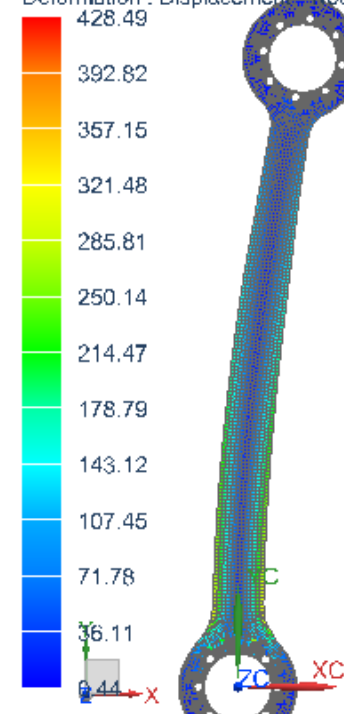
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = degrees

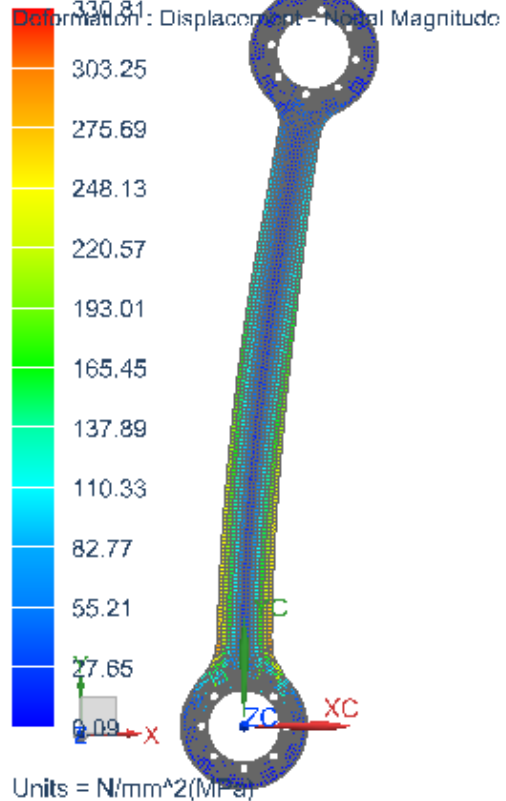
Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 5
 Controller Input - Nodal, Scalar
 Min : 0.44, Max : 428.49, Units = N/mm^2(MPa)
 Coord sys : Native

Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

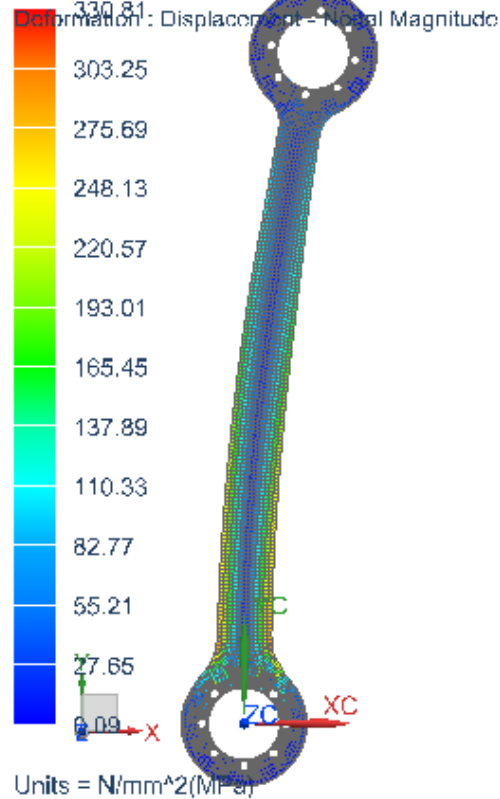


Units = N/mm^2(MPa)

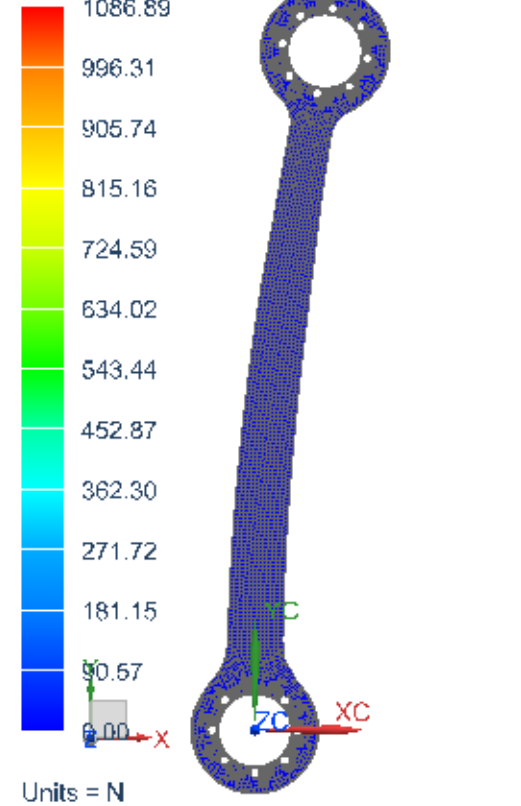
Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 5
 Stress - Elemental, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.09, Max : 330.81, Units = N/mm^2(MPa)
 Coord sys : Native



Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 5
 Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.09, Max : 330.81, Units = N/mm^2(MPa)
 Coord sys : Native

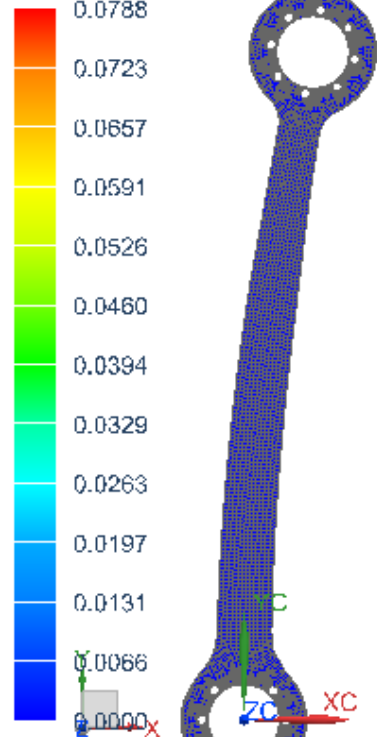


Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 5
 Reaction Force - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 1086.89, Units = N
 Coord sys : Native



Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 5
 Reaction Moment - Nodal, Magnitude
 Min : 0.0000, Max : 0.0788, Units = N-mm
 Coord sys : Native

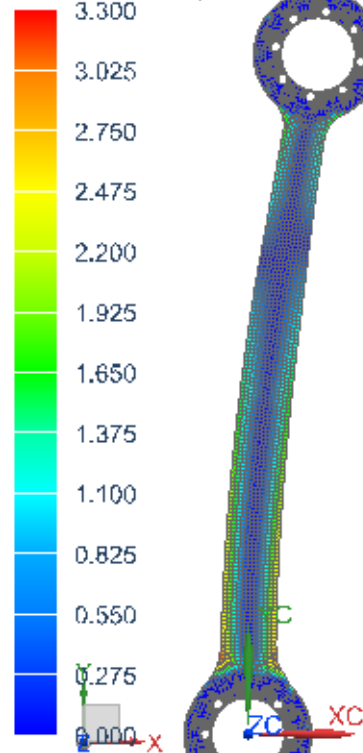
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = N-mm

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 5
 Optimization Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.000, Max : 3.300, Units = mm
 Coord sys : Native

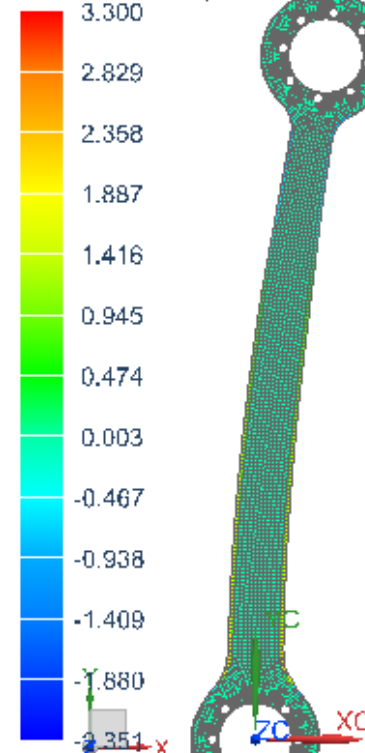
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = mm

Opt_tibia_6mm_sim1 : ShapeOptSolution Result
 Subcase - Static Loads 1, Design Cycle 5
 Optimization Displacement Magnitude - Nodal, Scalar
 Min : -2.351, Max : 3.300, Units = mm
 Coord sys : Native

Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

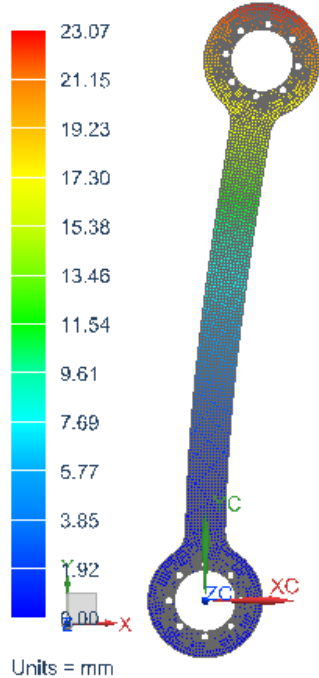


Units = mm

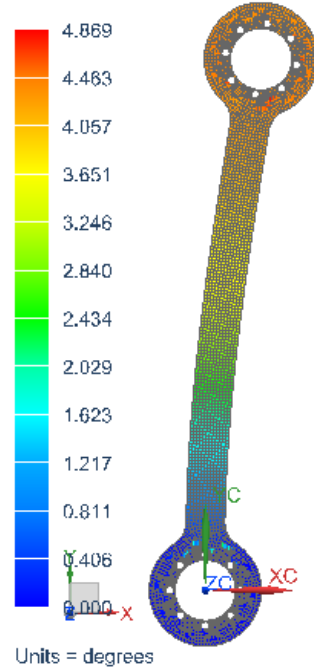
APÉNDICE F. SIMULACIÓN DE OPTIMIZACIÓN DE TOPOLOGÍA

Fémur/75% del material total

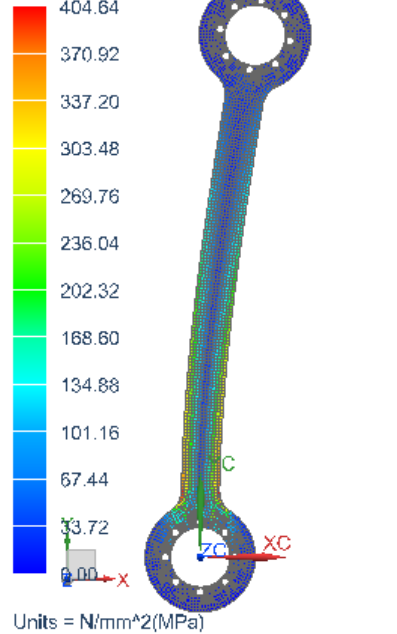
Opt_6mm_sim1 : TopoOptSolution Result
Design Cycle 5 - SUBCASE - STATIC LOADS 1
Displacement - Nodal, Magnitude
Min : 0.00, Max : 23.07, Units = mm
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



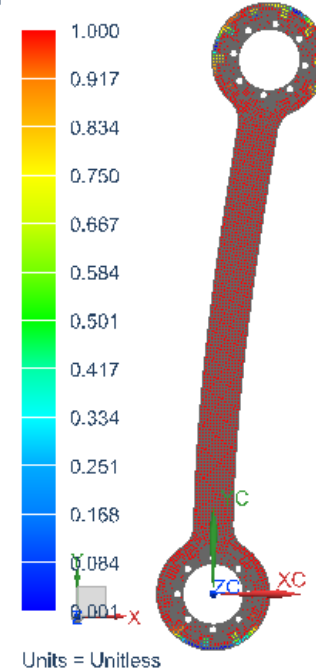
Opt_6mm_sim1 : TopoOptSolution Result
Design Cycle 5 - SUBCASE - STATIC LOADS 1
Rotation - Nodal, Magnitude
Min : 0.000, Max : 4.869, Units = degrees
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Opt_6mm_sim1 : TopoOptSolution Result
Design Cycle 5 - SUBCASE - STATIC LOADS 1
Stress - Elemental, Von-Mises
Shell Section : Top
Min : 0.00, Max : 404.64, Units = N/mm^2(MPa)
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

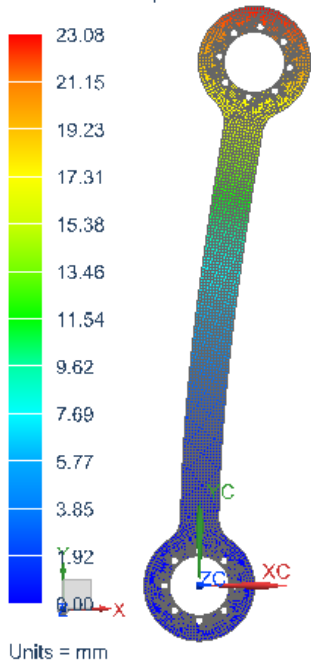


Opt_6mm_sim1 : TopoOptSolution Result
Design Cycle 5 - SUBCASE - STATIC LOADS 1
Normalized Material Density - Elemental, Scalar
Min : 0.001, Max : 1.000, Units = Unitless
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

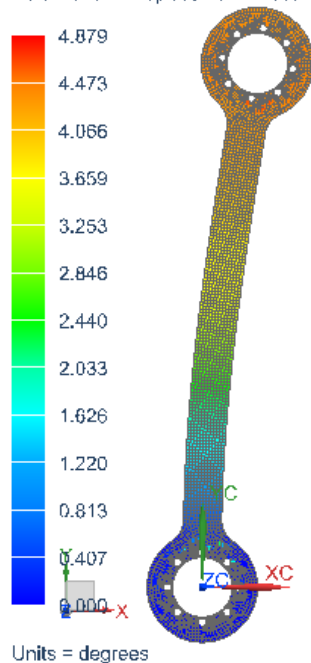


Fémur/50% del material total

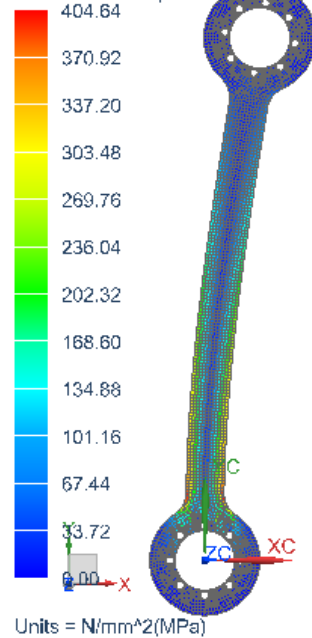
Opt_6mm_sim1 : TopoOptSolution Result
 Design Cycle 6 - SUBCASE - STATIC LOADS 1
 Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 23.08, Units = mm
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



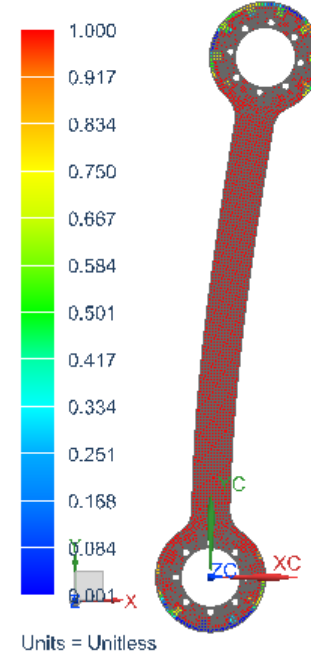
Opt_6mm_sim1 : TopoOptSolution Result
 Design Cycle 6 - SUBCASE - STATIC LOADS 1
 Rotation - Nodal, Magnitude
 Min : 0.000, Max : 4.879, Units = degrees
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Opt_6mm_sim1 : TopoOptSolution Result
 Design Cycle 6 - SUBCASE - STATIC LOADS 1
 Stress - Elemental, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.00, Max : 404.64, Units = N/mm^2(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

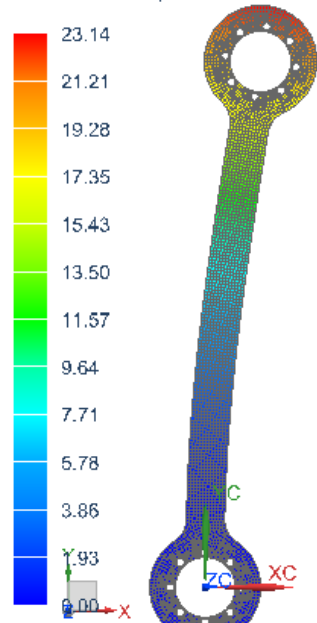


Opt_6mm_sim1 : TopoOptSolution Result
 Design Cycle 6 - SUBCASE - STATIC LOADS 1
 Normalized Material Density - Elemental, Scalar
 Min : 0.001, Max : 1.000, Units = Unitless
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



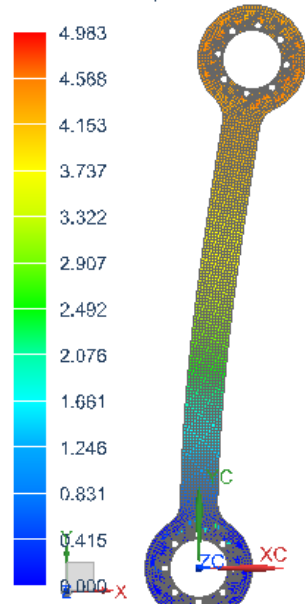
Fémur/25% del material total

Opt_6mm_sim1 : TopoOptSolution Result
 Design Cycle 10 - SUBCASE - STATIC LOADS 1
 Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 23.14, Units = mm
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



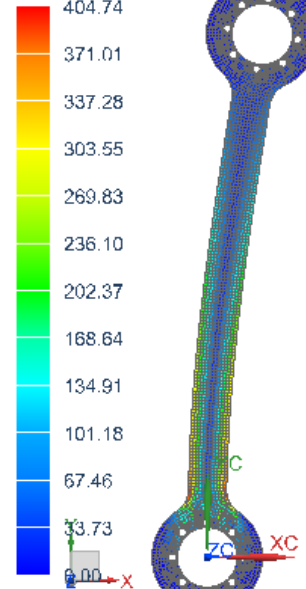
Units = mm

Opt_6mm_sim1 : TopoOptSolution Result
 Design Cycle 10 - SUBCASE - STATIC LOADS 1
 Rotation - Nodal, Magnitude
 Min : 0.000, Max : 4.983, Units = degrees
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



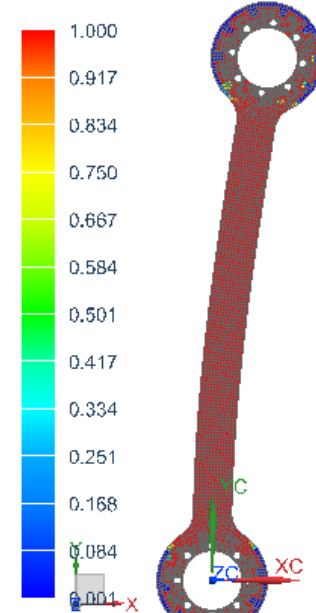
Units = degrees

Opt_6mm_sim1 : TopoOptSolution Result
 Design Cycle 10 - SUBCASE - STATIC LOADS 1
 Stress - Elemental, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.00, Max : 404.74, Units = N/mm^2(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = N/mm^2(MPa)

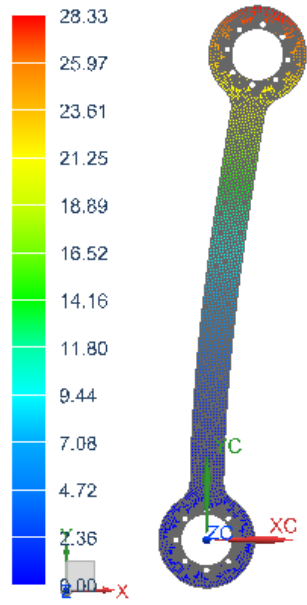
Opt_6mm_sim1 : TopoOptSolution Result
 Design Cycle 10 - SUBCASE - STATIC LOADS 1
 Normalized Material Density - Elemental, Scalar
 Min : 0.001, Max : 1.000, Units = Unitless
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = Unitless

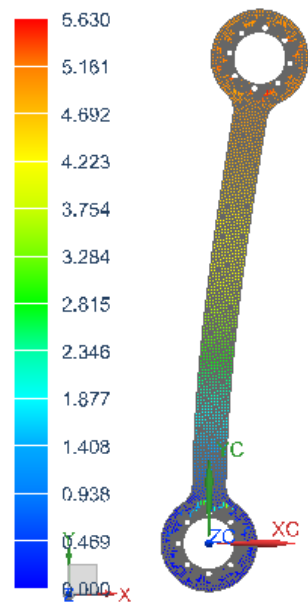
Tibia - peroné/75% del material total

Opt_tibia_6mm_sim1 : TopoOptSolution Result
 Design Cycle 4 - SUBCASE - STATIC LOADS 1
 Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 28.33, Units = mm
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



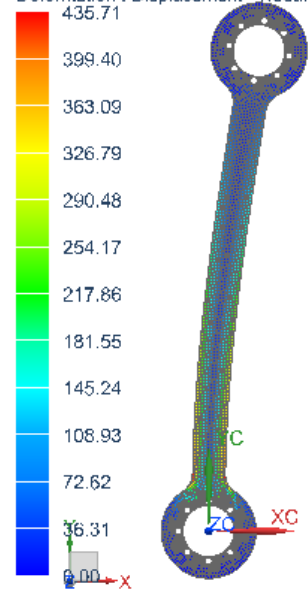
Units = mm

Opt_tibia_6mm_sim1 : TopoOptSolution Result
 Design Cycle 4 - SUBCASE - STATIC LOADS 1
 Rotation - Nodal, Magnitude
 Min : 0.000, Max : 5.630, Units = degrees
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



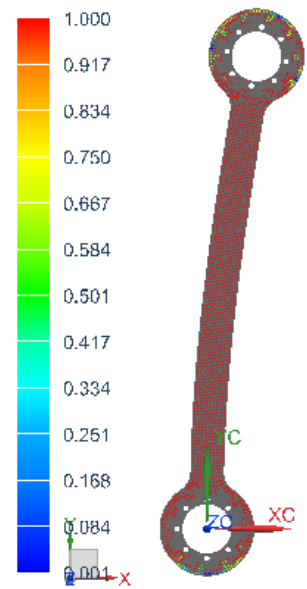
Units = degrees

Opt_tibia_6mm_sim1 : TopoOptSolution Result
 Design Cycle 4 - SUBCASE - STATIC LOADS 1
 Stress - Elemental, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.00, Max : 435.71, Units = N/mm^2(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = N/mm^2(MPa)

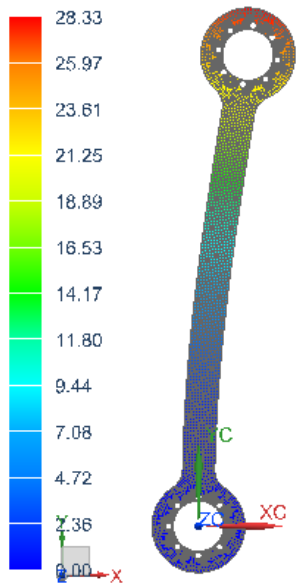
Opt_tibia_6mm_sim1 : TopoOptSolution Result
 Design Cycle 4 - SUBCASE - STATIC LOADS 1
 Normalized Material Density - Elemental, Scalar
 Min : 0.001, Max : 1.000, Units = Unitless
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = Unitless

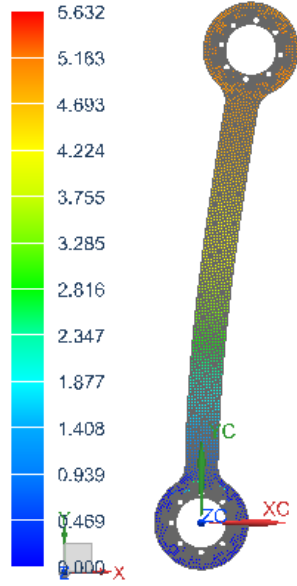
Tibia - peroné/50% del material total

Opt_tibia_6mm_sim1 : TopoOptSolution Result
 Design Cycle 6 - SUBCASE - STATIC LOADS 1
 Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 28.33, Units = mm
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



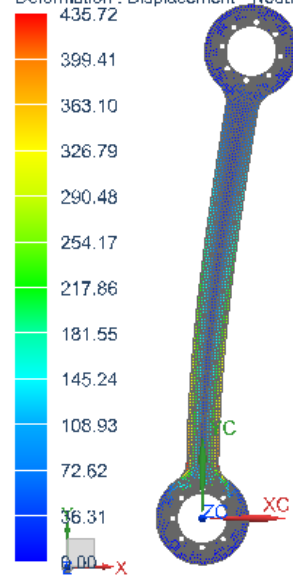
Units = mm

Opt_tibia_6mm_sim1 : TopoOptSolution Result
 Design Cycle 6 - SUBCASE - STATIC LOADS 1
 Rotation - Nodal, Magnitude
 Min : 0.000, Max : 5.632, Units = degrees
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



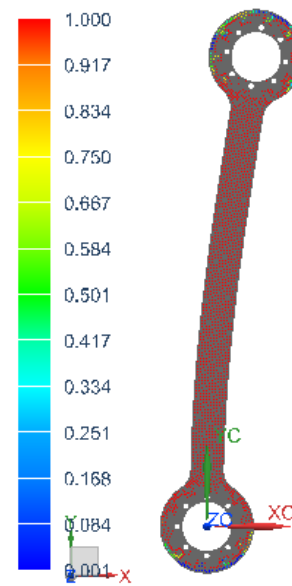
Units = degrees

Opt_tibia_6mm_sim1 : TopoOptSolution Result
 Design Cycle 6 - SUBCASE - STATIC LOADS 1
 Stress - Elemental, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.00, Max : 435.72, Units = N/mm^2(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = N/mm^2(MPa)

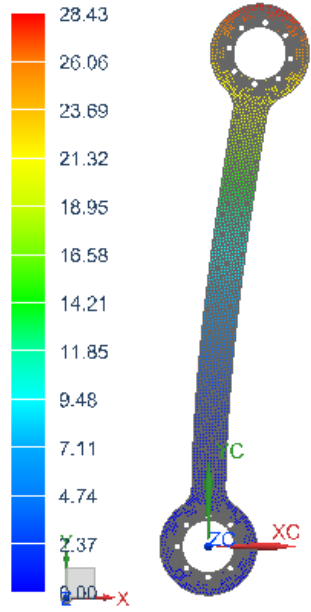
Opt_tibia_6mm_sim1 : TopoOptSolution Result
 Design Cycle 6 - SUBCASE - STATIC LOADS 1
 Normalized Material Density - Elemental, Scalar
 Min : 0.001, Max : 1.000, Units = Unitless
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = Unitless

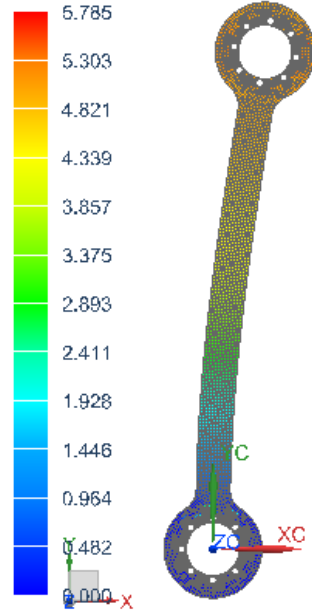
Tibia - peroné/25% del material total

Opt_tibia_6mm_sim1 : TopoOptSolution Result
 Design Cycle 9 - SUBCASE - STATIC LOADS 1
 Displacement - Nodal, Magnitude
 Min : 0.00, Max : 28.43, Units = mm
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



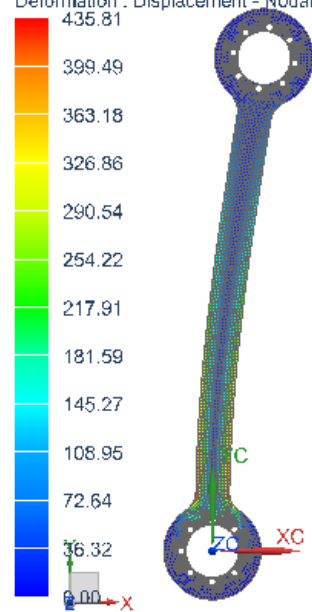
Units = mm

Opt_tibia_6mm_sim1 : TopoOptSolution Result
 Design Cycle 9 - SUBCASE - STATIC LOADS 1
 Rotation - Nodal, Magnitude
 Min : 0.000, Max : 5.785, Units = degrees
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



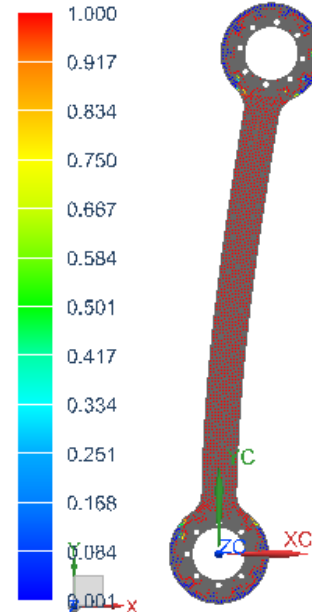
Units = degrees

Opt_tibia_6mm_sim1 : TopoOptSolution Result
 Design Cycle 9 - SUBCASE - STATIC LOADS 1
 Stress - Elemental, Von-Mises
 Shell Section : Top
 Min : 0.00, Max : 435.81, Units = N/mm^2(MPa)
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude
 435.81



Units = N/mm^2(MPa)

Opt_tibia_6mm_sim1 : TopoOptSolution Result
 Design Cycle 9 - SUBCASE - STATIC LOADS 1
 Normalized Material Density - Elemental, Scalar
 Min : 0.001, Max : 1.000, Units = Unitless
 Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Units = Unitless

APÉNDICE G. CÁLCULO DEL DIÁMETRO MÍNIMO DEL EJE

Cálculo del diámetro mínimo del eje

(*Datos*)

$n = 2;$

$S_{np} = 73.104 * 10^6;$

$K_t = 3;$

$T = 100;$

$S_y = 270 * 10^6;$

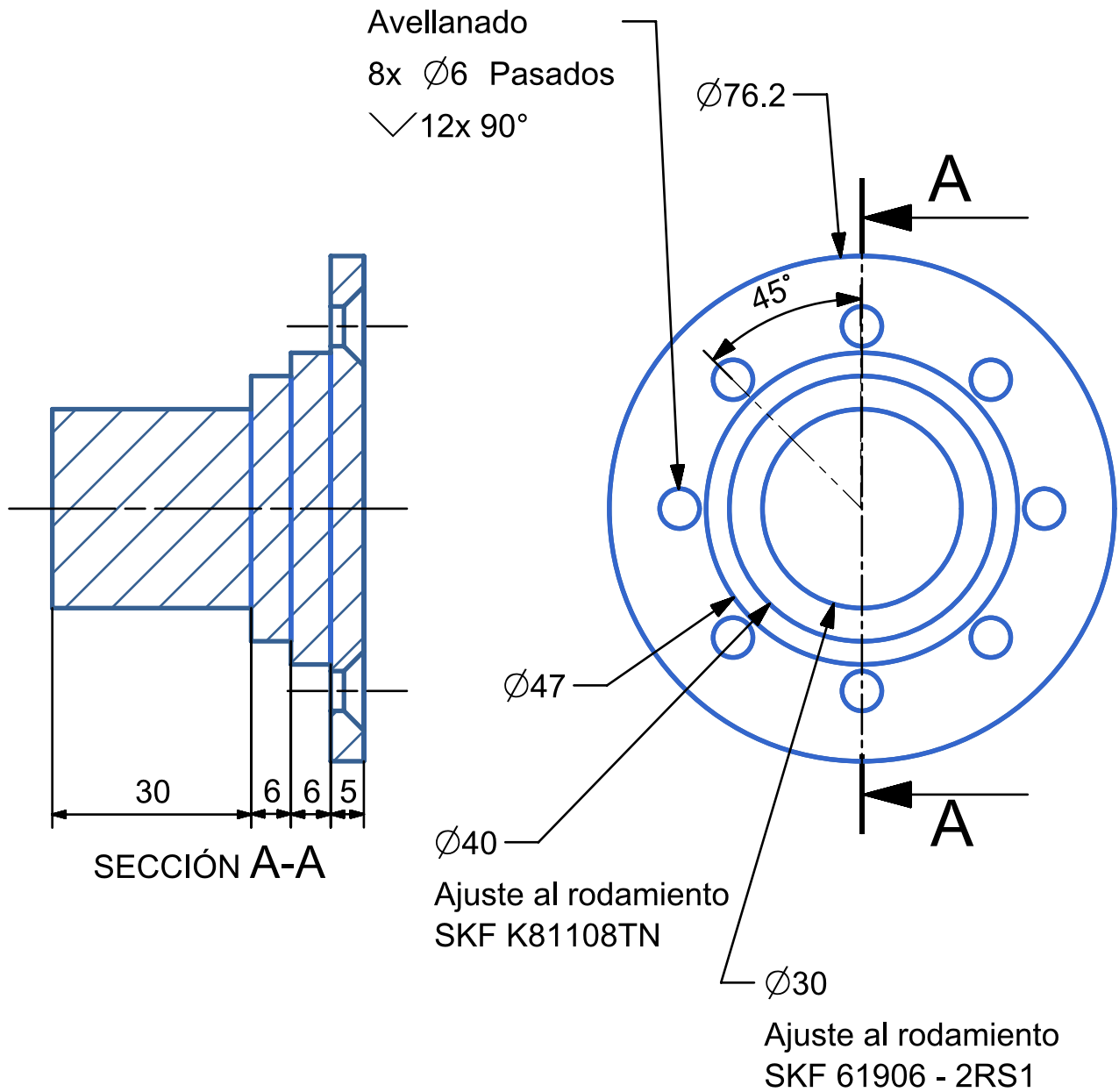
$M = 11.97;$

(*Ecuación de diseño de eje*)

$$D_i = \left(\frac{32 * n}{3.1416} * \sqrt{\left(\frac{K_t * M}{S_{np}} \right)^2 + \frac{3}{4} * \left(\frac{T}{S_y} \right)^2} \right)^{\frac{1}{3}}$$

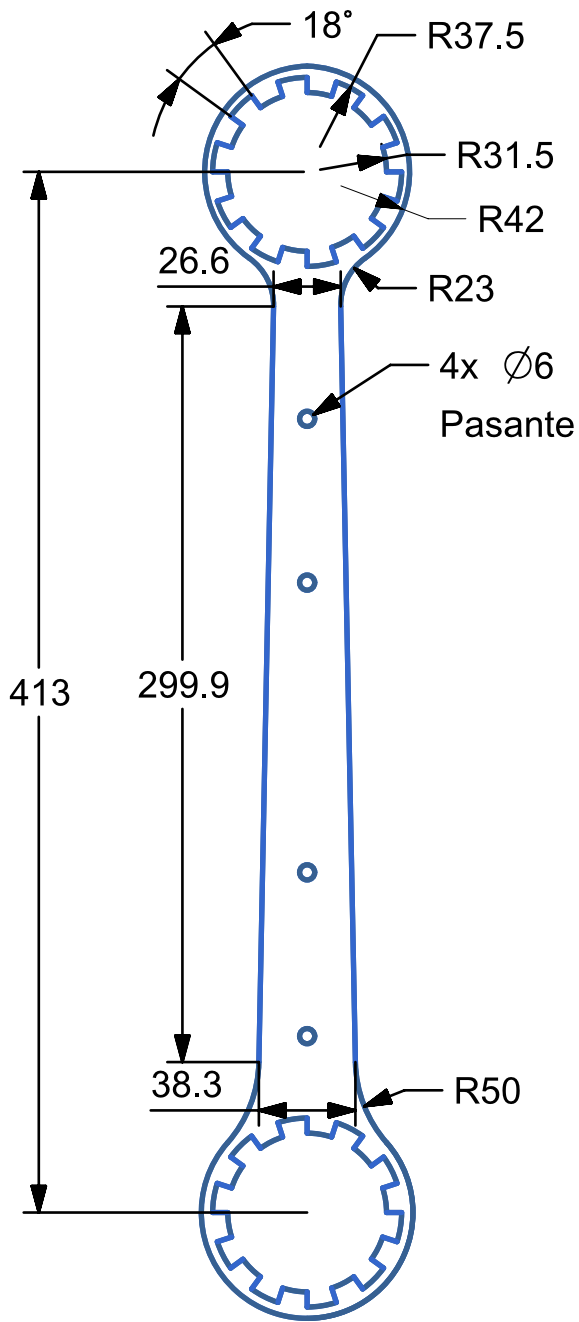
0.0228633

**APÉNDICE H.
PLANOS**



Barra comercial de 3 in

Centro de Ingeniería Avanzada Departamento Ingeniería Mecatrónica	Rev:	Escala: 1:1
	Fecha: 09/09/16	Acot: mm
	Dibujó: NIPR	Cantidad: 2
	Revisó: SCC	Material: Aluminio 6061-T6
Título: Eje	PAPIIT IT 102014	
	Dib. No. : EXO-CAD-501	



Centro de Ingeniería Avanzada
Departamento Ingeniería Mecatrónica



Título:
Eslabón fémur
derecho



Rev:

Escala: 1:1

Fecha: 09/09/16

Acot: mm

Dibujó: NIPR

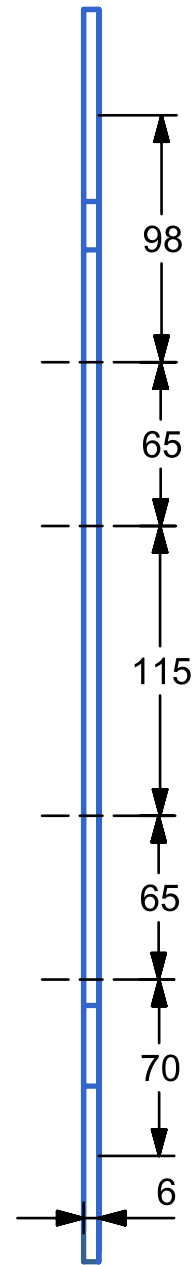
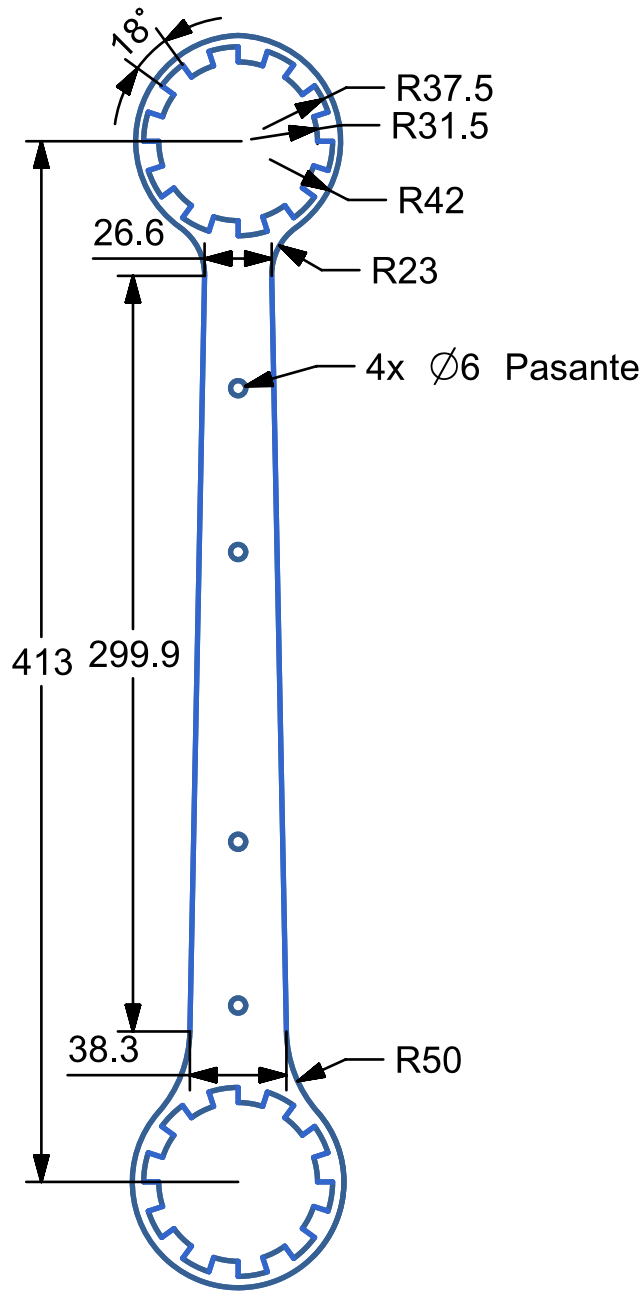
Cantidad: 1

Revisó: SCC

Material: Fibra de
Carbono

PAPIIT IT 102014

Dib. No. : EXO-CAD-502



Centro de Ingeniería Avanzada
Departamento Ingeniería Mecatrónica



Título: Eslabón fémur
izquierda



Rev:

Escala: 1:1

Fecha: 09/09/16

Acot: mm

Dibujó: NIPR

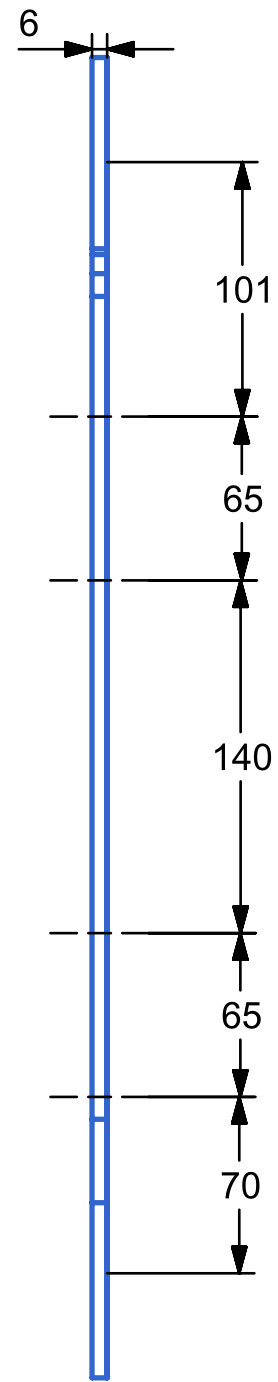
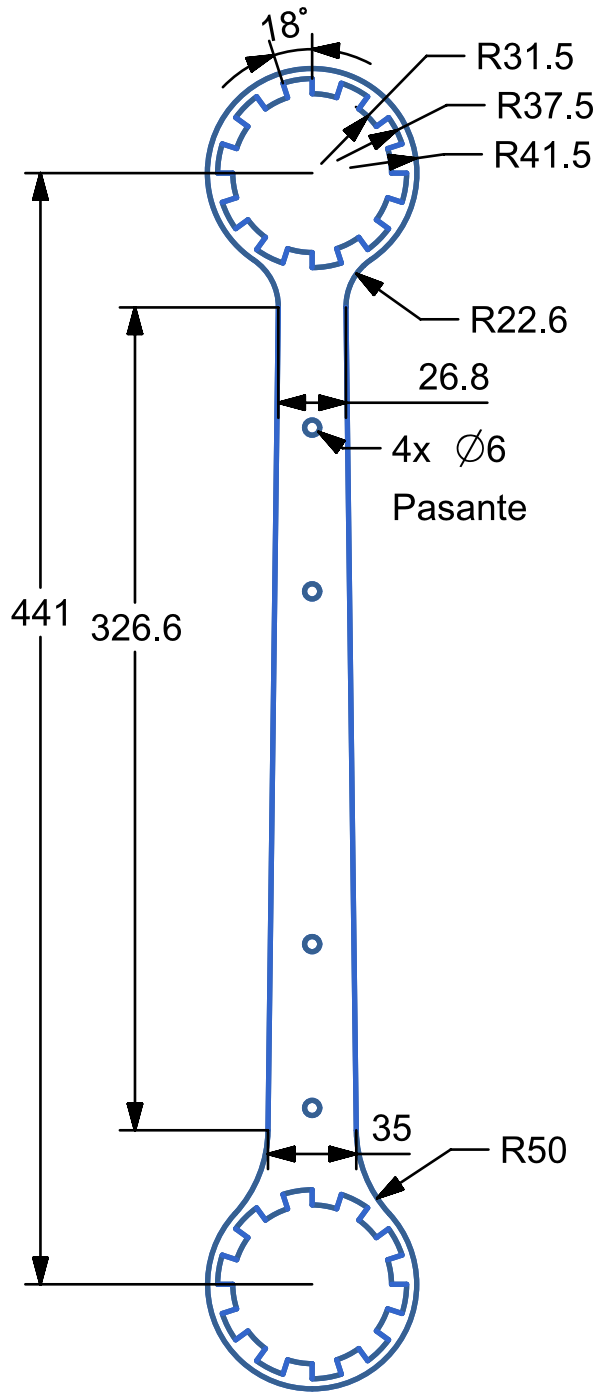
Cantidad: 1


Revisó: SCC

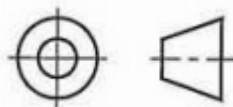
Material: Fibra de
Carbono

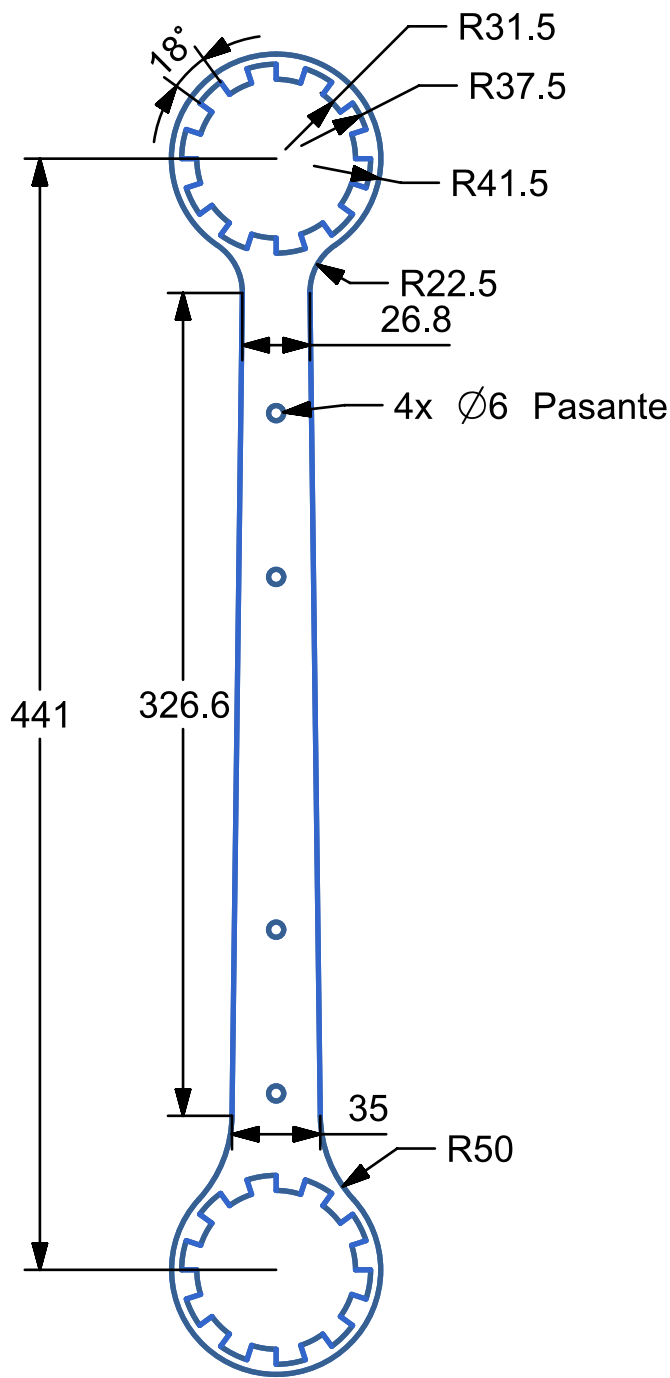
PAPIIT IT 102014


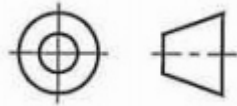
Dib. No. : EXO-CAD-503

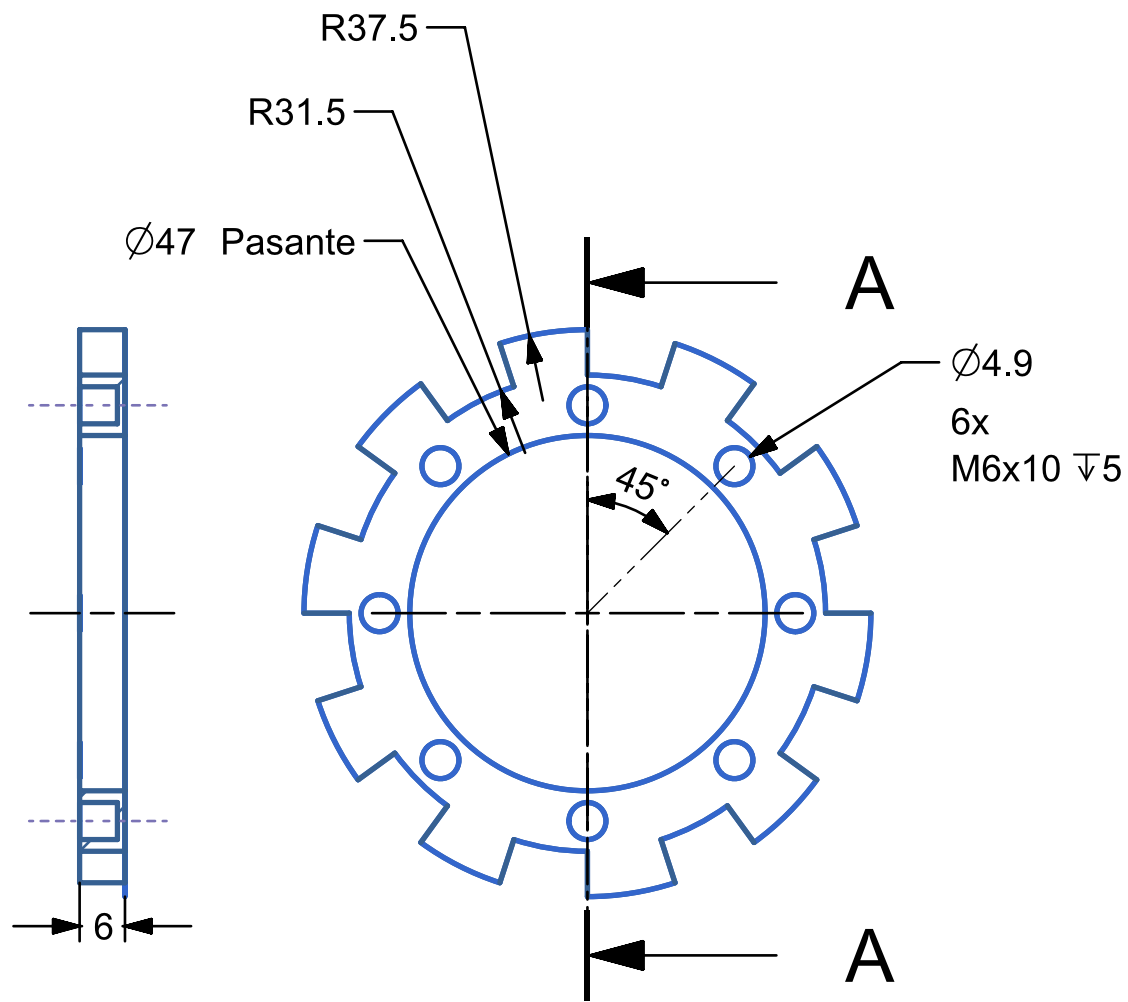


Centro de Ingeniería Avanzada Departamento Ingeniería Mecatrónica		Rev:	Escala: 1:1
		Fecha: 09/09/16	Acot: mm
		Dibujó: NIPR	Cantidad: 1
	Título: Eslabón tibia - peroné derecho	Revisó: SCC	Material: Fibra de Carbono
		PAPIIT IT 102014	
		Dib. No. : EXO-CAD-504	


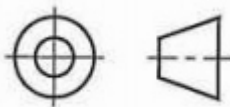


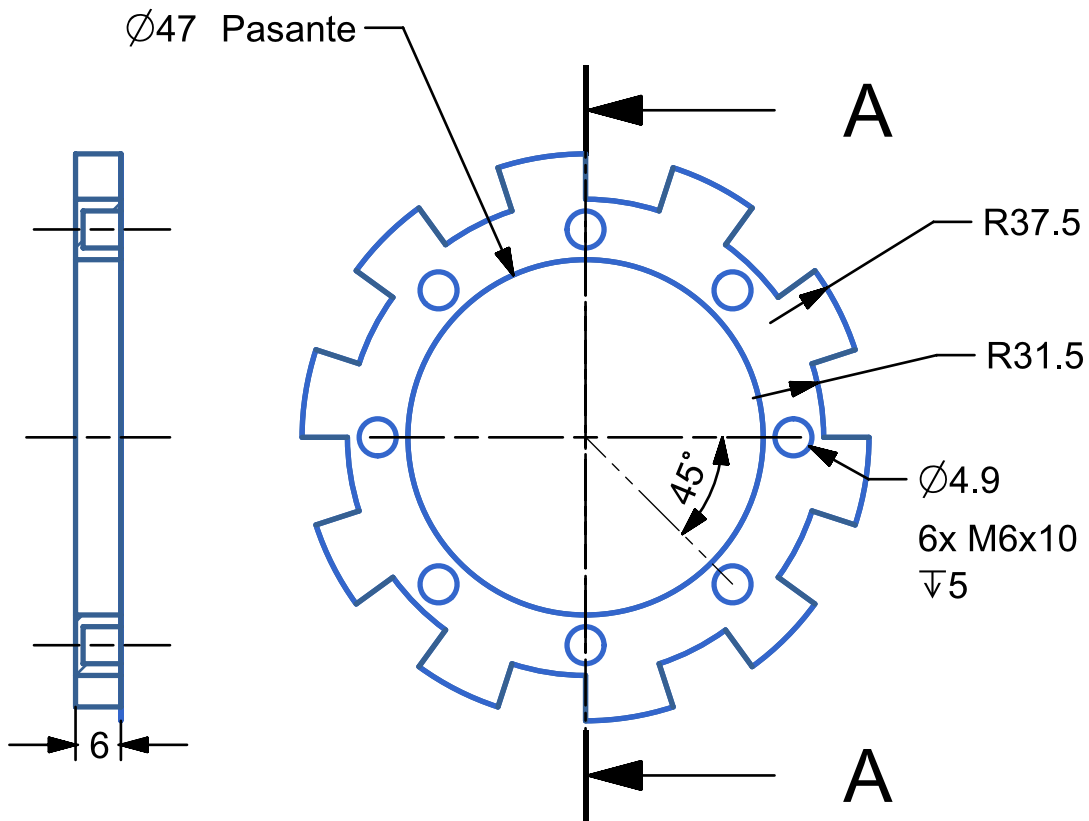


Centro de Ingeniería Avanzada Departamento Ingeniería Mecatrónica		Rev:	Escala: 1:1
		Fecha: 09/09/16	Acot: mm
		Dibujó: NIPR	Cantidad: 1
		Título: Eslabón tibia - peroné izquierdo	Material: Fibra de Carbono
		Dib. No. : EXO-CAD-505	




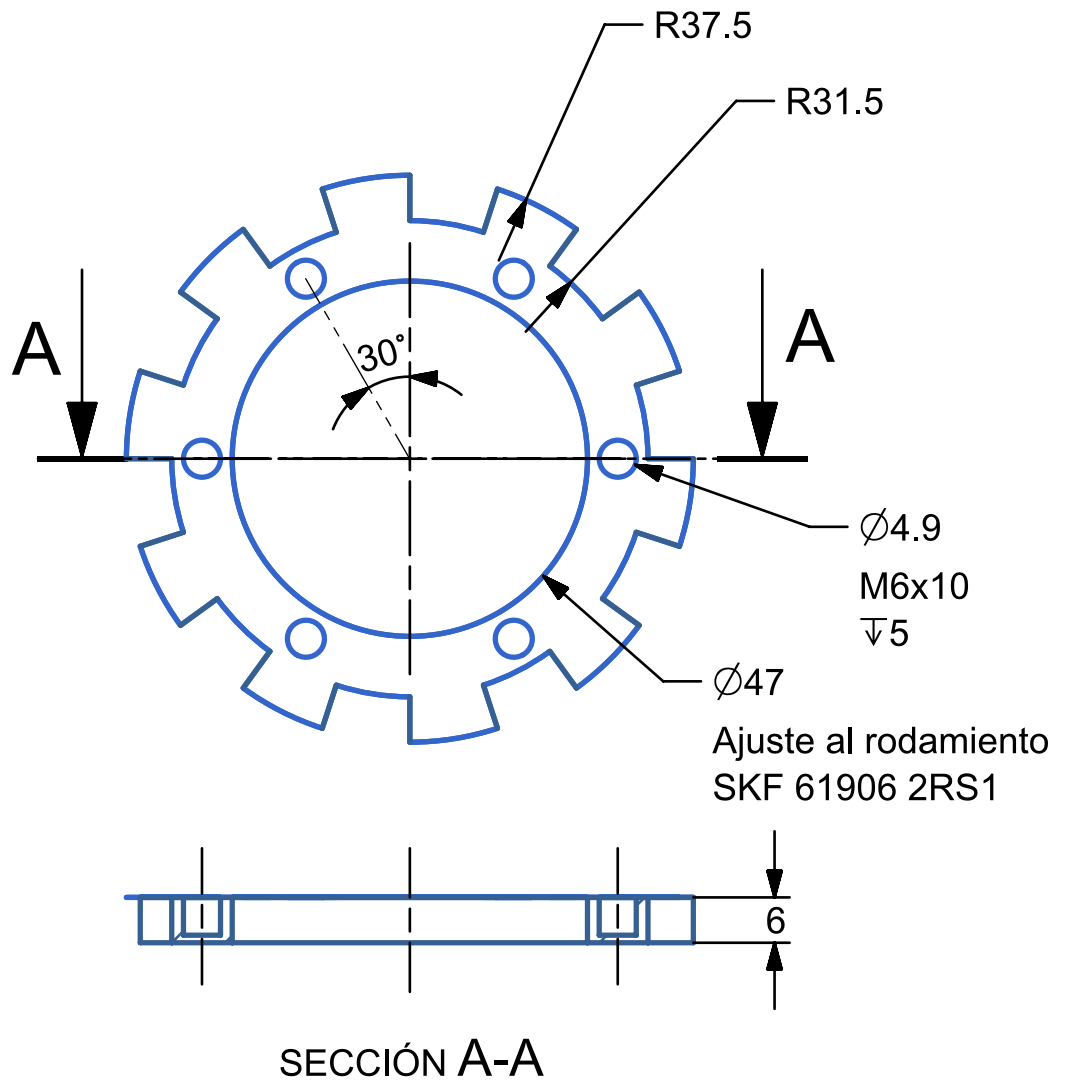
SECCIÓN A-A


Centro de Ingeniería Avanzada Departamento Ingeniería Mecatrónica		Rev:	Escala: 1:1
		Fecha: 09/09/2016	Acot: mm
		Dibujó: NIPR	Cantidad: 4
	Título: Estrella superior derecha	Revisó: SCC	Material: Aluminio 6061-T6
		PAPIIT IT 102014	
			Dib. No. : EXO-CAD-506

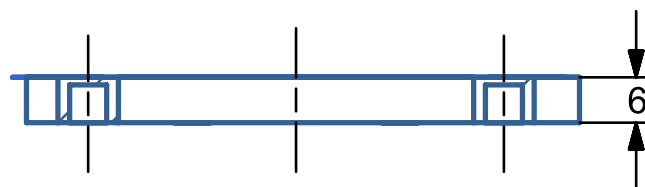
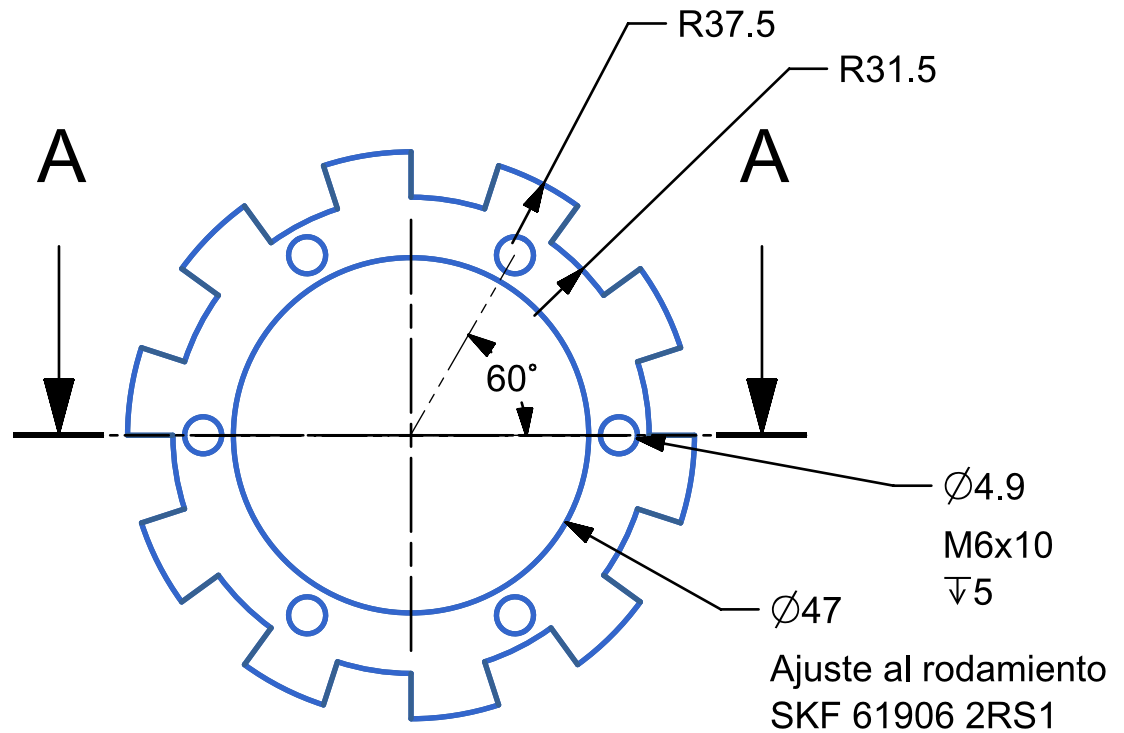


SECCIÓN A-A

Centro de Ingeniería Avanzada Departamento Ingeniería Mecatrónica		Rev:	Escala: 1:1
		Fecha: 09/09/2016	Acot: mm
		Dibujó: NIPR	Cantidad: 4
	Título: Estrella Superior Izquierda	Revisó: SCC	Material: Aluminio 6061-T6
		PAPIIT IT 102014	
		Dib. No. : EXO-ASM-507	

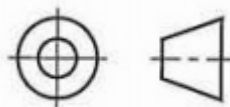


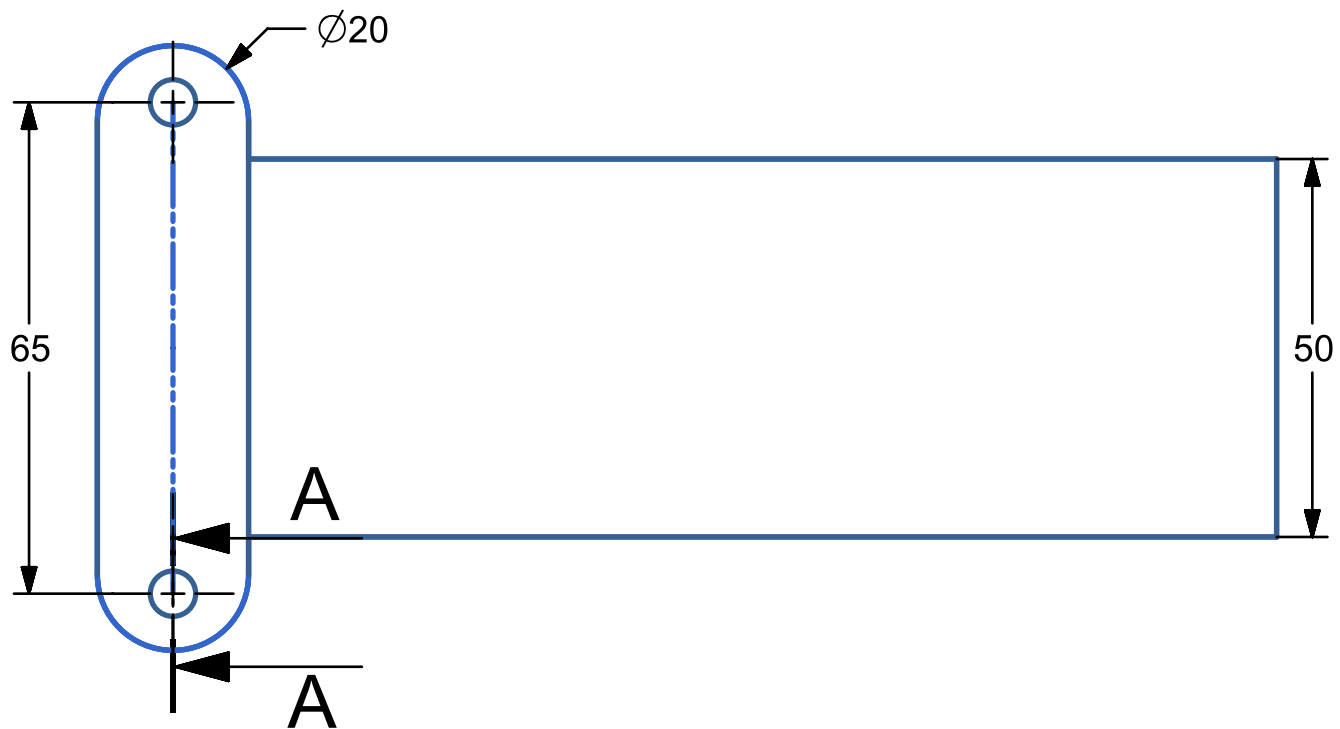
Centro de Ingeniería Avanzada Departamento Ingeniería Mecatrónica		Rev:	Escala: 1:1
		Fecha: 09/09/2016	Acot: mm
		Dibujó: NIPR	Cantidad: 4
	Título: Estrella Inferior Derecha	Revisó: SCC	Material: Aluminio 6061-T6
		PAPIIT IT 102014	
		Dib. No. : EXO-CAD-508	



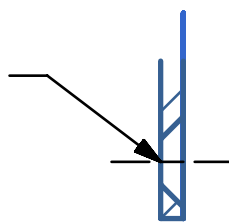
SECCIÓN A-A

Centro de Ingeniería Avanzada Departamento Ingeniería Mecatrónica		Rev:	Escala: 1:1
		Fecha: 09/09/2016	Acot: mm
		Dibujó: NIPR	Cantidad: 4
	Título: Estrella inferior izquierda	Revisó: SCC	Material: Aluminio 6061-T6
		PAPIIT IT 102014	
		Dib. No. : EXO-CAD-509	

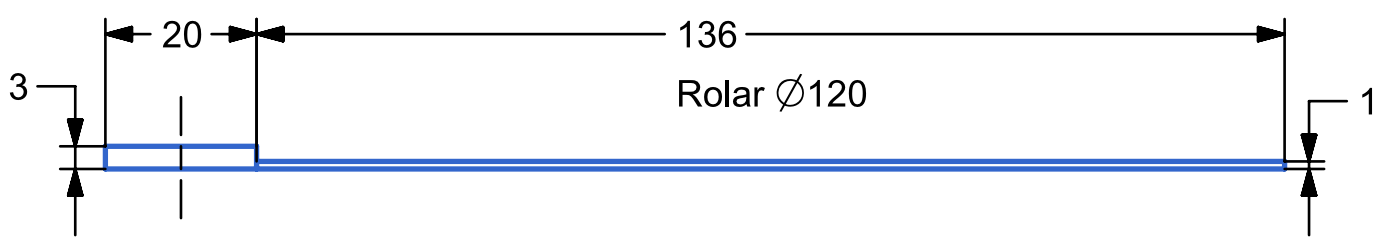



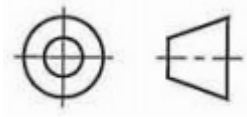


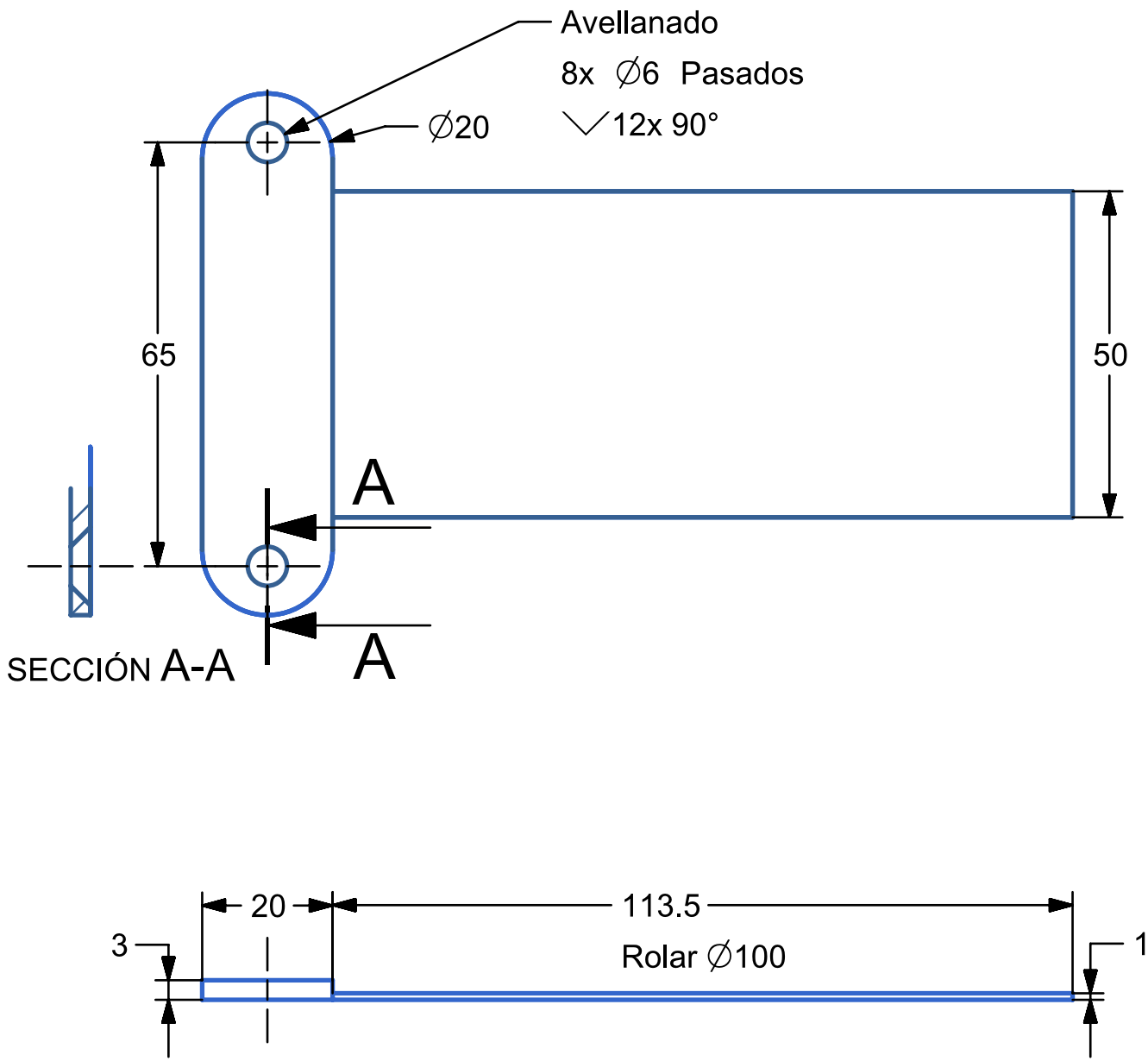
Avellanado
 2x Ø6 Pasados
 √ 12x 90°




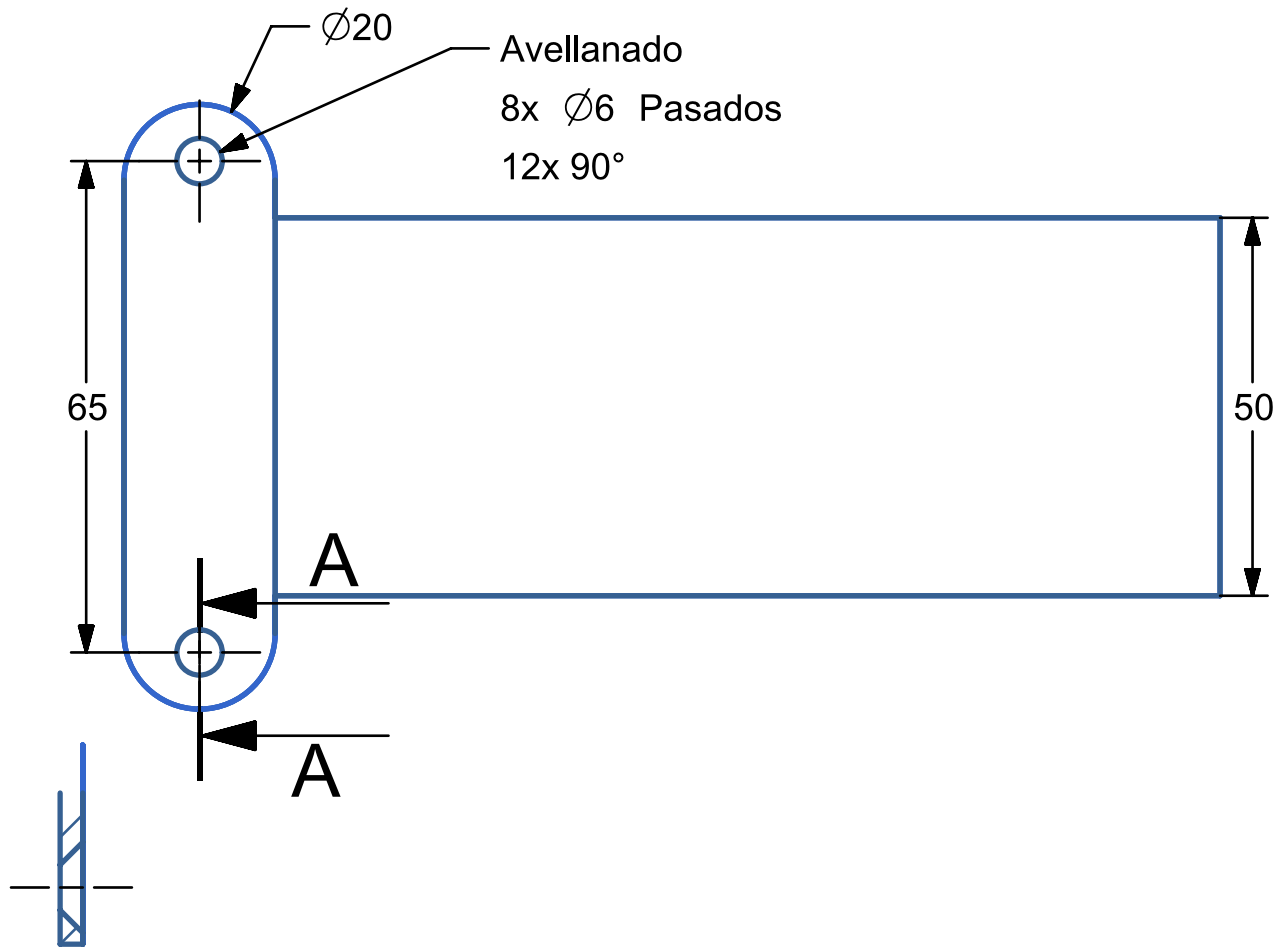
SECCIÓN A-A



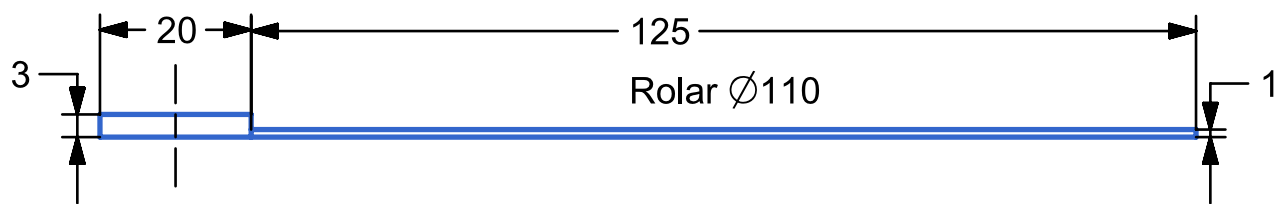
Centro de Ingeniería Avanzada Departamento Ingeniería Mecatrónica		Rev:	Escala: 1:1
		Fecha: 09/09/2016	Acot: mm
		Dibujó: NIPR	Cantidad: 2
		Revisó: SCC PAPIIT IT 102014	Material: Aluminio 6061-T6
		Dib. No. : EXO-CAD-510	



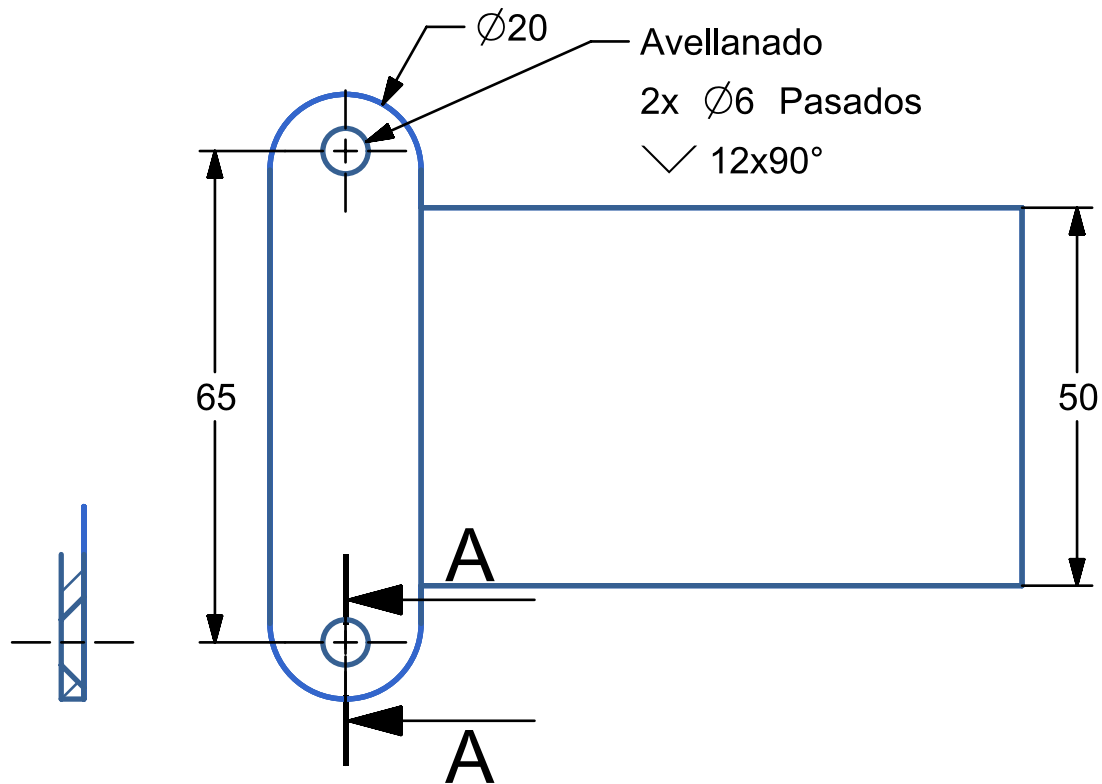
Centro de Ingeniería Avanzada Departamento Ingeniería Mecatrónica		Rev:	Escala: 1:1
		Fecha: 09/09/16	Acot: mm
		Dibujó: NIPR	Cantidad: 2
	Título: Soporte fémur inferior	Revisó: SCC	Material: Aluminio 6061-T6
		PAPIIT IT 102014	
		Dib. No. : EXO-CAD-511	



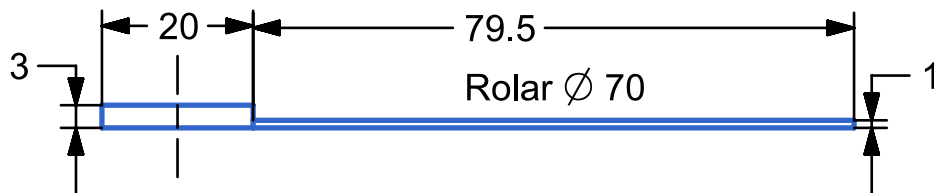
SECCIÓN A-A


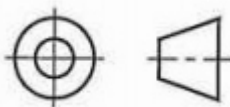


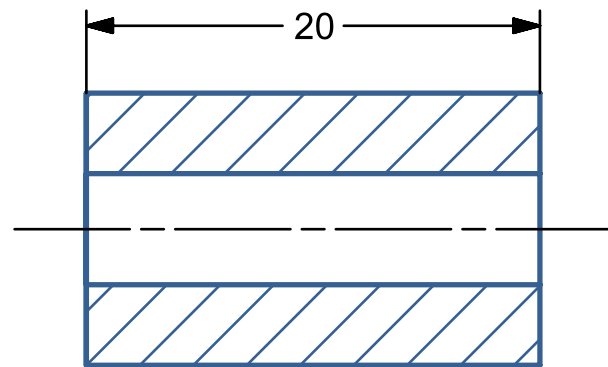
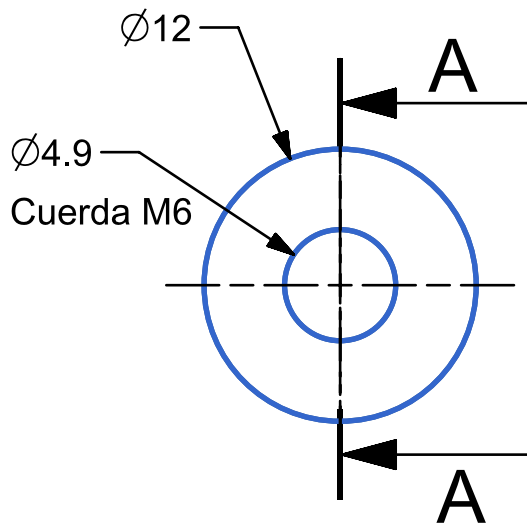
Centro de Ingeniería Avanzada Departamento Ingeniería Mecatrónica		Rev:	Escala: 1:1
		Fecha: 09/09/16	Acot: mm
		Dibujó: NIPR	Cantidad: 2
	Título: Soporte tibia-peroné superior	Revisó: SCC	Material: Aluminio 6061-T6
		PAPIIT IT 102014	
		Dib. No. : EXO-CAD-512	



SECCIÓN A-A

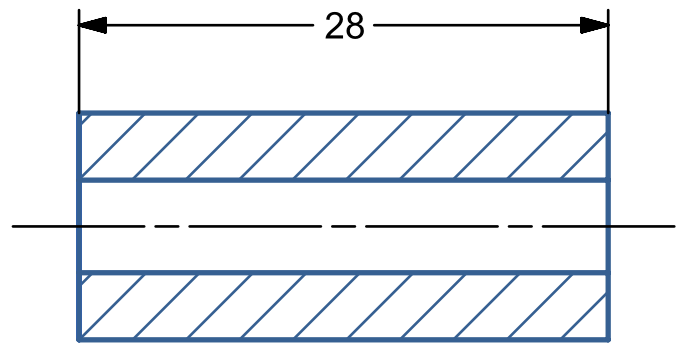
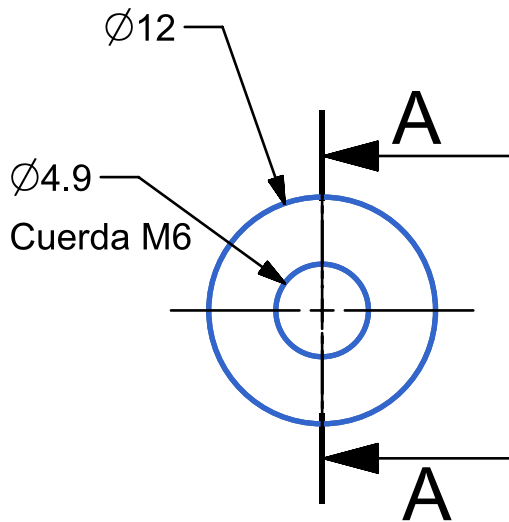


Centro de Ingeniería Avanzada Departamento Ingeniería Mecatrónica		Rev:	Escala: 1:1
		Fecha: 09/09/16	Acot: mm
		Dibujó: NIPR	Cantidad: 2
	Título: Soporte tibia_peroné inferior	Revisó: SCC	Material: Aluminio 6061-T6
		PAPIIT IT 102014	
			
		Dib. No. : EXO-CAD-513	




SECCIÓN A-A

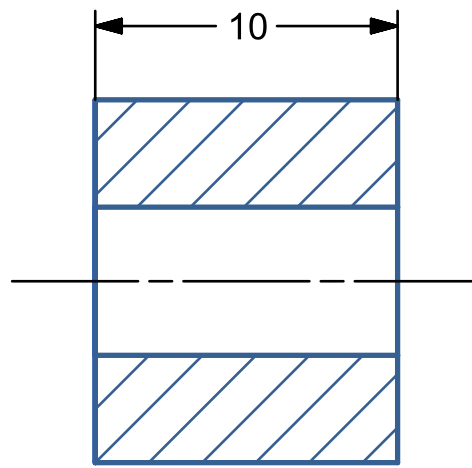
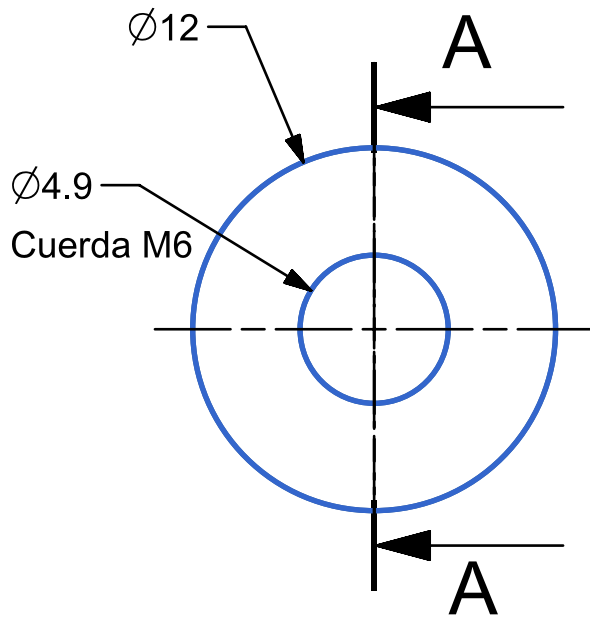
Centro de Ingeniería Avanzada Departamento Ingeniería Mecatrónica		Rev:	Escala: 1:1
		Fecha: 09/09/16	Acot: mm
		Dibujó: NIPR	Cantidad: 4
		Revisó: SCC	Material: Aluminio
Título: Separador fémur superior		PAPIIT IT 102014	6061-T6
		Dib. No. : EXO-CAD-514	



SECCIÓN A-A

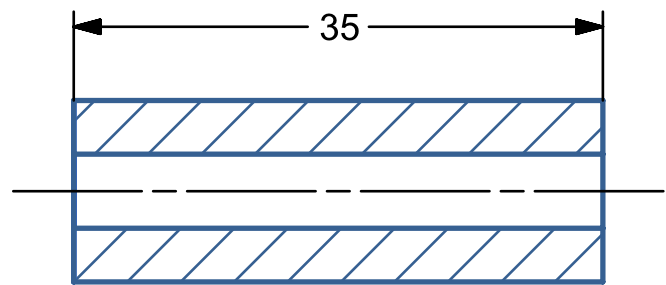
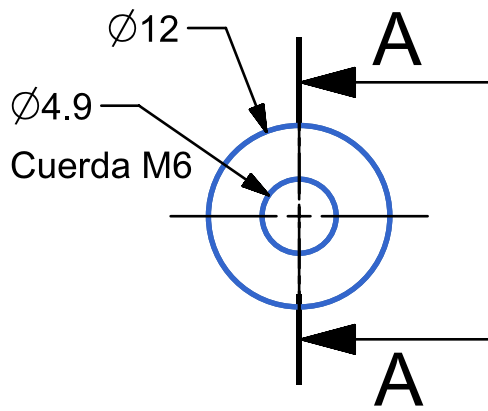
Centro de Ingeniería Avanzada Departamento Ingeniería Mecatrónica		Rev:	Escala: 1:1
		Fecha: 09/09/16	Acot: mm
		Dibujó: NIPR	Cantidad: 4
	Título: Separador fémur inferior	Revisó: SCC	Material: Aluminio 6061-T6
		PAPIIT IT 102014	
		Dib. No. : EXO-CAD-515	






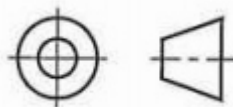
SECCIÓN A-A

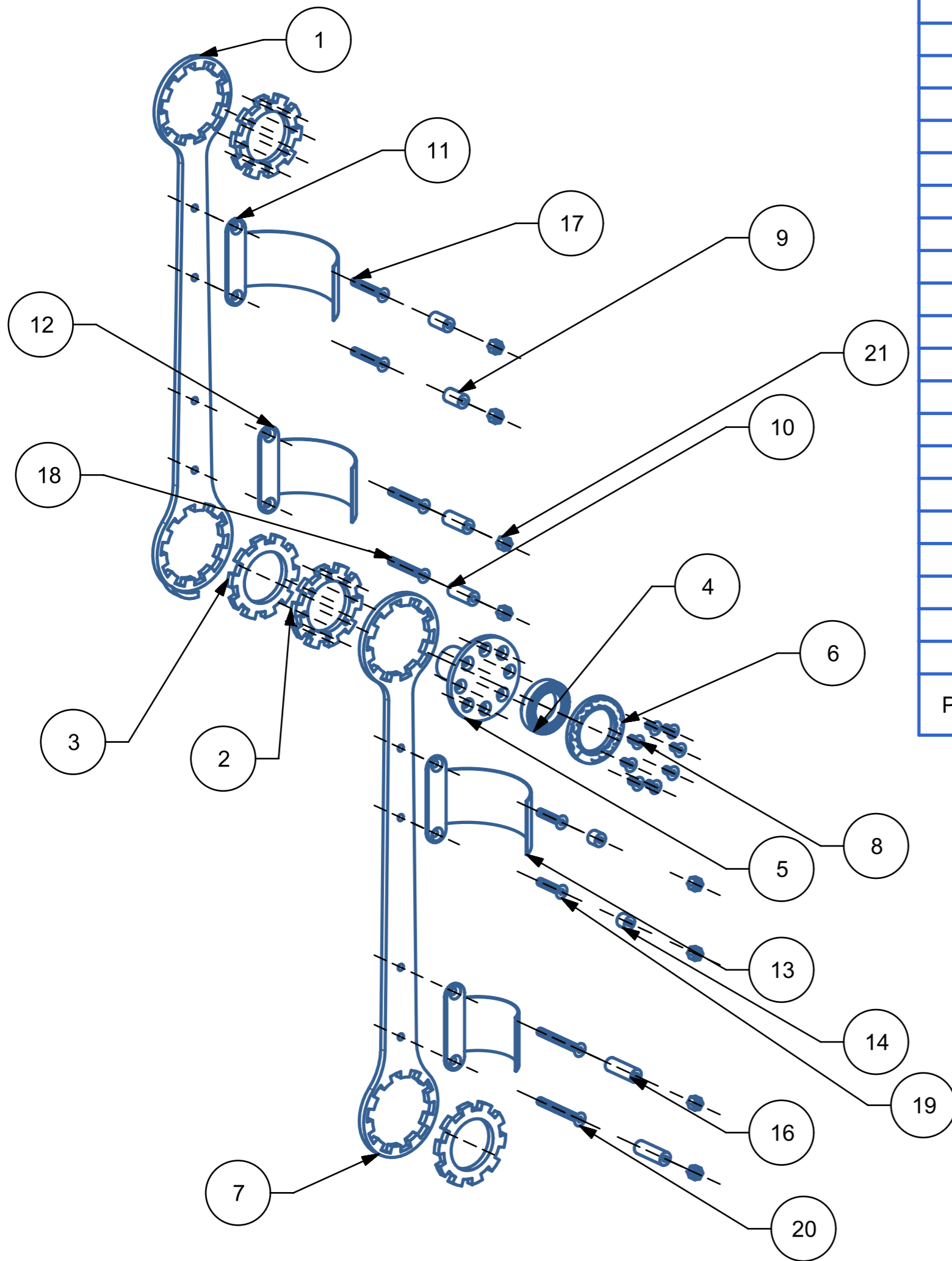
Centro de Ingeniería Avanzada Departamento Ingeniería Mecatrónica		Rev:	Escala: 1:1
		Fecha: 09/09/16	Acot: mm
		Dibujó: NIPR	Cantidad: 4
	Título: Separador tibia_peroné superior	Revisó: SCC	Material: Aluminio 6061-T6
		PAPIIT IT 102014	
		Dib. No. : EXO-CAD-516	





SECCIÓN A-A

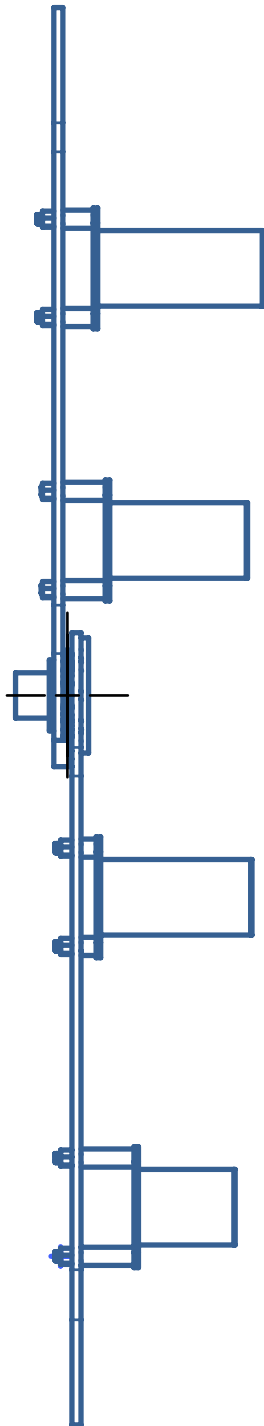
Centro de Ingeniería Avanzada Departamento Ingeniería Mecatrónica		Rev:	Escala: 1:1
		Fecha: 09/09/16	Acot: mm
		Dibujó: NIPR	Cantidad: 4
	Título: Separador tibia-peroné inferior	Revisó: SCC	Material: Aluminio 6061-T6
		PAPIIT IT 102014	
		Dib. No. : EXO-CAD-517	


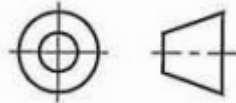




21	TUERCA	8	Tuerca M6
20	M6X55	2	M6X1X55
19	M6X30	2	M6X1X30
18	M6X45	2	M6X1X45
17	M6X40	2	M6X1X40
16	SEPARADOR_TIBIA_INFERIOR	2	EXO-CAD-517
15	SUJECION_TIBIA_INFERIOR	1	EXO-CAD-513
14	SEPARADOR_TIBIA_SUPERIOR	2	EXO-CAD-516
13	SUJECION_TIBIA_SUPERIOR	1	EXO-CAD-512
12	SUJECION_FEMUR_INFERIOR	1	EXO-CAD-511
11	SUJECION_FEMUR_SUPERIOR	1	EXO-CAD-510
10	SEPARADOR_FEMUR_INFERIOR	2	EXO-CAD-515
9	SEPARADOR_FEMUR_SUPERIOR	2	EXO-CAD-514
8	M6X10	8	M6X1X10
7	ESLABON_TIBIA_PERONE_DERECHO	1	EXO-CAD-504
6	K_81108_TN_EXO	1	SKF K 81108 TN
5	EJE_EXO	1	EXO-CAD-501
4	61906_2RS1_EXO	1	SKF 6109 2RS1
3	PIEZA_RODAMIENTO_6_DER	2	EXO-CAD-508
2	PIEZA_RODAMIENTO_8_DER	2	EXO-CAD-506
1	ESLABON_FEMUR_DERECHO	1	EXO-CAD-502
PC NO	NOMBRE	NO. DE PIEZAS	REFERENCIA

Centro de Ingeniería Avanzada Departamento Ingeniería Mecatrónica	Rev:	Escala: 1:1
	Fecha: 09/09/16	Acot: mm
	Dibujó: NIPR	Cantidad: 1
	Título: Ensamble pierna derecha	Material: Varios
	Revisó: SCC	
	PAPIIT IT 102014	
Dib. No. : EXO-ASM-501		



Centro de Ingeniería Avanzada Departamento Ingeniería Mecatrónica		Rev:	Escala: 1:1
		Fecha: 09/09/16	Acot: mm
		Dibujó: NIPR	Cantidad: 1
		Revisó: SCC	Material: Varios
Título: Ensamble pierna derecha		PAPIIT IT 102014	
		Dib. No. : EXO-ASM-502	