



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**Diseño e instrumentación de un
tobillo para un exoesqueleto**

TESIS

Que para obtener el título de
Ingeniero Mecatrónico

P R E S E N T A N

Marcos Chavarria Cuevas

Gaspar Antonio Cesar Zetina

DIRECTOR DE TESIS

M.I. Serafín Castañeda Cedeño



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2018

Agradecimiento

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”

Dedicatorias

Una etapa importante en mi vida ha concluido, hecho que no hubiera sido posible sin el apoyo de muchas personas que estuvieron presentes a lo largo de mi formación, apoyándome, animándome y brindándome lo mejor de ellos, a todas esas personas les dedico este trabajo final de mi carrera.

A mi madre, le agradezco todos sus cuidados, enseñanzas y valores que me hacen considerar a la familia como lo más importante y dar todo por mis seres queridos, por compartir mis desvelos al realizar mis labores escolares y al estar despierta para despedirme siempre que salía de casa cada madrugada, por nunca dejarme solo, apoyándome incondicionalmente en todo lo que me propongo, y por ser una gran madre que ha formado gran parte de la persona que ahora soy.

A mi padre, que siempre me dio todo lo que necesité, a pesar de la enfermedad o cualquier adversidad, enseñándome que siempre hay que salir adelante, que el compromiso y la constancia hacia lo que uno quiere es muy importante para lograr cualquier cosa, que innovar y mantenerse siempre activo son cosas que nunca debemos dejar de hacer y que le dan un sentido diferente a cada día que pasa, gracias por enseñarme que la vida hay que disfrutarla y que a veces no es necesario tomarse todo tan en serio y siempre hay ocasión para reír.

A mi hermano por compartir cada momento de mi vida, apoyándome, alentándome y aconsejándome en todos los aspectos, permitiéndome mejorar como persona junto a él, ahora sé que con un hermano se tiene una amistad que no se encuentra en otra persona.

A mi tío José Luis Osnaya Vargas, por ser como un hermano mayor, que siempre me procura y cuida, que me aconseja, y con el que he compartido muchos buenos momentos que se quedan grabados para siempre, por darme mi primer trabajo y enseñarme a cuidar mis finanzas mediante la planeación y organización, por enseñarme que el mantenerse informado y el aprender cosas nuevas son herramientas muy útiles en la vida que le permiten a uno crear y hacer lo que uno desee.

A mi amigo, compañero y colaborador en esta tesis Gaspar Antonio Cesar Zetina, por formar parte de este último logro de la carrera, por el apoyo brindado y por permitirme desarrollar con él diferentes proyectos escolares aprendiendo muchas cosas en el proceso.

A mi amigo Abisai Israel de La Rosa Gudiño por apoyarme durante toda la carrera, por alentarme a terminar la tesis, por ser un gran compañero de clase y amigo, manteniéndose al pendiente de mí y de todos nuestros amigos para que cada uno alcanzara sus metas.

A mi director de tesis, el profesor Serafín Castañeda Cedeño, gracias por aceptarme como parte de su equipo de trabajo y por asesorarme en esta última etapa de mi carrera, los diferentes proyectos que ha realizado y que pude conocer son de mucha inspiración para mí ya que son un gran ejemplo de ingeniería aplicada.

A la facultad de ingeniería, toda su comunidad, maestros y alumnos que hacen el mejor ambiente de trabajo y que permiten que cada uno se forme de la mejor manera, y en general a la UNAM, por todo el apoyo que da a cada uno de los estudiantes; estoy orgulloso de haber estudiado en sus entrañables instalaciones de las que ahora soy parte de su historia, y saber que es una gran institución que se queda para siempre en mi corazón, en mi mente y que me acompañará durante toda mi vida profesional, siempre daré lo mejor pensando en mi alma máter.

A toda mi familia, a todos mis amigos y profesores que estuvieron presentes a lo largo de este triunfo, cada uno se merece más de una página de agradecimiento, les doy gracias por permitirme conocer diferentes aspectos de sus vidas y dejar cada uno una enseñanza en mí que me hacen ser lo que soy ahora, muchas gracias a todos.

“El cerebro es la mejor máquina que tiene el hombre y el amor hacia sus seres queridos la energía que lo impulsa”

Marcos Chavarria Cuevas

Quisiera agradecer a mis compañeros y familiares que, con su ayuda directa o indirecta, me ayudaron a culminar mi preparación académica, así mismo a la elaboración de esta tesis.

Primero a mi madre, que sin sus consejos y motivación no habría llegado hasta aquí, este no es solo un logro para mí, sino uno para los dos, ya que los dos nos esforzamos para lograrlo, gracias por estar a mi lado en los momentos en que más te necesitaba y levantarme cuando me caía, por compartir conmigo muchas experiencias de vida y contagiarme de ese optimismo hacia los retos y dificultades.

A mis hermanas que desde siempre han sido mi ejemplo a seguir, me han guiado a lo largo del camino, quiero reconocer su ayuda en los momentos difíciles, en sus consejos, en su apoyo en mis decisiones y en creer en mí, en fin, siempre les estaré muy agradecido.

A mis compañeros de la facultad Jesús, Erick y Omar, ya que con ustedes hice un gran equipo de trabajo, gracias por compartir conmigo parte de esta etapa de nuestras vidas, gracias por esos 6 años de amistad y compañerismo. Una mención especial a Marcos, gracias por formar equipo conmigo para la elaboración del presente trabajo, y por soportar los momentos difíciles, esos desvelos, las investigaciones, los prototipos fallidos y las correcciones, gracias a todas esas cosas pudimos culminar el trabajo.

Profesor Serafín, gracias por su apoyo y las horas dedicadas a este proyecto, gracias por compartir sus conocimientos y guiarme a su culminación, por tener paciencia por los retrasos, con su ayuda este trabajo fue mejorando a lo que es hoy.

Gaspar Antonio Cesar Zetina

Contenido

Agradecimiento	1
Dedicatorias.....	2
INTRODUCCIÓN	7
<i>BIOMECANICA DEL PIE</i>	9
<i>Articulación de tobillo</i>	10
<i>EL PIE Y EL CICLO DE LA MARCHA HUMANA</i>	14
<i>CINETICA DEL PIE</i>	17
OBJETIVO.....	19
OBJETIVOS PARTICULARES.....	19
ESTADO DEL ARTE.....	19
<i>Device for the Automatic Control of the Articulation of the Knee Applicable to a Prosthesis of the Thigh</i>	20
<i>HARDIMAN</i>	20
<i>HAL (Hybrid Assistive Limb)</i>	21
<i>REWALK</i>	22
<i>REX BIONICS</i>	23
<i>eLEGS</i>	24
<i>OAMI (Órtesis Adaptrónica de Miembro Inferior)</i>	24
<i>RB3D Hercule V3</i>	25
METODOLOGÍA	26
<i>LISTA DE REQUERIMIENTOS</i>	26
<i>MÉTRICA</i>	27
<i>ESPECIFICACIONES</i>	28
<i>FUNCIONES</i>	29

<i>CONCEPTOS DE SOLUCIÓN</i>	30
<i>SOPORTE</i>	30
<i>AJUSTABLE</i>	33
SUJECIÓN	35
<i>SENSADO</i>	38
<i>ANÁLISIS DE CONCEPTOS DE SOLUCIÓN</i>	39
<i>MODELO SELECCIONADO</i>	40
INSTRUMENTACIÓN	43
DISEÑO DE DETALLE.....	45
<i>SELECCIÓN DE MATERIALES MEDIANTE MÉTODO GRÁFICO (ASHBY)</i>	45
<i>Facilidad de maquinado</i>	49
<i>Biocompatibilidad</i>	50
<i>Resistencia al impacto</i>	50
<i>ANÁLISIS DE LA MASA TOTAL DEL DISEÑO CON LOS MATERIALES</i> <i>SELECCIONADOS (ASHBY)</i>	52
<i>ANÁLISIS DE ELEMENTO FINITO EN POSICIONES CRÍTICAS</i>	55
<i>Plantilla delantera:</i>	56
<i>Soporte de tobillo:</i>	59
<i>Soporté de tobillo Pie totalmente recto</i>	62
CONCLUSIONES	65
TRABAJO A FUTURO.....	67
Bibliografía	68
ANEXOS.....	71
A-1. Cédula antropométrica del usuario.....	71
A-2. Matriz QFD.....	73
A-3. Planos.....	75

INTRODUCCIÓN

Actualmente la tecnología avanza continuamente, mezclándose con áreas de la sociedad que anteriormente no habían sido exploradas por ella, llegando a los hogares, a las actividades recreativas, a la educación, a la salud, etc. Es en esta última área en la cual se pueden tener grandes desarrollos, logros y beneficios para la humanidad.

Este trabajo busca la combinación de la Mecatrónica y el área de la salud, contribuyendo en el desarrollo de una órtesis de tobillo que formará parte de un exoesqueleto que asistirá la marcha de un paciente con paraplejia, ayudando a mejorar su calidad de vida.

En el capítulo “Metodología” se plantean las bases para comenzar el diseño de la ortesis, basándose en diseño del producto, recopilando información de lo que el cliente necesita, traduciendo sus necesidades a funciones que dependan de variables que se puedan medir, obteniendo así propuestas de diseño funcionales, finalizando en la obtención de una sola propuesta en la cual trabajar.

Una vez obtenida una propuesta de diseño mecánico que cumpla con las funcionalidades, se buscó implementar algún tipo de instrumentación, recabando información de diferentes tipos de sensores que pueden ser utilizados para realizar una lectura de la carga que se aplica sobre la planta del pie durante el ciclo de la marcha, lo cual se presenta en el capítulo “Instrumentación”.

Para poder obtener en su totalidad el diseño planteado, se tiene que realizar una serie de evaluaciones, las cuales se encuentran contempladas en el capítulo “Diseño de detalle”, donde se habla sobre los detalles finales que garantizaran las especificaciones planteadas, esto mediante la evaluación de los materiales a emplear utilizando el método gráfico Ashby, se evaluó el modo de fabricación de las piezas y por último su resistencia, utilizando las herramientas digitales como son el análisis de elemento finito mediante CAD.

Una órtesis es un dispositivo aplicado externamente sobre el cuerpo humano, la cual tiene como objetivo modificar las características o cualidades estructurales del cuerpo, manteniendo, mejorando o recuperando alguna función del sistema musculoesquelético.

Mecánicamente hablando existen 2 tipos de órtesis, las activas y las pasivas, las primeras desempeñan características de movilidad imitando o reemplazando las funciones musculares y de ligamentos, las pasivas no imitan o realizan movimientos, sólo se encargan de mantener alguna parte del aparato locomotor en cierta posición [1]. Un Exoesqueleto es una órtesis activa debido a que entra dentro de la definición, ayudando en la movilidad del usuario, sin embargo, está formada por órtesis en sí, como lo es el caso de la órtesis del presente trabajo.

Las primeras órtesis se realizaban de materiales como la madera y el corcho, con el paso del tiempo se comenzaron a utilizar los metales como el Aluminio, los plásticos como el polietileno, así como la fibra de carbono [2] . Aunque no es sólo en el uso de los materiales en los que se han dado avances, sino también en aspectos como la electrónica y el uso de diferentes elementos como motores, resortes y mecanismos que ayudan a realizar un mejor desempeño. En el presente trabajo se toca un tema relacionado y es el uso de sensores, con los cuales se puede obtener información importante para poder analizar el ciclo de marcha. Por medio de ellos se pueden medir las reacciones que se presentan al caminar y con esto se puede retroalimentar al exoesqueleto para que ajuste la velocidad, las posiciones de las articulaciones, y se mantenga el equilibrio.

Es por todo lo anterior que para construir un dispositivo como el mencionado es necesario el conocimiento de áreas como las de diseño, mecánica, electrónica y biomecánica, todo con la finalidad de obtener un diseño funcional que pueda garantizar la movilidad del usuario, procurando siempre su integridad. Además, debido a que el desarrollo de exoesqueletos es nuevo, se tienen grandes posibilidades para generar tecnología y aportaciones nuevas, como lo es el poder sensar el contacto con el piso, ya que muchos de los exoesqueletos actuales no realizan dicha evaluación, además de comenzar a explorar la posibilidad de diseñar un modelo ajustable, que pueda ser personalizable.

BIOMECANICA DEL PIE

El pie es una parte esencial para que el ser humano pueda caminar, debido a que puede actuar como una parte flexible y rígida, dependiendo de cómo se requiera ante el contacto con superficies, además de que es el encargado de dar el equilibrio al cuerpo al caminar y distribuir las cargas. Se encuentra compuesto por varias partes las cuales tienen funciones específicas. Dichas partes son:

- **Tobillo:** Es el encargado de conectar el pie con la pierna, además de distribuir las cargas y dar los grados de libertad para que el pie pueda entrar en contacto con el piso de la mejor manera.
- **Bóveda plantar:** Tiene forma de media concha, su parte superior es la encargada de soportar las cargas de compresión, mientras que su parte inferior es la encargada de resistir los esfuerzos de tracción.
- **Talón:** El talón es la parte trasera del pie y contribuye a amortiguar el contacto del pie con el piso, además de ser un punto de apoyo muy importante durante el ciclo de la marcha.
- **Antepie:** Al igual que el talón, el antepie sirve como punto de apoyo del pie durante el ciclo de la marcha, así como también ayuda a tener mayor estabilidad y contacto con el piso al tener un grado de libertad por medio de los metatarsianos y las falanges. En la figura 1 se pueden observar las partes mencionadas y su distribución en el pie.

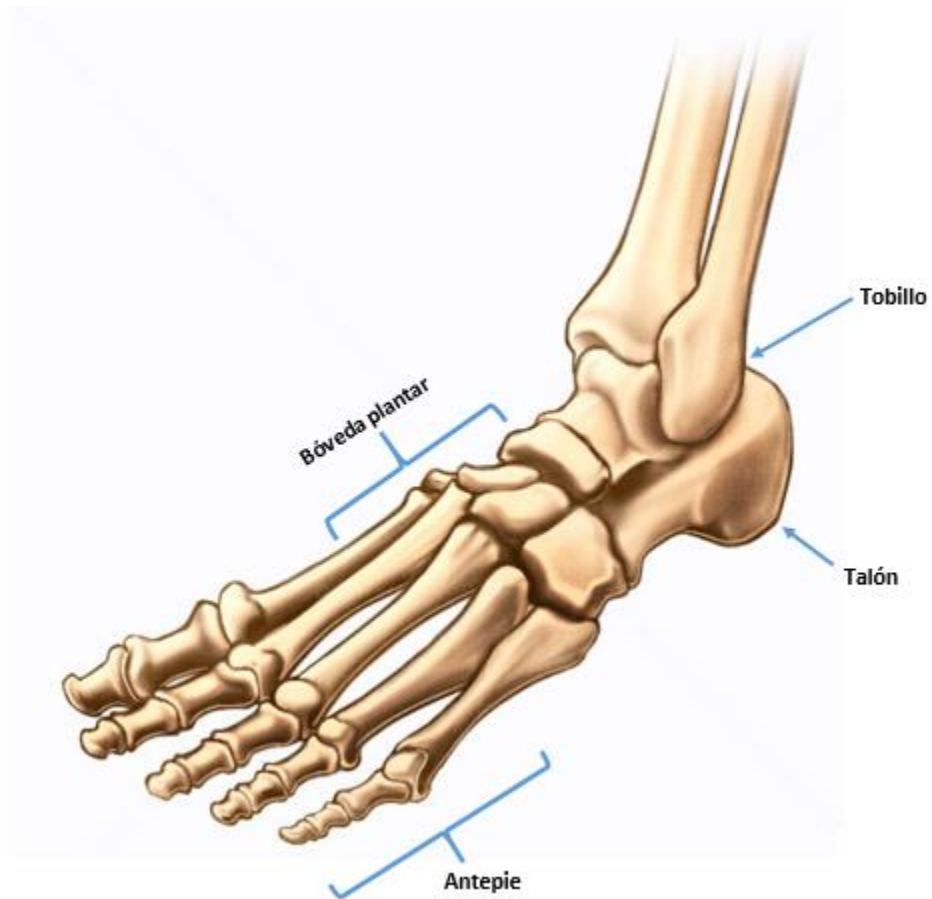


Figura1. Partes del pie humano [22].

Para el caso del presente trabajo, el tobillo juega un papel importante ya que es el encargado de dar la mayor parte de la movilidad al pie, así que se detalla un poco más en dicha estructura.

Articulación de tobillo.

La articulación de tobillo es una de las más importantes, ya que gracias a ella podemos llevar a cabo el ciclo de la marcha, desarrollando su movilidad primaria en el plano sagital. El tobillo permite realizar los movimientos de flexión y extensión del pie, además de que puede soportar de 5 a 7 veces el peso corporal en la fase final del ciclo de la marcha [3].

El tobillo posee tres ejes sobre los cuales el pie puede desarrollar su movilidad ante diferentes situaciones como se muestra en la figura 2.

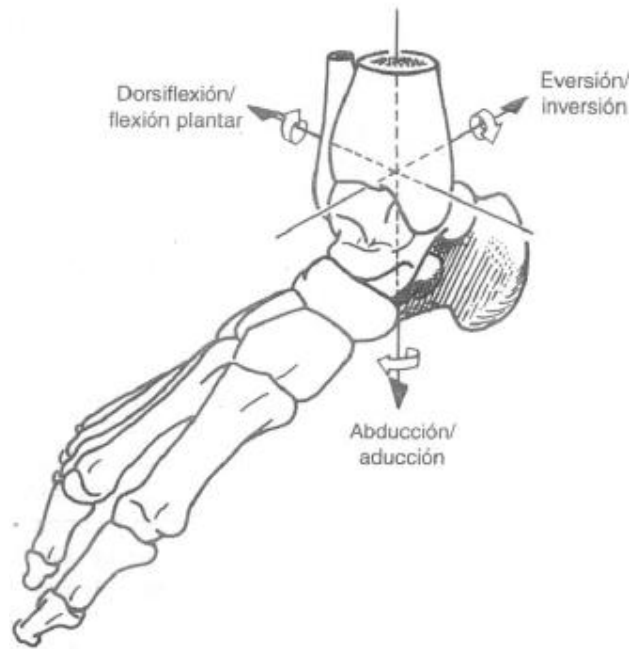


Figura 2. Ejes de movimiento para la articulación de tobillo [5].

- El eje transversal permite los movimientos de flexión y extensión en el plano sagital, alcanzando un rango de 43° a 63° de movilidad, pero siendo necesarios sólo de 30° a 10° para extensión (Flexión dorsal) y 20° para flexión (Flexión plantar) [3].

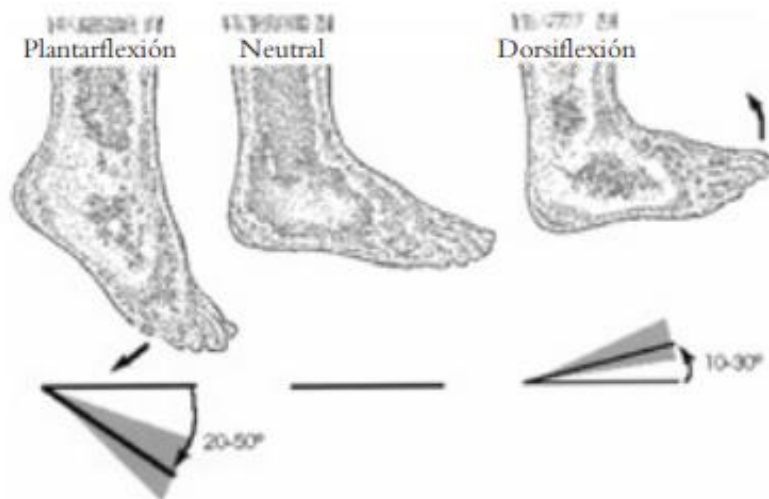


Figura 3. Movimiento de flexión-extensión en el eje transversal [3].

- El eje longitudinal de la pierna pasa por la misma y permite los movimientos de aducción-abducción en el plano transversal, tendiendo de 5° a 10° en aducción y de 25° a 30° en abducción [3].

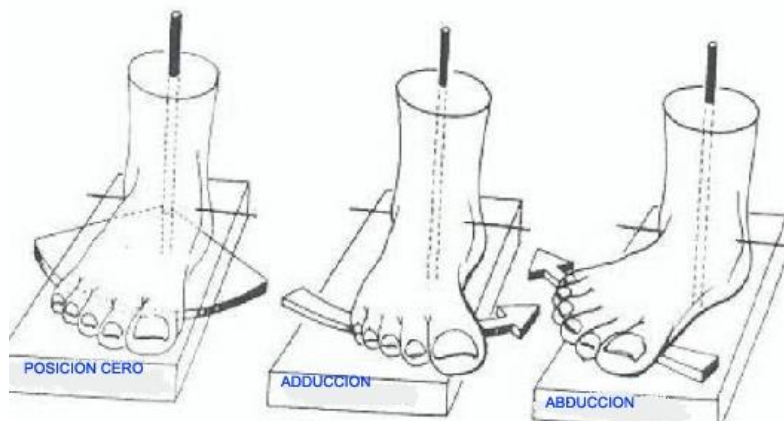


Figura 4. Movimiento de aducción-abducción en el eje longitudinal [23].

- El eje longitudinal del pie es horizontal en el plano sagital y permite los movimientos de pronación y supinación, que en marcha normal van de 4° a 6° de pronación y de 8° a 12° de supinación [4].

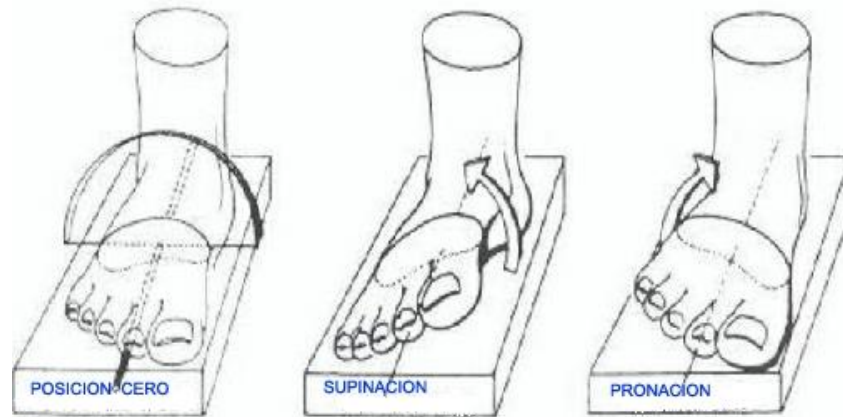


Figura 5. Movimiento de supinación-pronación en el eje longitudinal [23].

De esta manera, la articulación del tobillo se convierte en una de las más importantes y complejas, siendo así que no se ha podido modelar mecánicamente al cien por ciento, sin embargo, se han propuesto esquemas por medio de bisagras que simularían los movimientos que posee el pie [5].

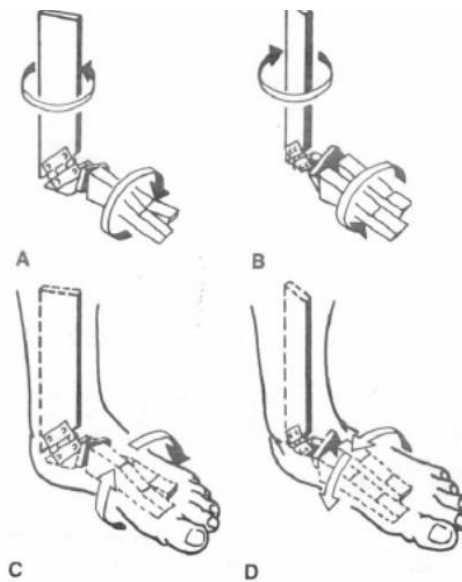


Figura 6. Representación de la articulación del tobillo como un sistema de bisagras [5].

EL PIE Y EL CICLO DE LA MARCHA HUMANA

El ciclo de la marcha es el conjunto de acciones producidas desde el contacto de un talón con el suelo hasta que el mismo talón tenga contacto de nuevo con la superficie, dicho ciclo se divide en dos principales fases: la fase de apoyo y la fase de balanceo las cuales abarcan dos pasos.

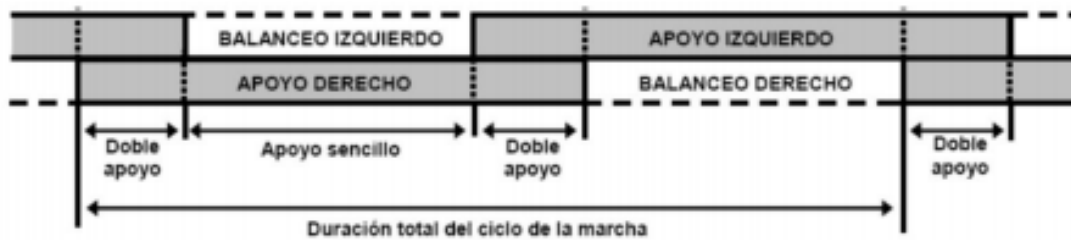


Figura 7. Esquema del ciclo de marcha [24].

Fase de apoyo o portante: La fase abarca un 62% del ciclo de marcha y comienza cuando el pie tiene el primer contacto con el piso y esto lo hace por medio del talón, posteriormente, la planta completa del pie entra en contacto, conforme avanza el ciclo de la marcha, el talón comienza a despegarse del piso, seguido de la planta del pie dejando en contacto únicamente el antepie que al final de la fase de apoyo termina por despegarse del piso para dar comienzo a la fase de oscilación, tal como se aprecia en la figura 8 [5].

En esta fase existe un punto en el cual ambos pies se encuentran en contacto con la superficie, y tiene lugar en el 12% inicial y el 12% final de dicha fase.



Figura 8. Esquema del ciclo de marcha en la fase portante [5].

Fase de balanceo u oscilante: Comprende un 38% del ciclo de marcha y comienza cuando el pie deja de estar en contacto con el piso completamente, primero, el pie experimenta una aceleración hacia adelante seguido de una elevación de los dedos, para al final experimentar una desaceleración y poder entrar en contacto nuevamente con el piso [5].

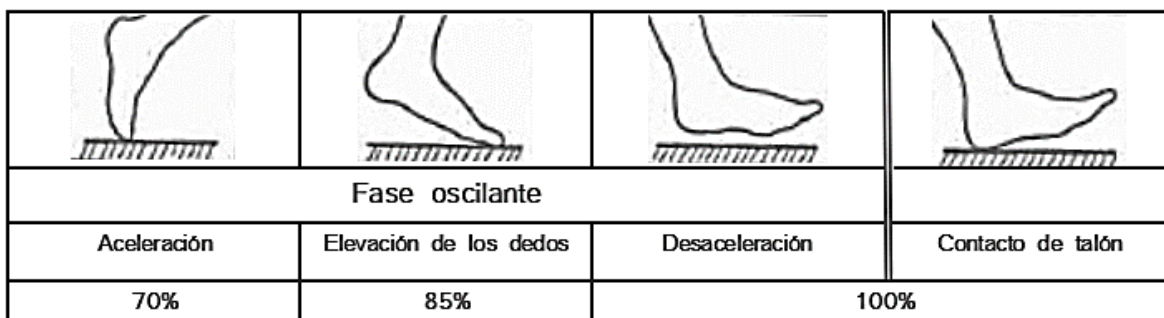


Figura 9. Esquema del ciclo de marcha en la fase oscilante [5].

Durante el ciclo de la marcha, el pie va desarrollando diferentes movimientos, desde flexión y extensión, hasta la inversión-eversión resultante de combinar los movimientos aducción-abducción y pronación-supinación. También el pie se mueve con respecto a la rodilla y la cadera. En el momento del contacto con el piso, al entrar en la fase de apoyo, el tobillo mantiene un ángulo de 0° con respecto a la rodilla, cuando toda la planta del pie ha tocado el piso, el ángulo cambia a apenas unos 15° , posteriormente el ángulo cambia a 5° cuando está por comenzar el levantamiento del talón [6].

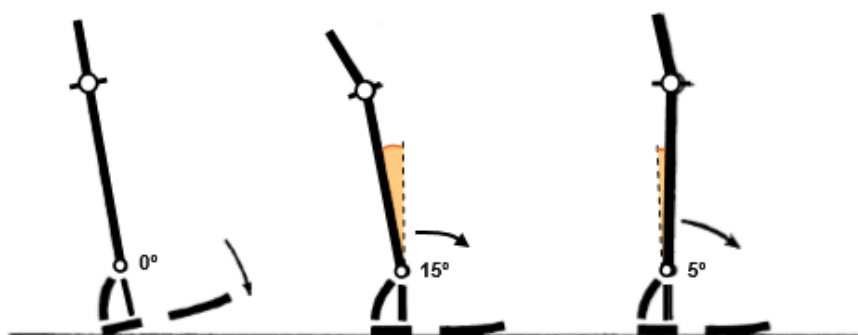


Figura 10. Ángulos del tobillo con respecto a la tibia al entrar en fase de apoyo [6].

Ahora, cuando el pie esta por pasar a la fase de oscilación, primero tenemos que el pie parte de un ángulo de 5° con respecto a la rodilla, un instante antes de que el talón se levante, después el ángulo aumenta hasta los 15° , durante la fase de elevación de la planta del pie pasa a 35° rápidamente y al final disminuye hasta 20° , momento en el que se ha levantado por completo el pie.

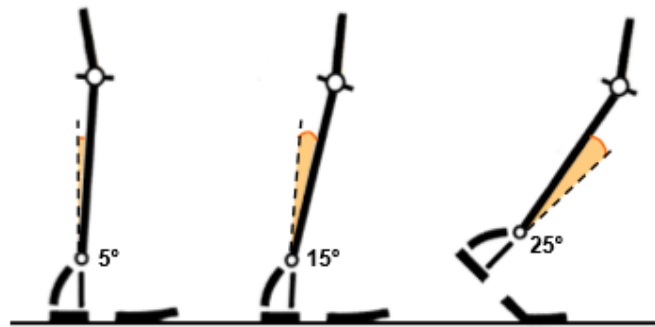


Figura 11. Ángulos del tobillo con respecto a la tibia durante la última parte de la fase de apoyo [6].

Por último, en la etapa de balanceo, el pie se mantiene en una posición neutra durante toda la fase, con un ángulo de 0° sin experimentar mayor movimiento.

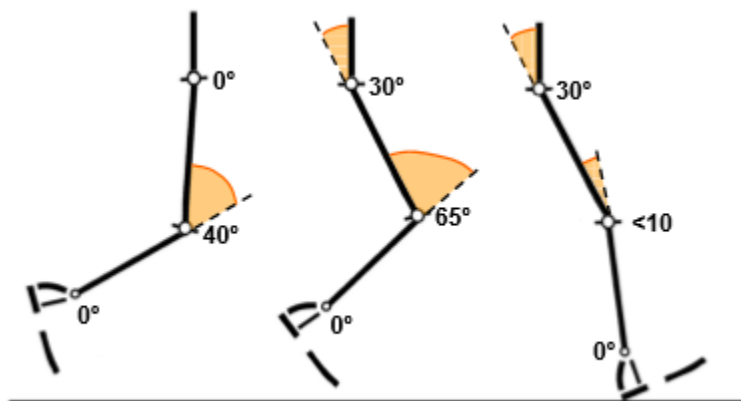


Figura 12. Ángulos del tobillo en la fase oscilante [6].

CINETICA DEL PIE

Es importante conocer cómo las fuerzas actúan en el pie durante un ciclo de la marcha normal, ya que con ello podemos saber en qué partes podríamos sentir y obtener datos al respecto. Por ello la cinética del pie toma mucha relevancia para el trabajo que se presenta.

Las fuerzas máximas de reacción del pie son de 120% del peso corporal durante el ciclo de la marcha y se aproximan a 275% durante la carrera. La distribución del peso sobre el pie es como sigue: talón 60%, mediopié 8%, antepié 28% y dedos o falanges 4% [5].

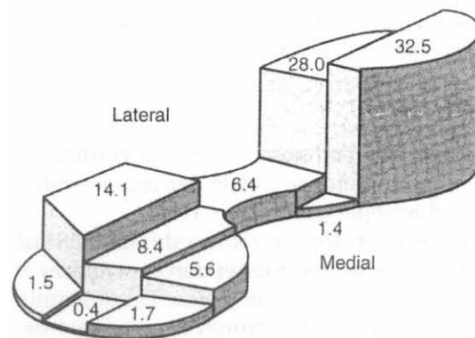


Figura 13. Distribución del peso sobre el pie [5].

Durante la marcha el centro de presiones inicialmente se encuentra en el centro del talón debido a que es el único contacto con el piso al inicio de la fase de apoyo, posteriormente se desplaza a lo largo del antepié. Al finalizar la fase de apoyo, en el despegue de los dedos, el centro de presiones se localiza abajo del primer dedo como se aprecia en la figura 14 [5].

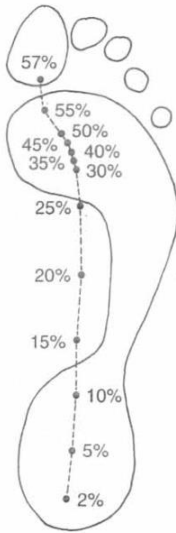


Figura 14. Desplazamiento del centro de presión con respecto al ciclo de marcha [5].

De esta manera, como una aproximación, se puede hacer una esquematización de cómo la fuerza de reacción al tocar el piso se va moviendo durante el ciclo de la marcha, comenzando en el talón y terminando en la punta del pie:

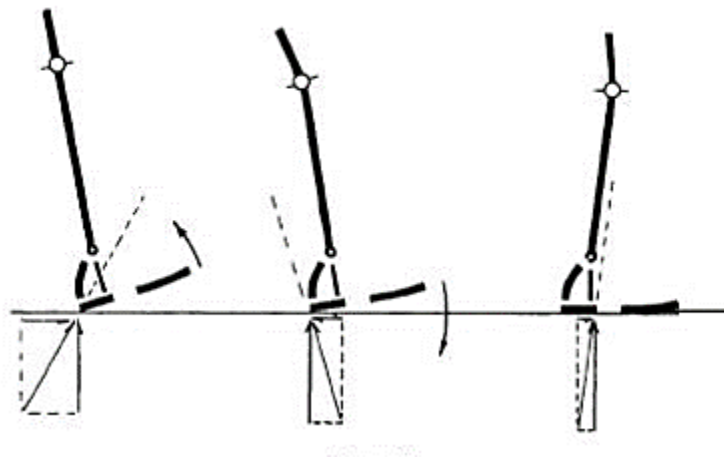


Figura 15. Desplazamiento de la fuerza de reacción durante el ciclo de marcha [25].

OBJETIVO

Diseñar e instrumentar un tobillo que se adapte a las necesidades del usuario, y al exoesqueleto que se está desarrollando en la Facultad de Ingeniería de la U.N.A.M., de manera de poder asistirlo en su marcha, procurando siempre su integridad.

OBJETIVOS PARTICULARES

- Obtener un diseño de órtesis de tobillo.
- Obtener los planos de la órtesis para su posterior manufactura.
- Plantear la manera de instrumentar la órtesis.

ESTADO DEL ARTE

Al hablar de tecnología y salud nos imaginamos grandes cosas y avances como los que vemos en las películas de ciencia ficción, sin embargo, actualmente no es un tema que competa solamente a la ficción pues en muchas partes del mundo podemos ver desarrollos como prótesis que evolucionan cada vez más, el remplazo de órganos o partes del cuerpo gracias a la impresión 3D, vemos la interacción de la mente humana con dispositivos mecánicos, entre muchas cosas más. Un tema importante que no puede escapar de este entorno de desarrollo tecnológico en la salud es el hablar de exoesqueletos, dispositivos mecatrónicos que envuelven al cuerpo humano ayudándolo a potenciar sus funciones mecánicas o recuperarlas si las ha perdido.

En muchas partes del mundo se han y se están llevando a cabo importantes avances en cuanto a exoesqueletos y aquí se presentan algunos de los más importantes que se han dado.

Device for the Automatic Control of the Articulation of the Knee Applicable to a Prosthesis of the Thigh

En 1942 se tiene registrada una patente de órtesis activa, la cual funciona de manera hidráulica, por medio de un pistón que se activa cuando el paciente trata de ir hacia adelante, poniendo su peso hacia el frente. Sin embargo, no se tiene una parte para el tobillo como tal, se tiene un pivote en la articulación solamente sin sujetar el pie desde la planta [7].

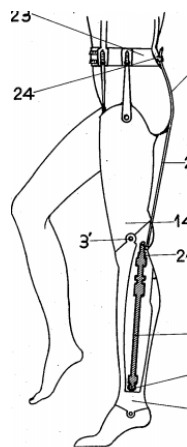


Figura 16. Órtesis hidráulica del año 1942 [7].

HARDIMAN

Desarrollado por General Electric en 1965, denominado Hardiman (Human Augmentation Research and Development Investigation), tenía como finalidad el aumentar la capacidad humana para levantar objetos pesados, uno de sus inconvenientes era su elevado costo, así mismo sus dimensiones eran muy grandes, en cuanto a su control, era muy lento. La principal especificación que pretendía el diseño era poder permitir al usuario cargar hasta 682 [Kg]. Sin embargo, hasta 1970 el proyecto no tuvo éxito ya que solo se había hecho un brazo que únicamente podía cargar 341 [Kg] pero pesaba tres cuartos de tonelada, culminando con el proyecto ese mismo año [8].

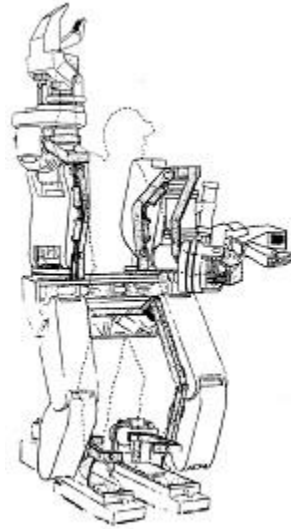


Figura 17. Hardiman, fabricado por GE [8].

HAL (Hybrid Assistive Limb)

Desarrollado en la Universidad de Tsukuba en Japón, por el profesor Snkai junto con la empresa robótica Cyberdine, con el propósito de asistir durante la caminata a las personas adultas y con problemas degenerativos en los músculos. Los motores que se usaron en su construcción son de corriente directa y además cuenta con transmisiones. Las señales de control se obtienen de electrodos electromiográficos superficiales(s-EMG) que las traducen en el par del motor de acuerdo con una ganancia de asistencia deseada, cuenta con potenciómetros para saber la posición de las articulaciones, sensores de fuerza de reacción con el suelo, así como giroscopios y acelerómetros para saber la posición de la persona en la marcha. El control está integrado por señales mioeléctricas, según las señales obtenidas, la unidad es controlada para mover la unión junto al movimiento muscular del usuario. Si no hay señales tiene un sistema de control automático que ofrece movimientos similares a los humanos. Tiene un peso de 23 kg. Con una batería de 5 horas de duración y su precio es alrededor de los 4200 dólares [9].



Figura 18. Exoesqueleto HAL y HAL 5 disponible en el mercado [9].

REWALK

Fue desarrollado por Argo Medical Technologies para regresar la movilidad de la cadera y la rodilla y que personas con lesión medular puedan ponerse de pie, caminar, girar y subir o bajar escaleras. Fue diseñado específicamente para ayudar a la rehabilitación de personas con problemas por lesiones de la médula espinal, funciona con base a trayectorias seleccionables que están pregrabadas en la unidad de control, tiene una estructura de fibra de carbono, la cual posee motores en las partes de las rodillas y la cadera y posee sensores que detectan cuando el usuario se inclina hacia adelante para comenzar a dar un paso y activar el sistema. Posee una batería, lo cual le da al paciente la opción de poderlo usar en casa o en la calle. Diseñado para personas de 1.60 a 1.90 m de estatura, se puede controlar con una pulsera y pesa aproximadamente 23.5 kg [10].



Figura 19. Exoesqueleto REWALK orientado a pacientes con problemas motrices [10].

REX BIONICS

Exoesqueleto diseñado por Rex Bionics para personas con impedimentos para caminar, puede llevar al paciente de una posición en una silla a estar de pie, no requiere de muletas, lo cual da la posibilidad de que el usuario use sus manos, pesa aproximadamente 85 kg, con una batería que dura aproximadamente 2 horas. Tiene una velocidad máxima de 3[m/min] [11].



Figura 20. Exoesqueleto Rex Bionics con controles en las muñecas [11].

eLEGS

Exoesqueleto desarrollado por Berkley bionics, controlado por medio de sensores de fuerza, pesa 20 kg con batería de 6 horas de vida, con una interfaz basada en gestos humanos, por medio de los gestos que el paciente hace o la intención de este, permite caminar, pararse y sentarse [12].



Figura 21. El exoesqueleto eLEGS se controla con base en sensores de presión, prediciendo la intención del paciente [12].

OAMI (Órtesis Adaptrónica de Miembro Inferior)

El exoesqueleto OAMI es desarrollado en la UNAM, el cual cuenta con 10 grados de libertad, posee articulaciones de cadera y rodilla, con un peso total de 31 kg, actualmente sigue en construcción y rediseño, así como en proceso de implementación de un control e instrumentación [13].



Figura 22. Exoesqueleto OAMI de la Facultad de Ingeniería de la UNAM [13].

RB3D Hercule V3

Exoesqueleto desarrollado por RB3D de origen francés junto con la milicia y el instituto ESME Sudria y CEA LIST, el cual acepta una carga útil de 40 kg, con motores eléctricos reversibles, diseñado para pesar menos de 30 kg incluyendo la batería que es recargable, tiempo real de adquisición de datos y estructura de aluminio 7075T6, con él se puede caminar sobre piso firme y sobre piso inclinado a 10°, tolera el ser mojado y tiene aditamentos para accesorios, además está disponible en 3 tallas. Tiene 14 grados de libertad [14].



Figura 23. Exoesqueleto Hercule, que fue fabricado con la intervención militar [14].

METODOLOGÍA

Para poder desarrollar o diseñar un producto es importante conocer qué es lo que el usuario busca en él, es por ello por lo que se dio a la tarea de realizar una investigación mediante una encuesta y de esta manera poder tener datos de los aspectos más importantes a tomar en cuenta en el diseño de la órtesis. Una vez recabada la información es necesario obtener los requerimientos y las especificaciones y a partir de ellas poder generar conceptos de solución, seleccionar la mejor configuración y obtener un diseño de detalle a partir del cual se pueden dejar los planos para la manufactura del producto.

LISTA DE REQUERIMIENTOS

De los datos recabados se encontraron los siguientes requerimientos, que son enunciados en palabras del cliente de que es lo que espera del producto.

- 1.- Que Permita el movimiento de flexión-extensión del pie.
- 2.- Que tenga la capacidad de soportar al exoesqueleto junto con el usuario.
- 3.- Que la órtesis sea ligera.
- 4.- Que sea duradera.
- 5.- Que se adapte al pie del usuario.
- 6.- Que sea de fácil ensamble.
- 7.- Que sea estética.
- 8.- Que sea fácil de utilizar.
- 9.- Que sea cómoda.
- 10.- Que sea ajustable al calzado del usuario.

- 11.- Que proporcione movimientos lo más natural posible.
- 12.- Que tenga el menor número de piezas posibles.
- 13.- Que impida movimientos indeseados y fuera de rango.
- 14.-Que proporcione estabilidad al exoesqueleto y al usuario.
- 15.- Que su mantenimiento sea fácil.
- 16.- Segura y confiable.
- 17.- Que las piezas sean de fácil reposición.
- 18.- Que se ajuste a un terreno plano lo mejor posible.
- 19.- Que evite malformaciones en el pie del usuario.

MÉTRICA

Con los requerimientos bien definidos ahora podemos agruparlos por su función o características determinadas, formando la métrica, hecho esto se puede evaluar la importancia que tiene cada función para el buen desempeño del producto.

Núm de Métrica	Núm de requerimiento	Métrica	Importancia	Unidades
1	1,11,13,19	Rango de movimiento [Dorsiflexión]	5	[°]
2	1,11,13,19	Rango de movimiento [Plantiflexión]	5	[°]
3	5,6,10	Dimensiones [largo]	4	[cm]

4	2,3,11,12,14	Masa total	5	[Kg]
5	2,4,14,16	Resistencia a la fatiga	5	[MPa]
6	1,2,11,13	Potencia del motor	4	[W]
7	1,4,16	Resistencia a la flexión	4	[N]
8	6,7,8,12,15,17	Número de piezas	3	#
9	3	Masa del motor	3	[g]

Tabla 1. Métrica realizada a partir de las necesidades del usuario, donde 5 es el valor más alto y 1 el más bajo.

ESPECIFICACIONES

Las especificaciones son una manera técnica de interpretar los requerimientos, con lo cual a cada requerimiento se le asigna una descripción mediante variables que pueden ser medidas con las magnitudes físicas como por ejemplo fuerza, potencia, tiempo, etc.

- **Rango de movimiento DORSIFLEXIÓN:** Revisando en artículos se encontró que el ángulo de dorsiflexión para el pie humano se encuentra entre 20 y 30 [°] [3].
- **Rango de movimiento PLANTIFLEXIÓN:** Al igual que la dorsiflexión, se encontró que la plantiflexión varía de 30 a 50[°] [3].
- **Dimensiones, largo de la órtesis:** Se propone que sea de entre 31 y 33[cm] para que el zapato del usuario pueda entrar sin problemas debido a que su talla es 29 [cm].

- **Masa total:** El pie representa el 1.5% de la masa total del cuerpo, en equivalencia con la órtesis, la masa total de esta sin contar la parte del tobillo es de 23.97[Kg], por lo tanto, la órtesis de tobillo debería tener una primera aproximación de masa de 359[g], por lo que se propone un rango de 0.5 a 1 [kg] como masa aceptable para el diseño.
- **Resistencia a la fatiga:** La órtesis debe resistir cierto ciclo de repeticiones de uso para no fallar, de esta manera se puede elegir el material para su fabricación. Se considera como apto un Factor de seguridad de tres en adelante.
- **Resistencia a la flexión:** La órtesis debe resistir fuerzas de flexión al estar de pie o cuando el usuario intente ponerse de pie de una silla.
- **Número de piezas:** Se propone que la pieza a usar para el ensamble de la órtesis sea menor a 10.

FUNCIONES

Con la información de los requerimientos y las especificaciones, se pueden detallar las funciones concretas que el producto, en este caso la órtesis, debe realizar y con base en ellas reproducir un modelo funcional. En la siguiente lista se detallan las principales funciones a obtener.

- Soportar el peso de la persona y del exoesqueleto.
- Proteger el pie del paciente.
- Proporcionar un movimiento de flexión-extensión.
- Limitar otros movimientos (supinación, pronación, abducción, aducción) y movimientos fuera de rango.
- Proporcionar información de las fuerzas entre el piso y la planta del pie.
- Sujetar el pie del usuario.

- Proporcionar estabilidad al exoesqueleto.
- Dotar del movimiento natural del pie del usuario.

CONCEPTOS DE SOLUCIÓN

Una vez obtenidos los requerimientos y especificaciones y teniendo claras las funciones que debe tener la órtesis, se puede dar paso a los conceptos de solución que cubrirán las necesidades.

Para la generación de los conceptos se dividió la órtesis por funciones, de esta manera se tienen una variedad de propuestas por función para que al final se puedan elegir aquellas ideas que mejor se adapten a lo que se busca.

SOPORTE

El poder lograr obtener una estructura que pueda soportar al paciente y al exoesqueleto es importante, en este aspecto se tiene la unión del exoesqueleto con la órtesis de tobillo, por lo tanto, se plantearon algunos modelos en los cuales se busca obtener una base firme con el menor material posible.

1. Modelo con un arco, se tienen dos puntos de apoyo para soportar las cargas y se elimina material dando una forma arqueada.

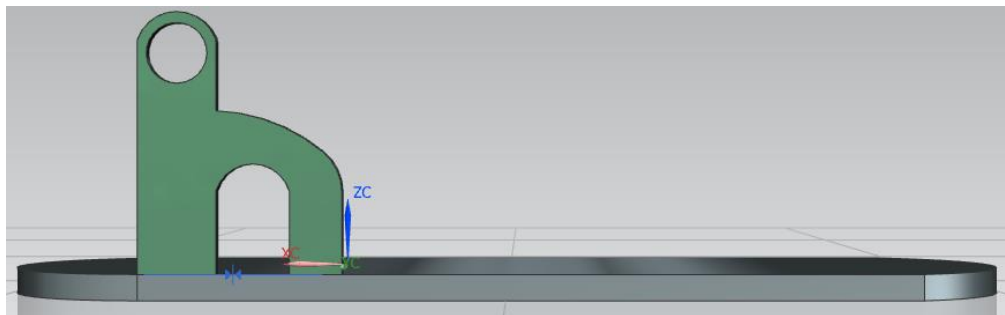


Figura 24. Concepto para soporte 1.

2. Modelo con un solo punto de apoyo, eliminando material en la parte inferior trasera.



Figura 25. Concepto para soporte 2.

3. Modelo con un solo punto de apoyo con una reducción en la parte inferior y con mayor material en la parte superior para la unión.

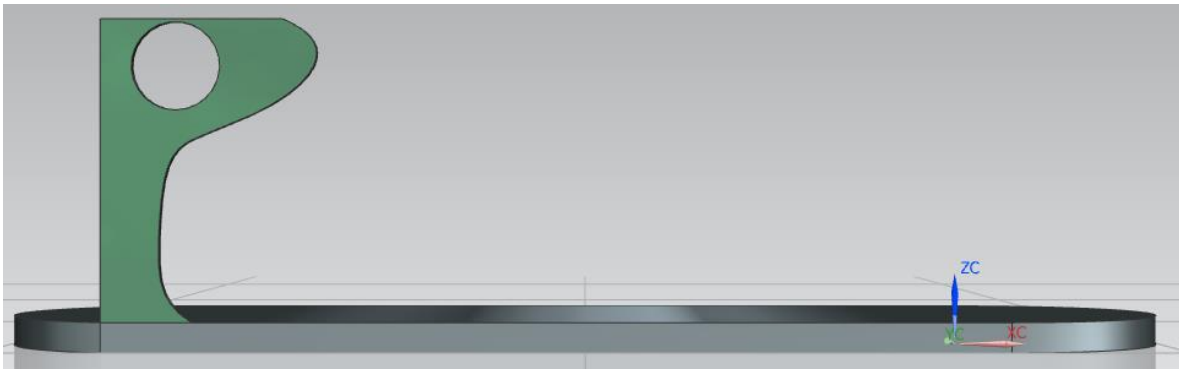


Figura 26. Concepto para soporte 3.

4. Modelo con un punto de apoyo, pero mucho más amplio que los otros modelos, teniendo más material en la parte inferior para mayor firmeza.

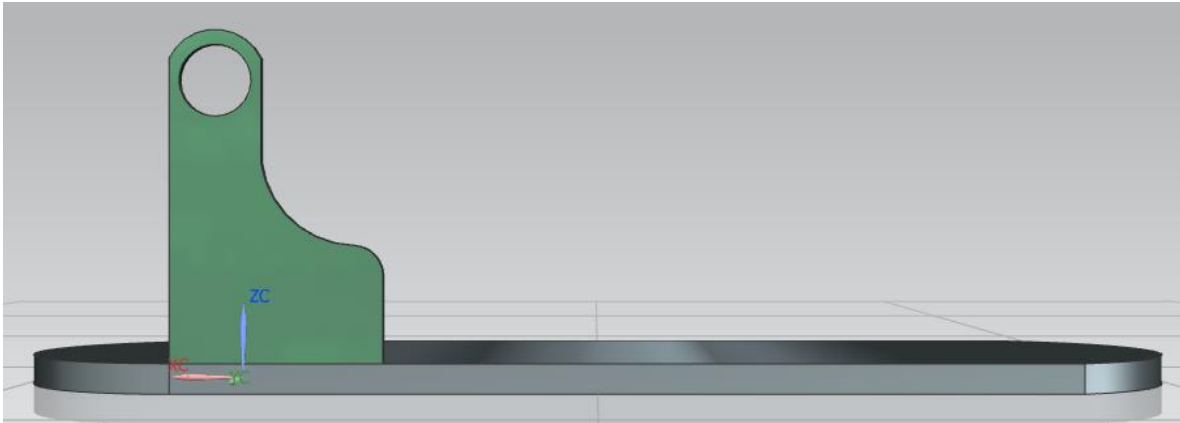


Figura 27. Concepto para soporte 4.

5. Modelo con soporte en ambos extremos de la planta, con cubierta total en la parte trasera para el talón.

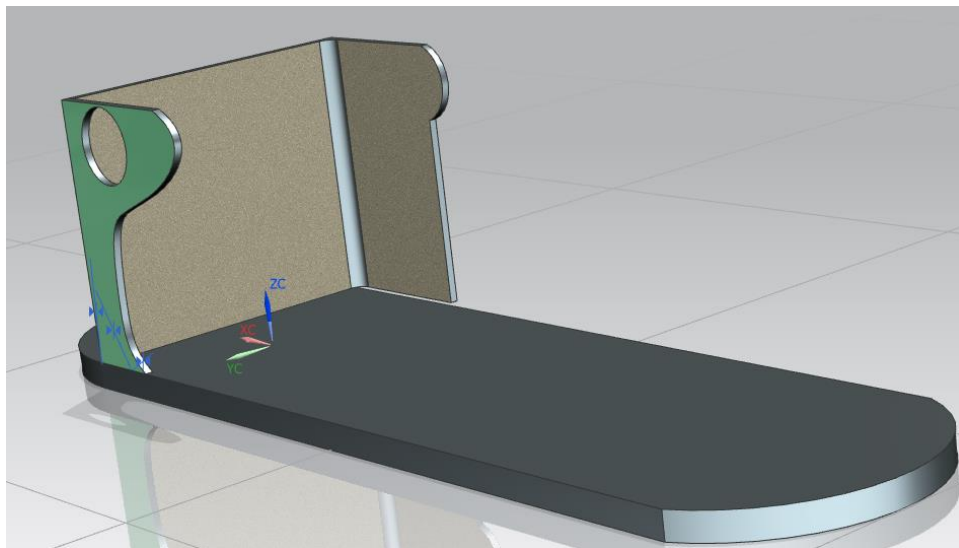


Figura 28 Concepto para soporte 5.

6. Modelo con dos puntos de apoyo para el tobillo del usuario, sin una cubierta total para el talón.

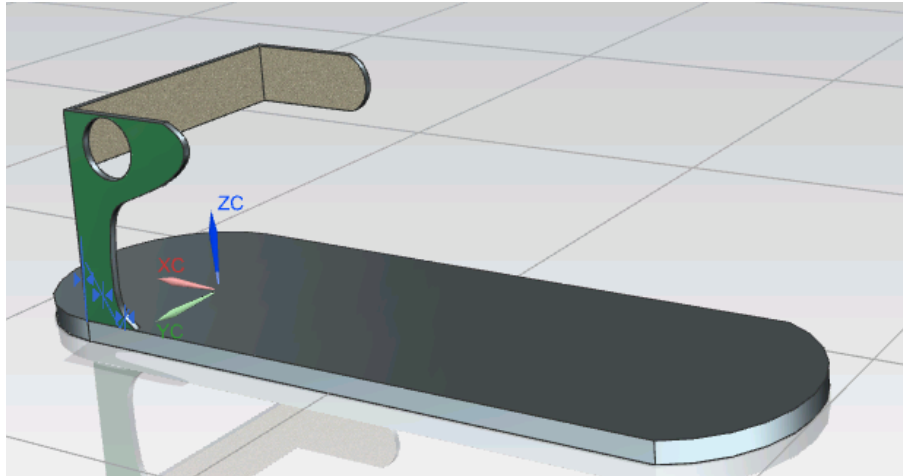


Figura 29. Concepto para soporte 6.

7. Modelo en el cual se tiene un solo soporte para el tobillo y cuenta con un soporte para el talón.

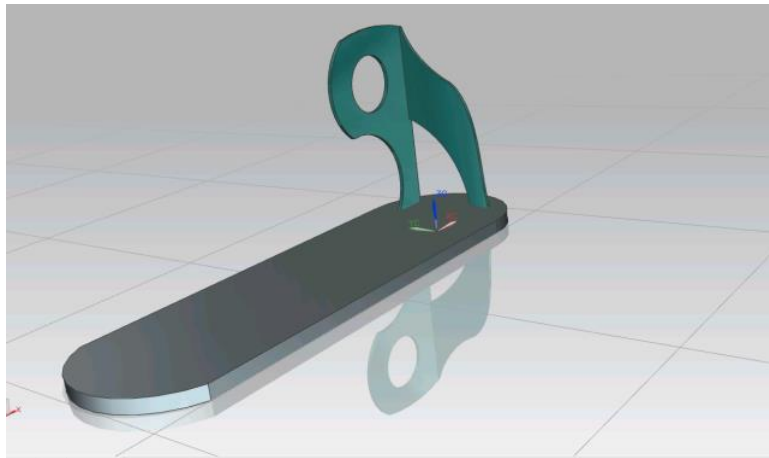


Figura 30. Concepto para soporte 7.

AJUSTABLE

La capacidad de la órtesis de ser ajustable proporcionará al usuario un mejor contacto con la planta de ésta, teniendo así una mejor distribución de la carga y una mejor lectura por medio

de la instrumentación, esto, en caso de que el usuario use diferentes tipos de calzado que no tengan las mismas dimensiones.

1. En este primer modelo se puede ver que la función de deslizamiento se realiza por medio de un seguro dentado, el cual se presiona para liberar los dientes y poder desplazar las piezas, al dejar de presionar, las piezas quedaran fijas por medio de los dientes.

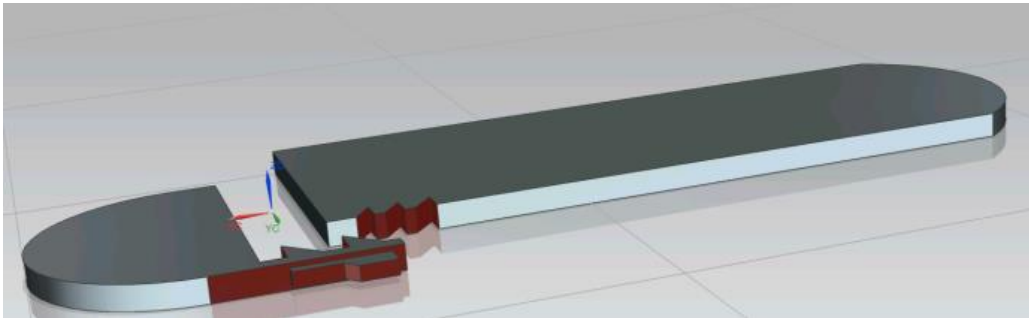


Figura 31. Concepto para ajustabilidad 1.

2. En este modelo la función de desplazamiento se realiza mediante la unión por medio de un perno, al presionar el perno se puede desplazar la parte delantera y al dejar de presionarlo asegurara la unión al estar dentro de un orificio disponible.

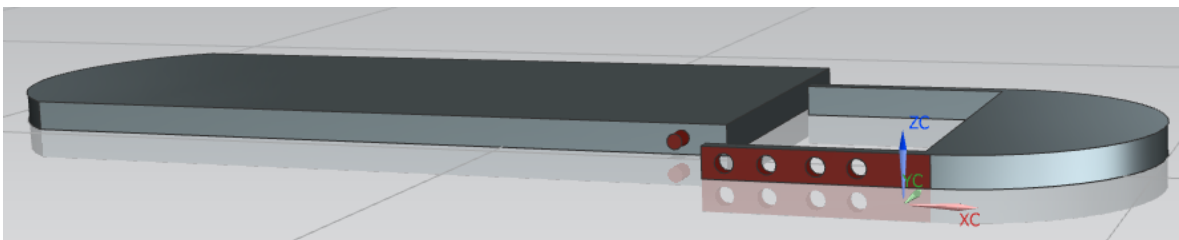


Figura 32. Concepto para ajustabilidad 2.

3. Por medio de un tornillo y perforaciones se puede tener el ensamble de las piezas móviles, al desatornillar se desensamblan teniendo libertad para ajustar la dimensión y finalmente se atornilla en el orificio que proporcioné la distancia longitud más adecuada.

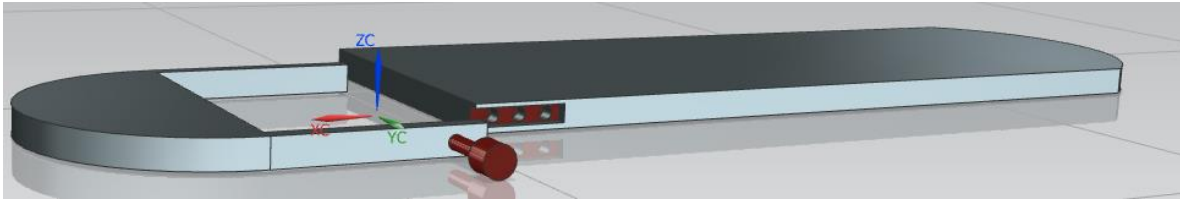


Figura 33. Concepto de ajustabilidad 3.

4. Por medio de una rueda dentada entre una corredera dentada se podrá ajustar la dimensión al girar la rueda que recorre las dos hileras dentadas.

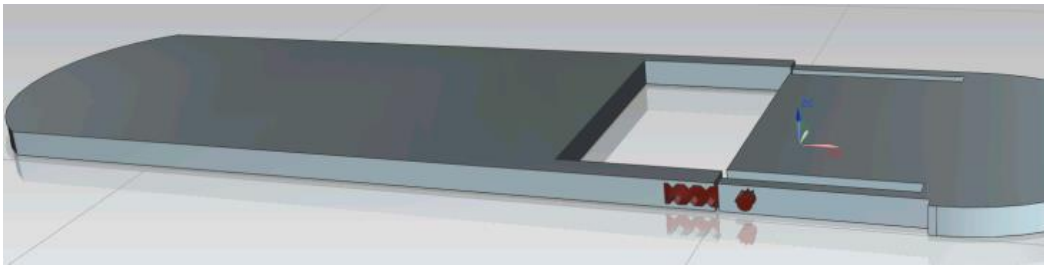


Figura 34. Concepto de ajustabilidad 4.

SUJECIÓN

La forma de asegurar que el pie del usuario permanezca en su lugar en todo momento es importante ya que se debe cuidar que no lastime o dañe al usuario brindándole comodidad.

1. Modo de ensamblar el equipo de sujeción a la órtesis mediante botones de presión.

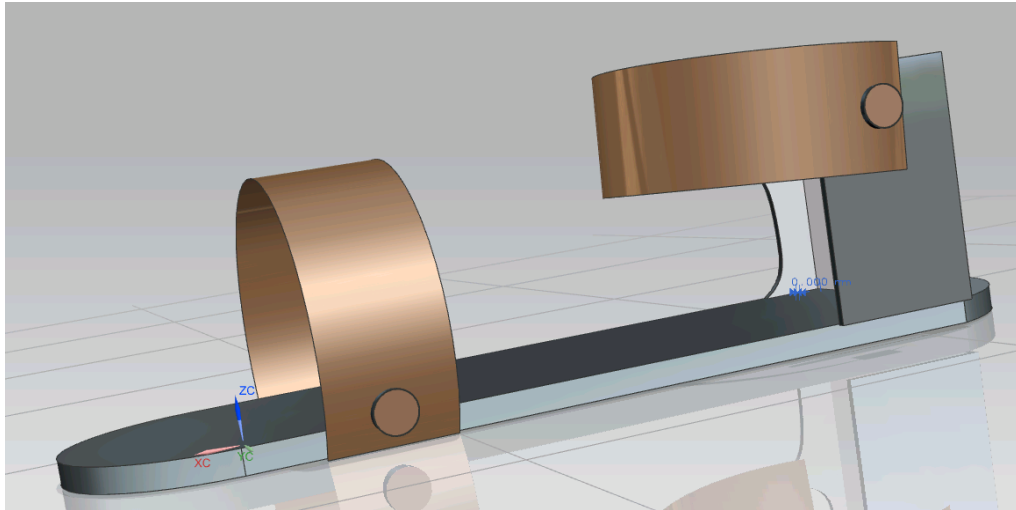


Figura 35. Concepto para sujeción 1.

2. Modo de ensamble por medio de remaches.

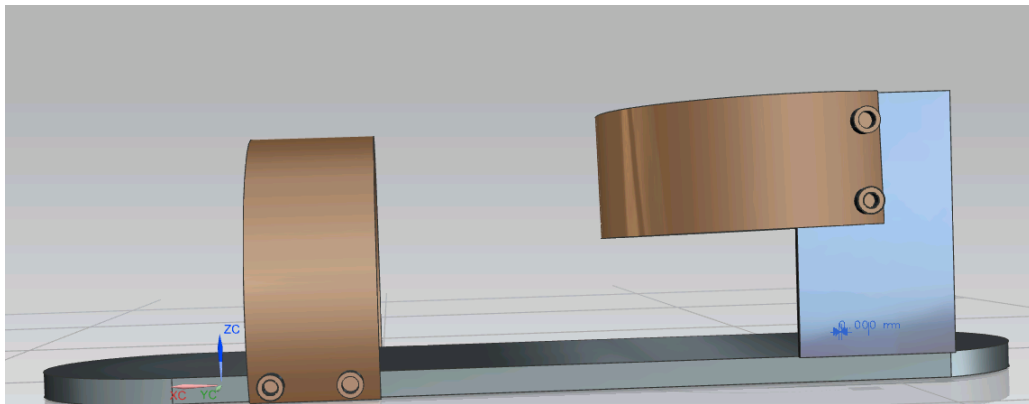


Figura 36. Concepto para sujeción 2.

3. Modo de sujeción mediante interferencia por medio de ganchos.

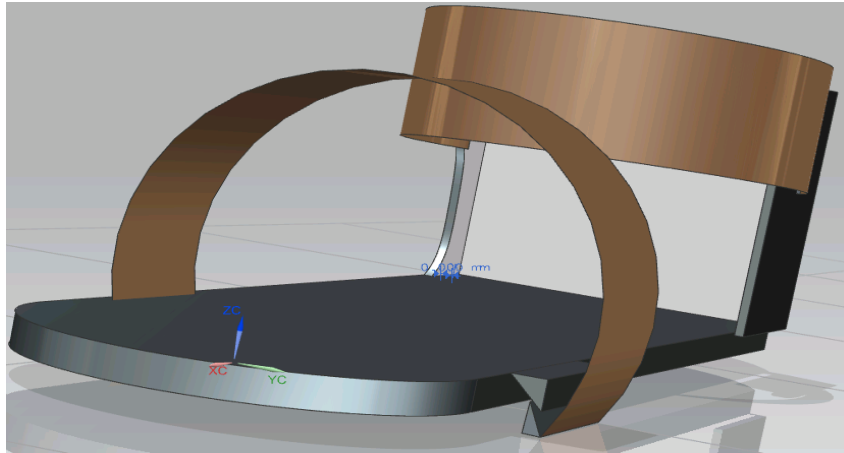


Figura 37. Concepto para sujeción 3.

4. Modelo en el cual se tienen perforaciones en la órtesis en las cuales pueden entrar los elementos de sujeción como cintas y tenerlas fijas.

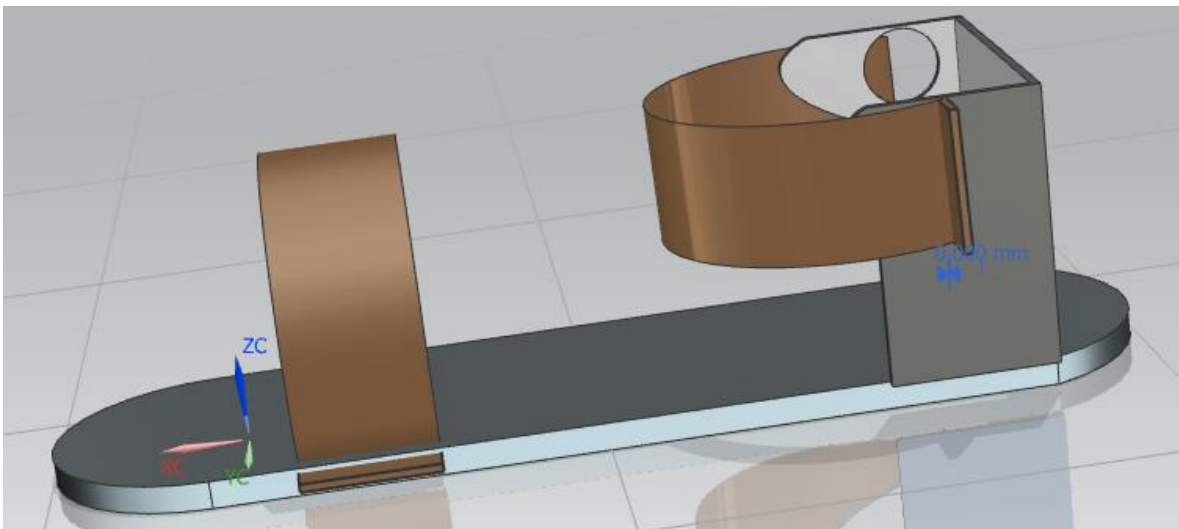


Figura 38. Concepto para sujeción 4.

Dentro de este tema, se realizó una investigación de aquellos elementos que nos ayuden a fijar el pie del paciente, pudiendo ser estos botones, velcro, hebillas o broches USD usados en los patines.

SENSADO

La parte de la instrumentación afecta la estructura de la órtesis debido a que se debe contemplar un lugar para colocar los sensores y el cableado, es por ellos que se desarrollaron conceptos para evaluar la mejor manera de posicionar los sensores.

De la bibliografía consultada se encontró que hay tres partes de la planta del pie donde se concentra mayormente la carga al tocar el piso [5], por ello se eligió poner 3 sensores, uno en cada punto, que son la parte superior, en la parte media y en la parte trasera de la órtesis.

1. Configuración en la cual se aprecian los tres espacios asignados para los sensores de carga, se encuentran dentro de una abertura en la planta para que por medio de una tapa se tenga el contacto con ellos.

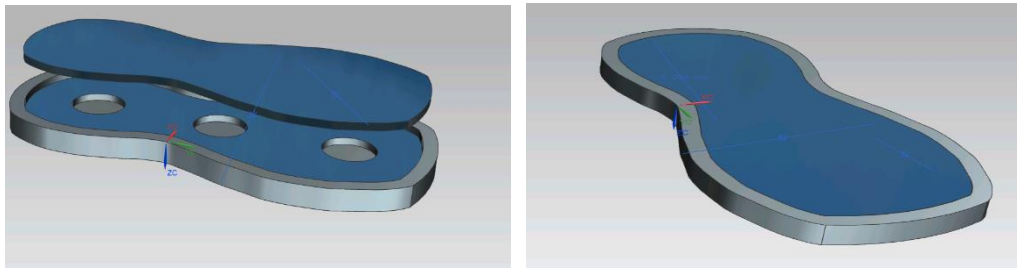


Figura 39. Concepto para ubicación de sensores 1.

2. Se tiene el espacio para los sensores y un espacio para una tapa. La tapa cuenta con relieves para generar puntos de presión específicos en los espacios para los sensores, dando lugar a que la carga principalmente se encuentre sobre ellos.

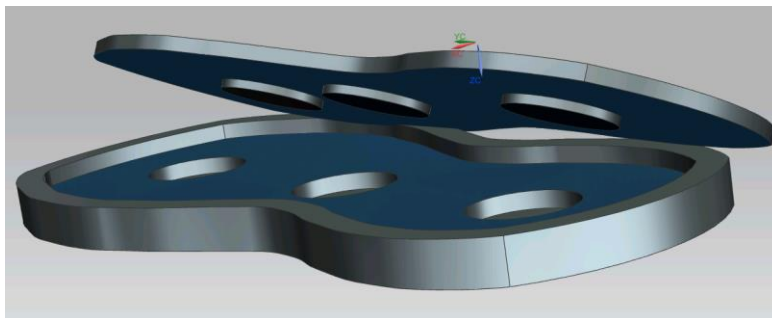


Figura 40. Concepto para ubicación de sensores 2.

3. Colocación de los sensores dentro de la planta de la órtesis por medio de lugares específicos para ellos, tendiendo una tapa solo en los lugares donde se necesitan, sin abrir toda la planta.

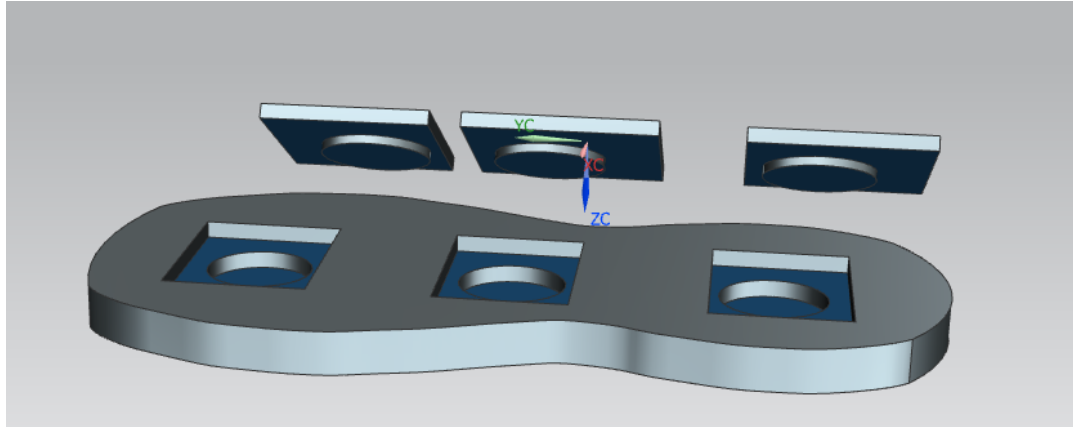


Figura 41. Concepto para ubicación de sensores 3.

ANÁLISIS DE CONCEPTOS DE SOLUCIÓN.

Una vez generados diferentes conceptos de solución se realiza una comparación entre cada uno para saber cuál es el que más se adecua a la función requerida. La comparación se basa en matrices de decisión para cada función. En amarillo se muestran los modelos seleccionados con base en una mayor calificación obtenida.

SOPORTE		Modelo 1		Modelo 2		Modelo 3		Modelo 4		Modelo 5		Modelo 6		Modelo 7	
Factores Críticos	Peso	calif.	P. pond.	calif.	P. pond.	calif.	P. pond.	calif.	P. pond.	calif.	P. pond.	calif.	P. pond.	calif.	P. pond.
Seguridad	0.3	3	0.9	2	0.6	3	0.9	4	1.2	5	1.5	3	0.9	4	1.2
Facilidad de ensamble	0.2	3	0.6	3	0.6	4	0.8	4	0.8	4	0.8	3	0.6	4	0.8
Facilidad para dar mantenimiento	0.2	3	0.6	3	0.6	4	0.8	4	0.8	3	0.6	4	0.8	4	0.8
Estetica	0.1	2	0.2	3	0.3	4	0.4	1	0.1	3	0.3	4	0.4	5	0.5
Menor núm de pzas.	0.2	3	0.6	3	0.6	3	0.6	3	0.6	2	0.4	2	0.4	3	0.6
Total	1		2.9		2.7		3.5		3.5		3.6		3.1		3.9

Tabla 2. Evaluación de conceptos para la función de soporte. El número de modelo corresponde a los conceptos antes presentados.

AJUSTABLE		Modelo 1		Modelo 2		Modelo 3		Modelo 4	
Factores Críticos	Peso	calif.	P. pond.	calif.	P. pond.	calif.	P. pond.	calif.	P. pond.
Menor núm de pzas.	0.4	3	1.2	3	1.2	5	2	3	1.2
Facilidad de manufactura	0.3	2	0.6	3	0.9	4	1.2	2	0.6
Facilidad de ensamble	0.3	2	0.6	2	0.6	3	0.9	3	0.9
Total	1		2.4		2.7		4.1		2.7

Tabla 3. Evaluación de conceptos para la función Ajustable. El número de modelo corresponde a los conceptos antes presentados.

SUJECIÓN		Modelo 1		Modelo 2		Modelo 3		Modelo 4	
Factores Críticos	Peso	calif.	P. pond.	calif.	P. pond.	calif.	P. pond.	calif.	P. pond.
Seguridad	0.3	2	0.6	4	1.2	2	0.6	4	1.2
Facilidad de ensamble	0.3	3	0.9	2	0.6	3	0.9	4	1.2
Facilidad para dar mantenimiento	0.3	3	0.9	1	0.3	3	0.9	5	1.5
Menor núm de pzas.	0.2	3	0.6	2	0.4	2	0.4	4	0.8
Total	1.1		3		2.5		2.8		4.7

Tabla 4. Evaluación de conceptos para la función de sujeción. El número de modelo corresponde a los conceptos antes presentados.

SENSADO		Modelo 1		Modelo 2		Modelo 3	
Factores Críticos	Peso	calif.	P. pond.	calif.	P. pond.	calif.	P. pond.
Menores cambios en la órtesis	0.3	2	0.6	2	0.6	4	1.2
Facilidad de colocación	0.1	3	0.3	3	0.3	2	0.2
Facilidad para dar mantenimiento	0.3	4	1.2	4	1.2	2	0.6
Permite mejor sentido	0.3	2	0.6	5	1.5	5	1.5
Total	1		2.7		3.6		3.5

Tabla 5. Evaluación de conceptos para la función de sentido. El número de modelo corresponde a los conceptos antes presentados.

MODELO SELECCIONADO.

Con base en las propuestas con más puntuación que atienden a una función específica, se pudo obtener un modelo completo de la órtesis que es el que a continuación se muestra.

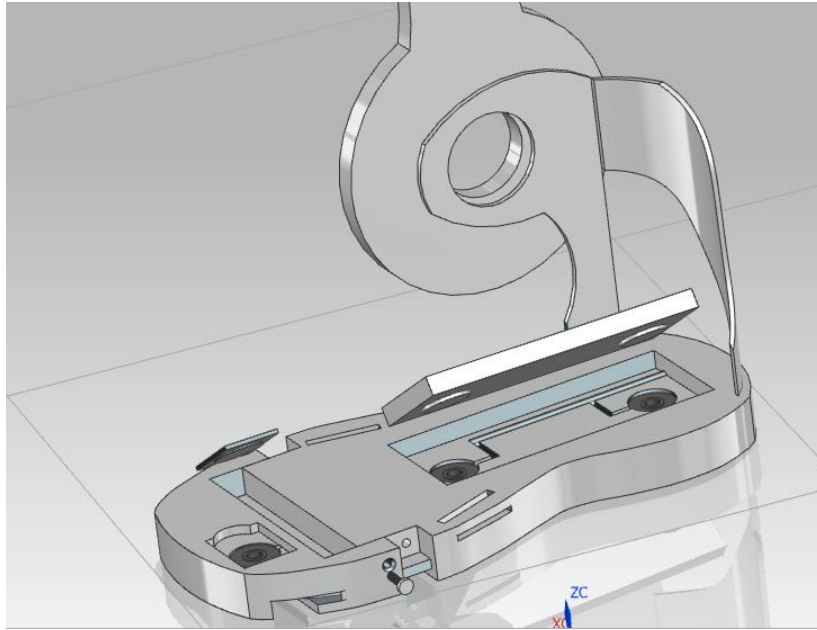


Figura 42. Modelo elaborado a partir de los conceptos seleccionados por función.

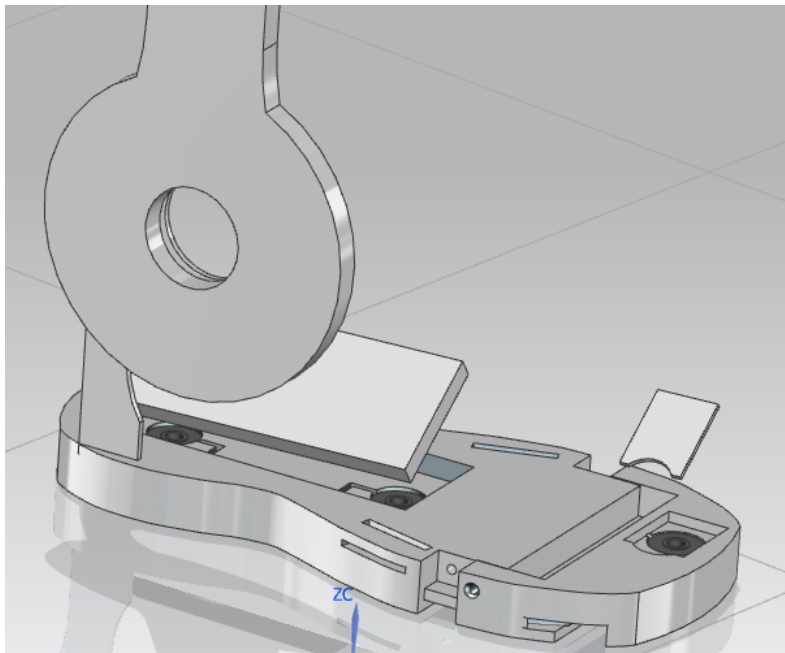


Figura 43. Modelo seleccionado, donde se aprecian los sensores y sus tapas, así como los orificios para la sujeción.

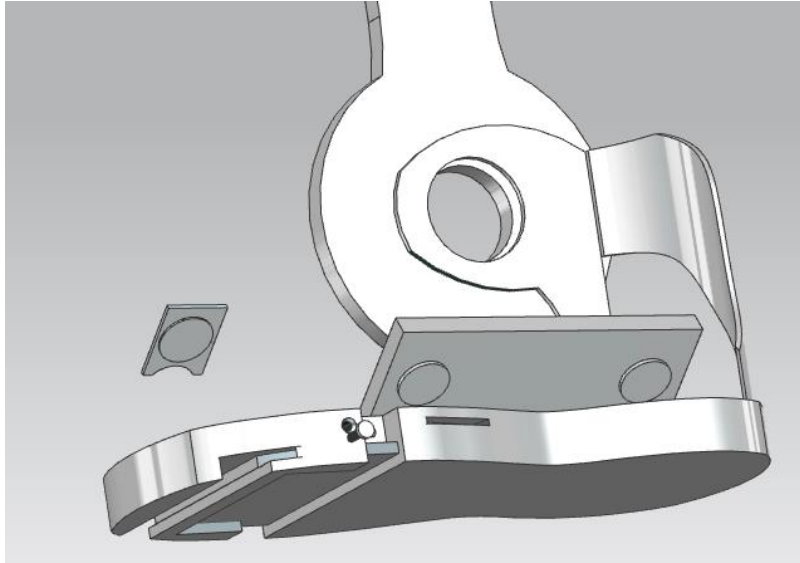


Figura 44. Modelo final visto desde la parte inferior.

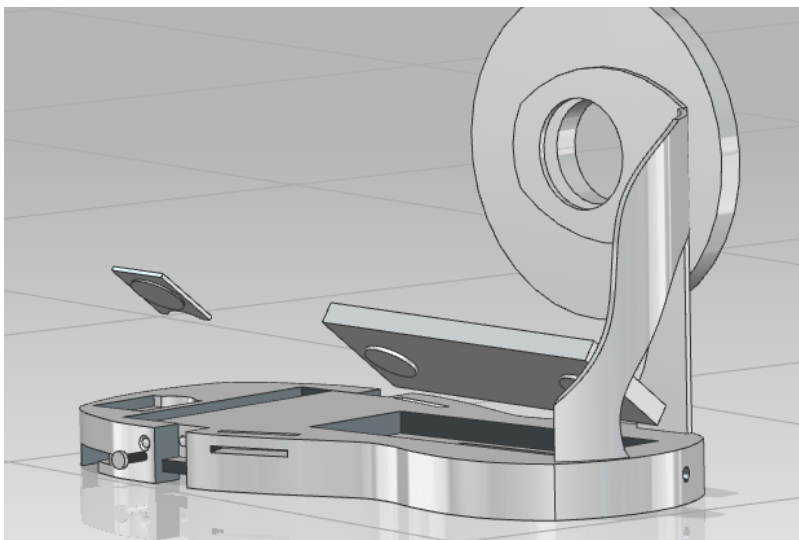


Figura 45. Imagen del modelo seleccionado, en la parte trasera se aprecia la perforación para el cableado de los sensores.

INSTRUMENTACIÓN

Lo que se busca en esta sección es poder medir la fuerza de reacción que provoca el piso cuando el exoesqueleto se encuentra en las diferentes etapas del ciclo de marcha. Es por ello por lo que se debe implementar una manera de instrumentar por medio de los sensores de fuerza, que se ajusten al rango de lectura adecuado y a las dimensiones de la órtesis en la cual serán instalados.

Primeramente, se realizó la búsqueda de sensores que pudieran medir la carga que se aplica en ellos, encontrando galgas extensiométricas, y celdas de carga.

Las galgas extensiométricas es una opción económica y sencilla, además de que dan una gran ventaja debido a sus pequeñas dimensiones, pudiendo colocarlas fácilmente en un espacio dado, sin embargo, debido a que la carga que estará aplicándose sobre la órtesis es el peso del paciente más la carga de todo el exoesqueleto, que suman aproximadamente 127 [Kg] que son 1245.7 [N], las galgas se descartan, ya que no tienen la capacidad para detectar variaciones de carga tan grandes, ya que no se encontraron con capacidad mayor a 20 [Kg], lo cual en el presente trabajo sólo serviría para detectar cuando la carga se está o no se está aplicando, saturando o no la señal que entrega la galga.

Las celdas de carga están diseñadas para uso industrial, teniendo capacidad para detectar grandes cargas, sin embargo, debido a que están diseñadas para aplicaciones industriales, poseen una estructura más robusta que una galga extensiométrica, siendo más grandes y de mayor espesor. Sin embargo, debido a que el diseño puede ajustarse para contenerlas, son buena opción para el presente trabajo ya que pueden medir con facilidad la carga que se aplica.

Una vez que se decidió utilizar la celda de carga, se dio a la tarea de buscar entre distintos tipos y características procurando la que mejor se adapte a las necesidades del diseño de la órtesis, siendo las características más importantes las dimensiones y la carga que puede medir. En la tabla 6 se pueden apreciar los sensores candidatos a ser usados.

Imagen	Modelo	Rango	Dimensiones	Ventaja	Desventaja
	FC20-200Kg	20-200[Kg]	Ø20 x 11[mm]	Cuenta con certificado de protección IP65.	Tiene una no linealidad de +- 5%
	FC23	50-2000[lbf]	Ø32 x 10.2[mm]	Tiene una no linealidad de +- 1%	Pequeña dimensión del botón que entra en contacto con la carga
	XFL225D	2-1000[lbf]	Ø25 x 3.5 [mm]	Puede ser usado en aplicaciones estaticas o dinamicas	NA
	FN2114	40-600[lbf]	Ø60 x 29 [mm]	Alta sensibilidad, diseño robusto	Espesor grande de 29 [mm]
	FN2570-6	40-500[lbf]	Ø59 x 12.5 [mm]	Es de acero inoxidable	Comportamiento no lineal de +- 2.5%

Tabla 6. Diferentes tipos de celda de carga encontrados en el mercado y una evaluación para verificar cual es el que mejor se ajusta a nuestras necesidades. [19] [20].

De la evaluación y la investigación hecha, se obtuvo que el sensor más adecuado, y que encaja en el diseño es el modelo XFL225D, debido a que es el más pequeño, se encuentra dentro del rango de medición requerido y comienza con una medición más baja que los demás sensores encontrados.

DISEÑO DE DETALLE

SELECCIÓN DE MATERIALES MEDIANTE MÉTODO GRÁFICO (ASHBY)

Para seleccionar el material más adecuado para la órtesis se utilizó el método gráfico Ashby. Dicho método se basa en características de los materiales que nosotros necesitamos para diseñar o llevar a cabo un proyecto. Mediante el método se identifica la función que el producto tiene que desempeñar, una vez sabiéndola se debe modelar con base en ecuaciones que involucren variables mecánicas de los materiales, dichas variables son seleccionadas por el diseñador para que al final se minimice o maximice alguna de ellas, como la masa, la resistencia a la fatiga, etc. Por último, el método se ayuda de gráficas que comparan 2 características mecánicas, mostrando aquellos materiales que cumplen con las ecuaciones y las características requeridas [15].

El primer paso del método es tener claramente la función a desempeñar, obtener las restricciones del sistema, alguna variable mecánica que esperamos minimizar o maximizar y las variables que podemos modificar. Todo lo anterior se presenta en la siguiente tabla para el diseño de la órtesis.

Función	Columna
Restricciones	Soportar la carga especificada.
Objetivo	Minimizar la masa
Variables libres	Área, Material.

Tabla 7. Selección de funciones, restricciones y objetivos para poder aplicar correctamente el método Ashby en la selección de materiales.

La pieza que tiene más riesgo de fallar debido a la carga que se aplicará es el soporte, además de que será el encargado de unir la órtesis al eslabón tibial del exoesqueleto. Dicho elemento se encuentra bajo compresión teniendo la función de una columna. Por ello, al realizar el

análisis para obtener la función objetivo del método Ashby, se plantean las siguientes consideraciones:

1. Se tiene una columna empotrada (en este caso el soporte se empotra en la plantilla de la órtesis).
2. Se aplica una carga en la parte superior de la columna.



Figura 46. Análisis de una columna al aplicarle una carga crítica y que presenta pandeo [15].

A partir de esto se tiene que, para la columna mostrada en la imagen anterior, la fuerza que puede causar el pandeo está definida como:

$$F_{crit} = \frac{n^2 \pi^2 EI}{L^2} \quad (1)$$

Dónde:

F_{crit} : Fuerza que provoca el pandeo [N].

n: Constante que depende de las condiciones de los extremos.

E: Modulo de Young [N/m²].

I: Segundo momento de inercia del elemento [m⁴].

L: Longitud que presenta la columna [m].

Para el caso presentado $n= 3/2$, el segundo momento de inercia para una sección cuadrada es $I= b^4/12$, donde b es la base del cuadrado.

Teniendo en cuenta lo anterior, la ecuación (1) queda de la siguiente manera:

$$F_{crit} = \frac{\left(\frac{3}{2}\right)^2 \pi^2 E \left(\frac{b^4}{12}\right)}{L^2} \quad (2)$$

Simplificando y teniendo en cuenta que al tener una sección cuadrada el área es $A=b^2$:

$$F_{crit} = \frac{9\pi^2 E A^2}{48L^2} \quad (3)$$

Ahora, como lo que se desea es minimizar la masa, se busca una ecuación en la cual se encuentren variables que podamos elegir o cambiar, en este caso el área y la densidad, por lo tanto:

$$\rho = \frac{m}{V} \quad (4)$$

Despejando la masa y dejando el volumen en términos del área:

$$m = \rho AL \quad (5)$$

Ahora, de las ecuaciones (3) y (5) despejamos el área ya que es una variable libre.

Primero para (3), se obtiene:

$$A = \left(\frac{48F_{crit}L^2}{9\pi^2 E}\right)^{\frac{1}{2}} \quad (6)$$

Para (5)

$$A = \frac{m}{\rho L} \quad (7)$$

Ahora, si se igualan las ecuaciones (6) y (7) obtendremos una relación entre la fuerza que se aplicara a la órtesis y la masa.

Por lo tanto:

$$\frac{m}{\rho L} = \left(\frac{48F_{crit}L^2}{9\pi^2 E} \right)^{\frac{1}{2}} \quad (8)$$

Despejando la masa:

$$m = (48F_{crit})^{\frac{1}{2}} \frac{L^2 \rho}{3\pi E^{\frac{1}{2}}} \quad (9)$$

Ahora, nuestra función objetivo, en términos de la fuerza, las medidas de la pieza y las características del material queda como:

$$m = \frac{(48F_{crit})^{\frac{1}{2}}}{3\pi} L^2 \frac{\rho}{E^{\frac{1}{2}}} \quad (10)$$

De lo anterior podemos encontrar nuestro índice de material que relaciona la propiedad a minimizar y la propiedad a maximizar como:

$$M = \frac{\rho}{E^{\frac{1}{2}}} \quad (11)$$

Sin embargo, si queremos minimizar la masa, nuestro índice tiene que ser invertido, y tenemos:

$$M = \frac{E^{\frac{1}{2}}}{\rho} \quad (12)$$

Ahora, con los resultados anteriores lo que sigue es seleccionar el material, por lo que primero se debe generar en una gráfica E- ρ una pendiente basada en el índice de material en la siguiente figura:

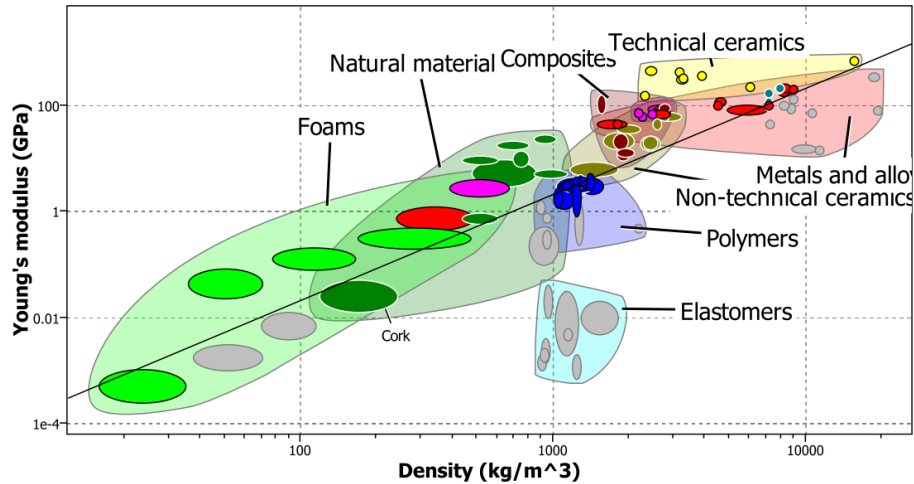


Figura 47. Gráfica E-ρ, con una línea guía para la selección de materiales [27].

Se puede apreciar en la gráfica 46 la línea guía generada con una pendiente 2 a partir del índice de material, situada en una posición en la cual se tiene $M=2 \text{ GPa}^{1/2}/\text{Kg/m}^3$ que es el valor en el cual se tiene el material de referencia, el corcho, que ha sido muy utilizado en órtesis.

Lo que se puede apreciar en la gráfica es un conjunto de familias de materiales que son aceptables para las restricciones que necesitamos, como los son espumas, materiales naturales como la madera, compuestos, cerámicos, polímeros y algunos metales.

Para restringir un poco más la selección, ahora se tienen que tomar decisiones dependiendo de las características de los materiales para ser maquinados y obtener el diseño planteado, por ejemplo.

Facilidad de maquinado

Espumas: pueden ser adquiridas en bloques o paneles y ser cortados en la forma deseada, pero sólo algunos, porque existen otros que deben ser puestos en moldes o mediante inyección para alcanzar la forma final.

Materiales naturales: Dentro de este grupo se encuentra la madera, el cartón y algunas esponjas, materiales que pueden ser maquinados mediante el torno o corte, sin embargo, hay que tener en cuenta que se debe tener control de la temperatura del material para no dañarlo.

Polímeros: Este grupo posee muchos métodos de mecanizado, extrusión, inyección, termoformado.

Metales y Aluminios: Estos materiales pueden ser transformados mediante métodos convencionales como el torno, la fresa, maquinaria CNC, aunque también pueden ser manufacturados por forja o fundición.

Biocompatibilidad

Dentro de este tema se encontró que no todas las familias seleccionadas poseían materiales compatibles con el cuerpo humano, sin embargo, algunos de los cuales sí tienen integrantes compatibles son:

Cerámicas, con las llamadas Bioceramicas como la Alúmina.

Polímeros, Cuentan con materiales como el poliuretano, la silicona, el teflón, entre otros.

Metales y Aluminios, Este grupo cuenta con una gran variedad de materiales que se han usado desde la antigüedad para órtesis. Se encuentra el Titanio y sus aleaciones, el acero inoxidable, Aleaciones Cobalto-Cromo, Platino, algunas aleaciones de aluminio.

Compuestos de ingeniería, Dentro de este grupo podemos encontrar al material que ha tenido un auge actualmente en la industria biomédica que es la fibra de Carbono.

Resistencia al impacto

La resistencia al impacto es un criterio que se tomó en cuenta debido a que la órtesis debe resistir golpes debido a su uso y el contacto con el piso o cualquier objeto, procurando que su vida útil se extienda lo más que sea posible. En este aspecto, la familia de las espumas, los materiales naturales y los cerámicos quedan descartados, ya que se deforman, se desgastan y se rompen con mucha facilidad.

En cuanto a los polímeros, los materiales compuestos, los metales y aluminio, podemos decir que algunos polímeros se desbastan fácilmente, además de no soportar temperaturas como las otras dos familias, por lo tanto, los compuestos de ingeniería, los metales y aluminio son mejor opción.

Con base en los tres criterios anteriores podemos seleccionar la familia de materiales que más nos convenga, por lo cual, se tiene que los metales y los compuestos de ingeniería son los materiales que cumplen con los tres criterios, no son muy difíciles de maquinar, son compatibles con la piel y resisten impactos.

La gráfica de selección queda de la siguiente manera.

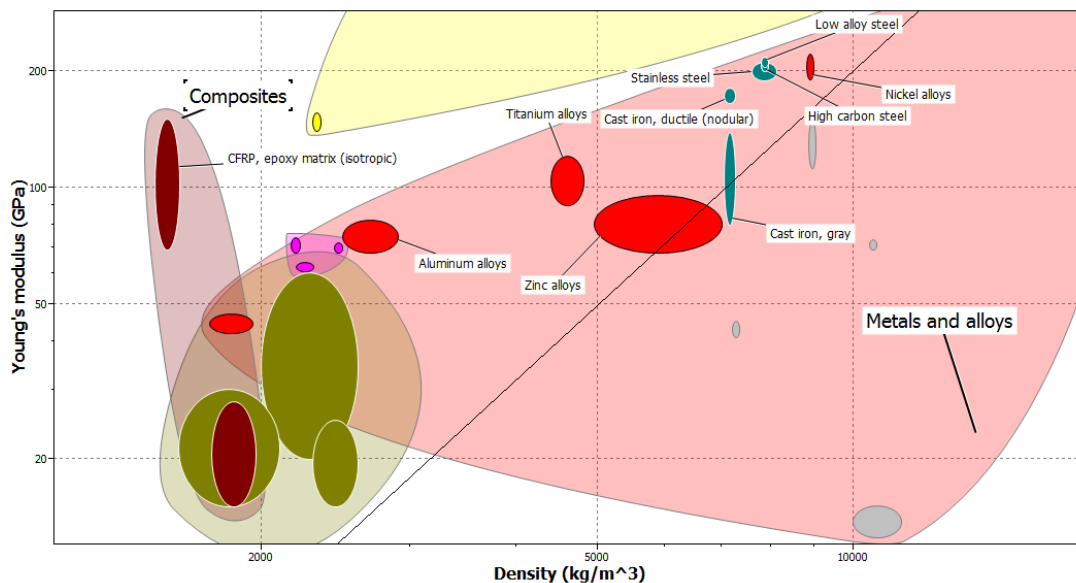


Figura 48. Gráfica E-ρ, después de aplicar los criterios de selección [27].

Por lo anterior, se decidió hacer uso de los metales para la órtesis ya que son fáciles de maquinar y cumplen todos los requisitos. Para seleccionar el metal de los que se encuentran contenidos en la familia y que son aptos, se basó la selección en sus características mecánicas y por medio de la siguiente tabla se elige el más adecuado según las necesidades.

Metal	Densidad(Kg/m ³)	Módulo de Young(GPa)	Dureza Vickers (HV)	Limite elástico(MPa)
Aleaciones de Titanio	4.4 e ³ – 4.8 e ³	90 - 120	60 - 380	250 – 1.25 e ³
Aleaciones de Aluminio	2.5 e ³ - 2.9 e ³	68 - 82	12 - 151	30 - 500
Aleaciones de Zinc	4.95 e ³ - 7 e ³	68 - 95	55 - 170	80 – 450
Acero inoxidable	7.6 e ³ – 8.1 e ³	189 - 210	130 - 570	170 - 1e ³

Tabla 8. Tabla de comparación entre metales con base en las propiedades mecánicas.

De la tabla 8 se puede observar que el material más ligero son las aleaciones de Aluminio, y el que sea ligero es una cualidad importante del diseño planteado, después le siguen las aleaciones de Titanio. De estos dos materiales se tiene que las Aleaciones de aluminio y Titanio tienen un límite elástico amplio, aunque en cuanto a dureza el titanio sea mucho mayor.

Se decide utilizar las aleaciones de Aluminio debido a que es menos denso, en cuanto a la dureza y el limite elástico, tiene buenos valores comparado con los demás metales, no tan alejados de los más altos como el Titanio.

ANÁLISIS DE LA MASA TOTAL DEL DISEÑO CON LOS MATERIALES SELECCIONADOS (ASHBY).

Una vez determinado el material apto para realizar el modelo físicamente, se dio a la tarea de analizar la masa total del proyecto, debido a que el modelo tiene que ser ligero porque es una de las especificaciones más importantes.

Los resultados obtenidos al realizar las mediciones de masa con el material Aluminio 6061 mediante el software NX, fueron los que se muestran en la tabla 9.

Pieza	mm³	Kg
Soporte de tobillo	136997	0.371399
Plantilla trasera	708013	1.9194
Plantilla delantera	108158	0.293219
Soporte de talón	35175	0.056281
Tapa de sensor delantero	1649	0.004473
Tapa de sensores traseros	94938	0.257377
Total:	1,084,930	2.9021

Tabla 9. Tabla de Volumen y Masa para una órtesis hecha de Aluminio 6061 T4.

El resultado arroja que una órtesis para el exoesqueleto pesa 2.9021 Kg sin contar la tornillería ni el peso de la instrumentación, resultado que sobrepasa el peso propuesto de 0.5 a 1 Kg según las especificaciones, por tal motivo se decidió realizar una mezcla de dos materiales, ABS y Aluminio, de esta manera las piezas se modificaron para que la superficie de contacto con el pie fuera de ABS y la que entra en contacto con el piso de Aluminio, dando resistencia en el contacto con la superficie y a la vez reduciendo el peso. También se deja de lado la fibra de carbono que es mejor opción que el ABS, debido a que el ABS y el aluminio son más fáciles de maquinar, el ABS se puede generar mediante impresión 3D y el aluminio mediante corte por chorro de agua, fresado y torneado.

Los resultados del rediseño fueron los siguientes:

Pieza	mm³	Kg
Soporte de tobillo(Aluminio)	136435	0.369878
Plantilla trasera (Aluminio)	144440	0.391577
Plantilla trasera (ABS)	283186	0.297346
Plantilla delantera (Aluminio)	39845	0.108021
Plantilla delantera (ABS)	28248	0.029661

Soporte de talón (Aluminio)	35110	0.056176
Tapa de sensor delantero(ABS)	2768	0.002907
Tapa de sensores traseros(ABS)	59906	0.062902
Total:	729,578	1.3184

Tabla 10. Tabla de Volumen y Peso para el diseño de la órtesis, con componentes de ABS y Aluminio 6061 T4.

El resultado anterior es menor que la mitad del peso del primer diseño y es aceptable para las especificaciones dadas. Por tal motivo el posterior análisis se llevará a cabo con él.

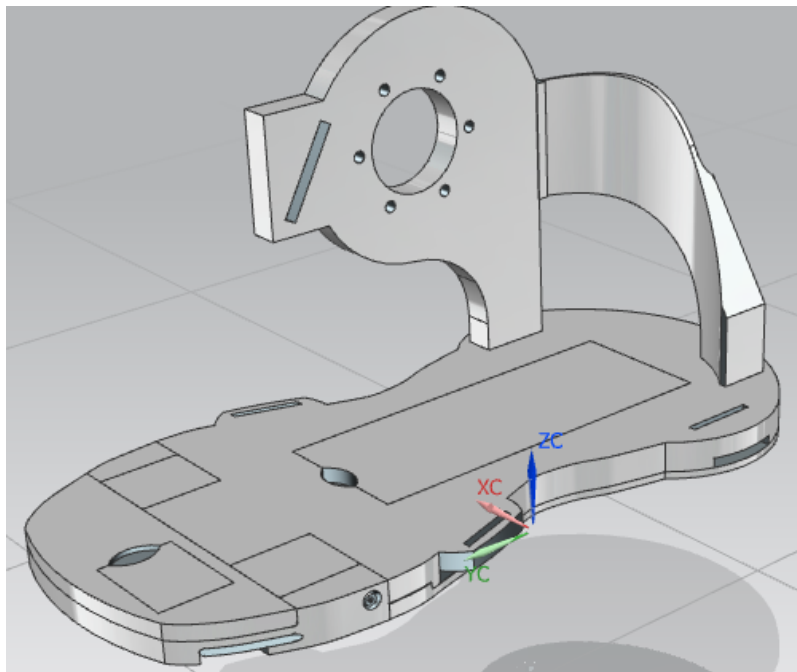


Figura 49. Modelo final, con la reducción de masa.

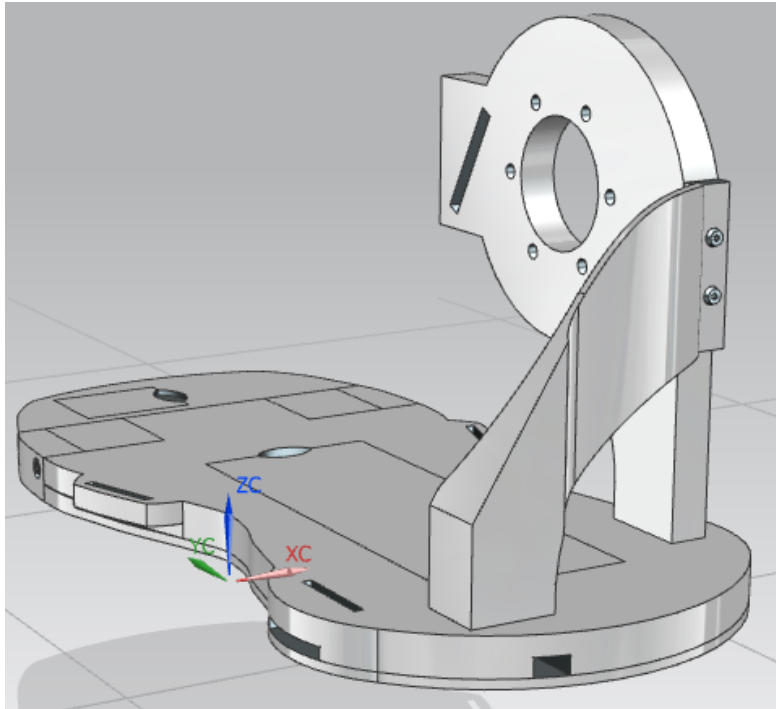


Figura 50. Modelo final con la reducción de masa y mezclando dos materiales.

ANÁLISIS DE ELEMENTO FINITO EN POSICIONES CRÍTICAS.

Una vez que la órtesis cumplió con la masa especificada, se realizó el análisis FEM, en las posiciones más crítica para el diseño, dicha posición se da en la fase de apoyo del ciclo de la marcha, en la cual un solo pie se encuentra apoyado contra el suelo, sosteniendo el peso total. Se consideró la parte de la fase de apoyo en la cual la punta del pie carga todo el peso antes de que el otro pie toque el suelo.

Los elementos evaluados de la órtesis fueron la plantilla delantera debido a que será la que tocará el piso cargando todo el peso del paciente y la estructura. También se consideró el soporte de tobillo el cual se une con la parte ya existente del exoesqueleto.

Plantilla delantera:

Las condiciones para el análisis FEM fueron:

- Solamente la parte delantera de la plantilla entra en contacto con el piso, por lo cual se considera como una restricción fija al ser el único punto de apoyo.
- Las perforaciones para los tornillos en las uniones entre la plantilla trasera y delantera se consideran como una restricción fija sin movimiento.
- Se aplica una carga de 1258.8 N, equivalente a 128.318 [Kg] que es la masa total de la órtesis incluyendo la pieza evaluada. Dicha carga se aplicó en un ángulo de 20° con respecto a la plantilla, esto con el fin de simular el momento del ciclo de marcha en el cual un solo pie se encuentra en contacto con el piso y sólo con la punta del pie.

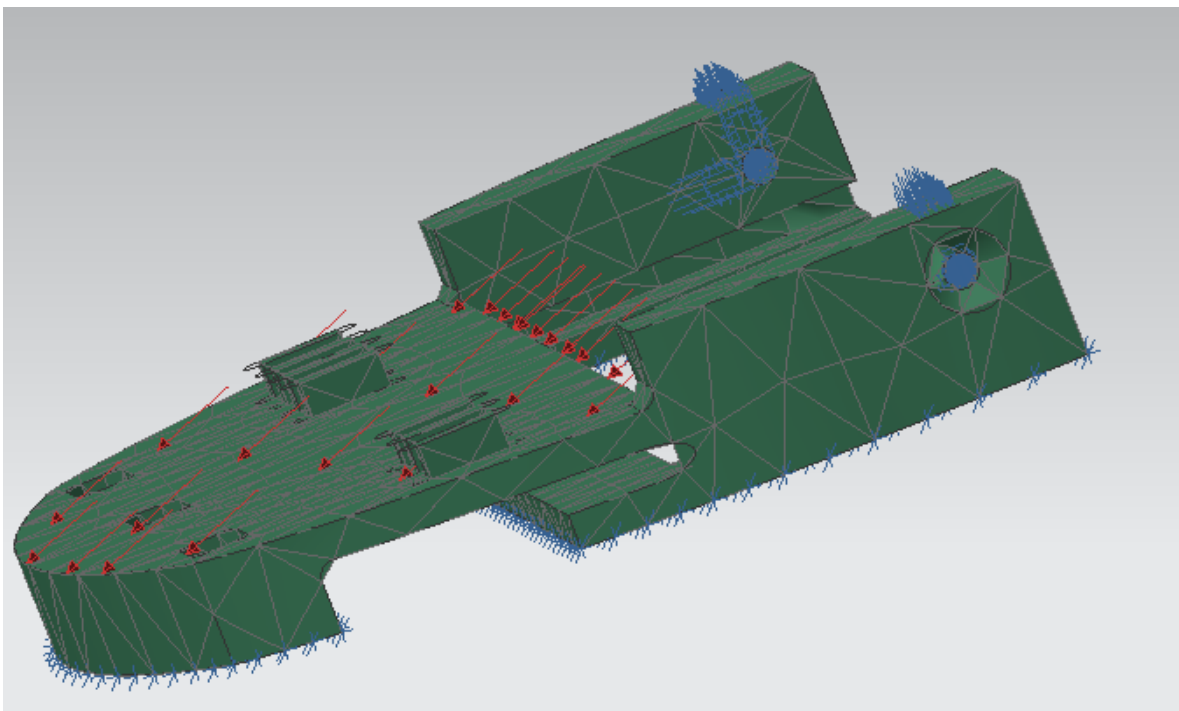


Figura 51. Consideraciones para el análisis FEM de la plantilla delantera de la órtesis.

Desplazamiento Nodal

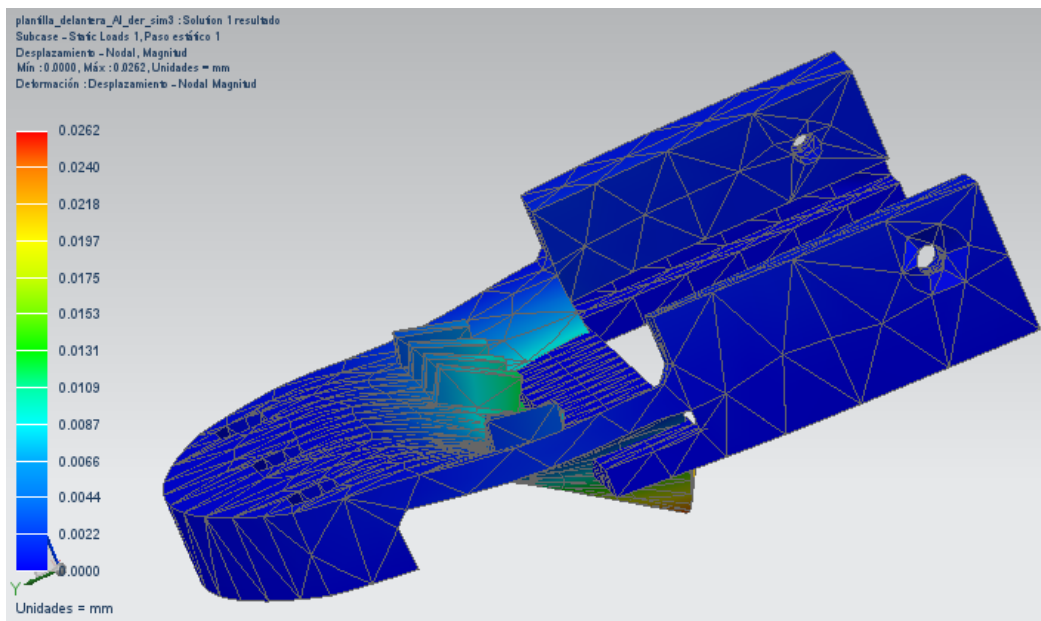


Figura 52. Desplazamiento nodal de la plantilla delantera, el punto crítico es en la parte media.

Esfuerzo elemental

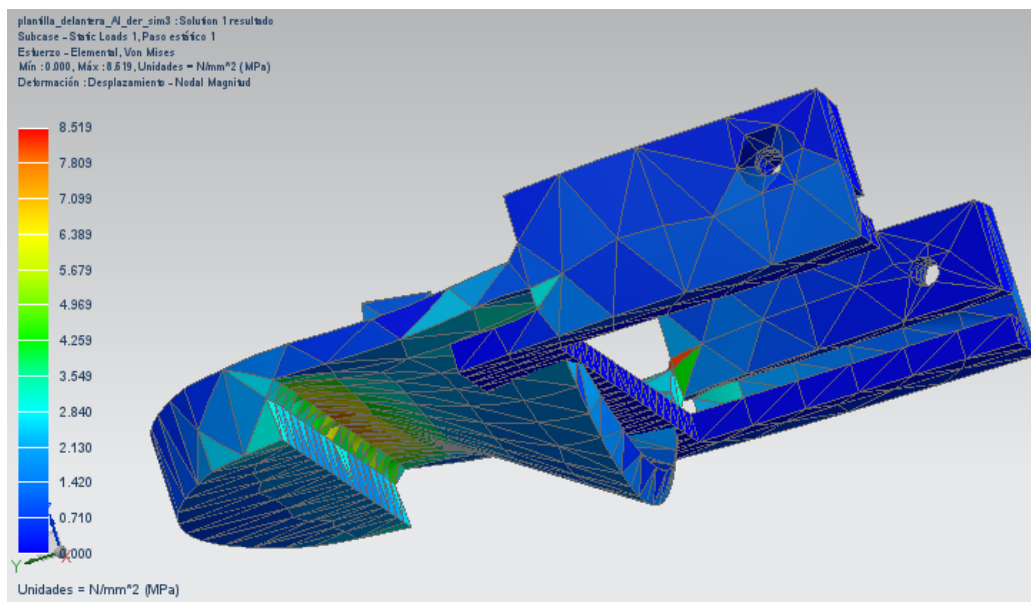


Figura 53. Esfuerzo elemental de la plantilla delantera, el punto crítico es en la parte delantera, parte inferior.

Esfuerzo elemento nodal

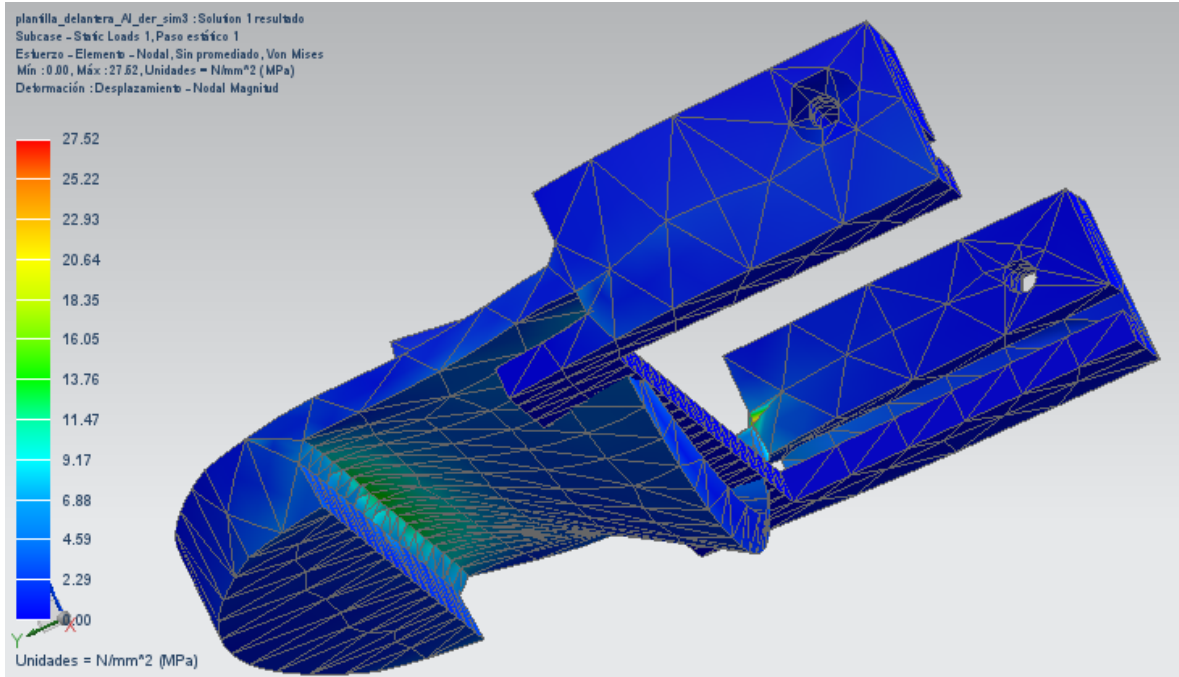


Figura 54. Esfuerzo elemento nodal, el punto crítico es en la parte inferior de la parte delantera de la plantilla.

Elemento	Fuerza aplicada	Desplazamiento Nodal[mm]	Esfuerzo Nodal [MPa]	Esfuerzo elemental [MPa]	Resistencia a la fluencia Aluminio 6061 T4 [MPa]
<i>Plantilla delantera</i>	1258.8 N	0.0262	22.33	8.519	110

Tabla 11. Resultados del análisis FEM para la plantilla delantera.

Al analizar los resultados las partes curvadas son las que tienen mayor impacto debido al esfuerzo, sin embargo, el valor de esfuerzo más alto es de 22.33 MPa, muy por debajo del límite de fluencia del Aluminio 6061 templado, por lo cual podemos asegurar que la pieza podrá resistir con un factor de seguridad $S=4.9$.

Soporte de tobillo:

Para realizar el análisis de la pieza “Soporte de tobillo” se consideró que:

- La parte inferior de la pieza se encuentra fija debido a que está unida a la plantilla trasera de la órtesis.
- La parte trasera se encuentra fija a un soporte que da apoyo al talón.
- Se aplica una carga de 1249.49 N equivalente al peso de la órtesis y del usuario, incluyendo el peso de la pieza, equivalente a 127.3698 [Kg]. Dicha carga se aplicó en un ángulo de 25°, ángulo entre la pieza y el soporte femoral del exoesqueleto durante la fase de apoyo.

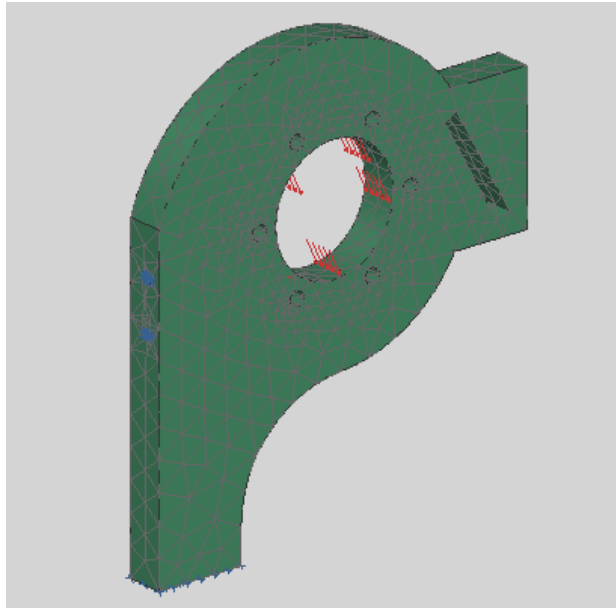


Figura 55. Condiciones iniciales para el análisis FEM del soporte de tobillo.

Desplazamiento Nodal

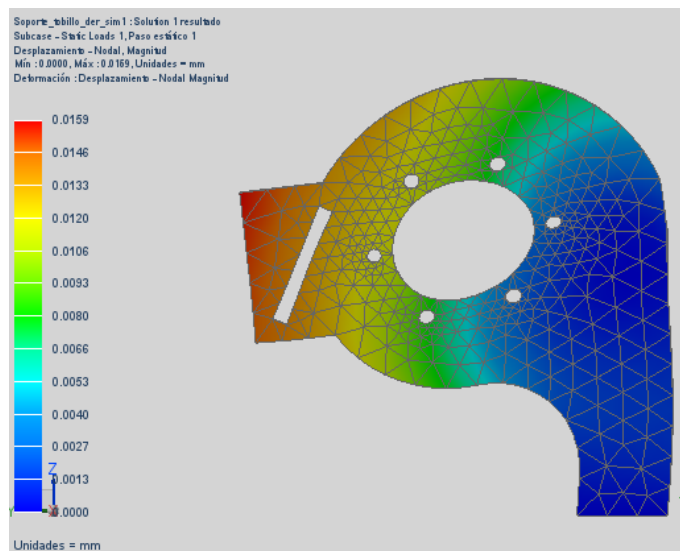


Figura 56. Desplazamiento nodal del soporte de talón, el punto crítico es en la parte delantera, alrededor del orificio para las correas.

Esfuerzo elemental

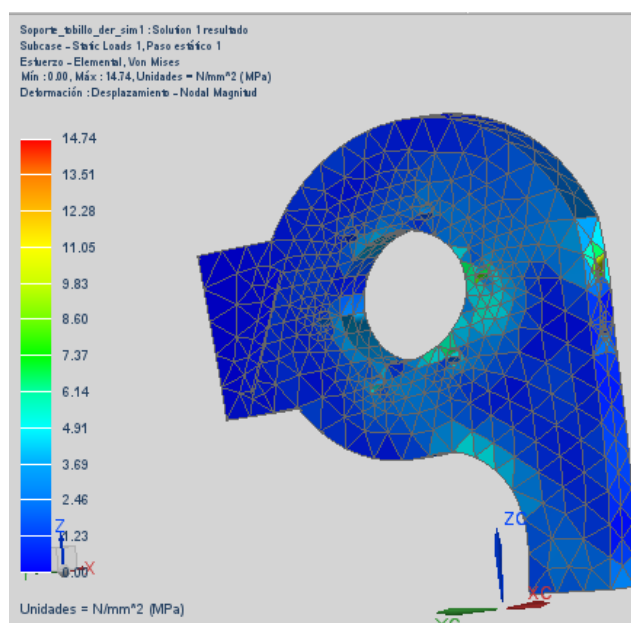


Figura 57. Esfuerzo elemental, el punto crítico es en la parte de las perforaciones para los tornillos.

Esfuerzo elemento nodal

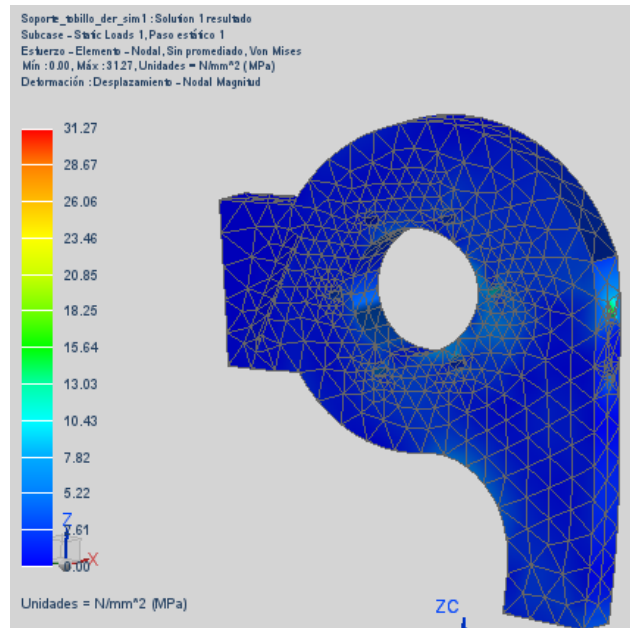


Figura 58. Esfuerzo elemental nodal, el punto crítico es en la parte de las perforaciones para los tornillos de la parte trasera del soporte.

Elemento	Fuerza aplicada [N]	Desplazamiento Nodal [mm]	Esfuerzo Nodal [MPa]	Esfuerzo elemental [MPa]	σ_y Aluminio 6061 T4 [MPa]
Soporte de tobillo	1249.49	0.0159	23.46	12.28	110

Tabla 12. Resultados del análisis FEM para el soporte de talón.

Al analizar los resultados la pieza no sufre deformación y los esfuerzos sólo tienen mayor importancia en las perforaciones y en la parte inferior curvada, sin embargo, el valor de esfuerzo nodal más alto es de 23.46 MPa, muy por debajo del límite de fluencia del Aluminio 6061 templado, por lo cual podemos asegurar que la pieza podrá resistir con un factor de seguridad $S=4.6$.

Soporté de tobillo Pie totalmente recto

Otro punto importante que se debe analizar es el momento en la fase de apoyo en el cual la planta del pie se encuentra totalmente tocando el piso, en dicho momento la pieza que carga mayormente el peso es el soporte de tobillo, las demás piezas al tener mayor superficie de contacto con el suelo distribuyen la carga.

Es por ello por lo que para este análisis se consideró:

- La parte inferior de la pieza se encuentra fija debido a que está unida a la plantilla trasera de la órtesis.
- La parte trasera se encuentra fija a un soporte que da apoyo al talón.

Se aplica una carga de 1249.49 N equivalente al peso de la órtesis y del usuario, incluyendo el peso de la pieza, equivalente a 127.3698 [Kg]. Dicha carga se aplicó en un ángulo de 5°, ángulo entre la pieza y el soporte femoral del exoesqueleto cuando un pie descansa totalmente sobre el piso.

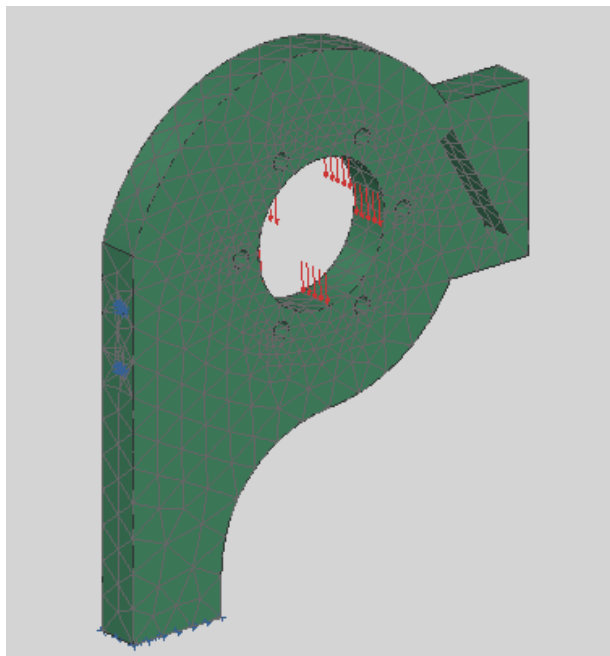


Figura 59. Condiciones iniciales para el análisis FEM del soporte de tobillo cuando se tiene el contacto de un solo pie con toda la planta en el piso.

Desplazamiento Nodal

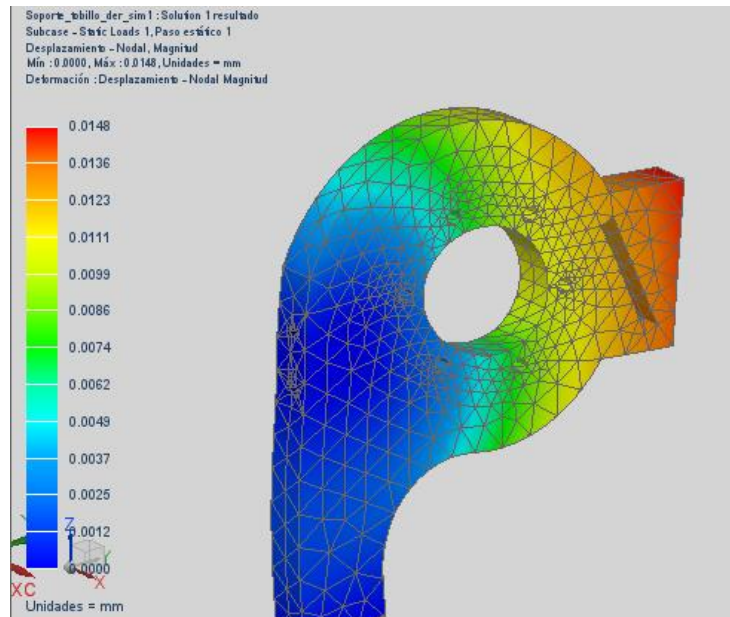


Figura 60. Desplazamiento nodal, se aprecia que el punto crítico es la parte delantera donde se encuentra la perforación para la sujeción.

Esfuerzo elemental

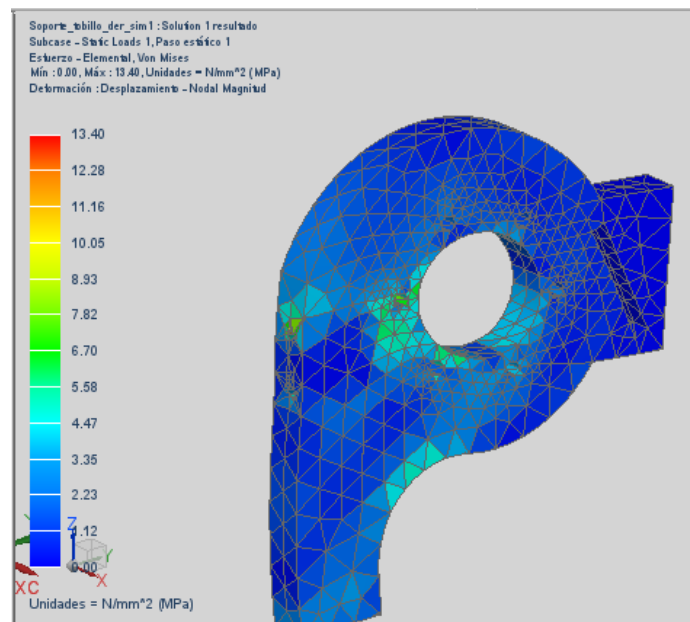


Figura 61. Esfuerzo elemental, se aprecia que el mayor esfuerzo se encuentra en las perforaciones para los tornillos.

Esfuerzo elemento Nodal

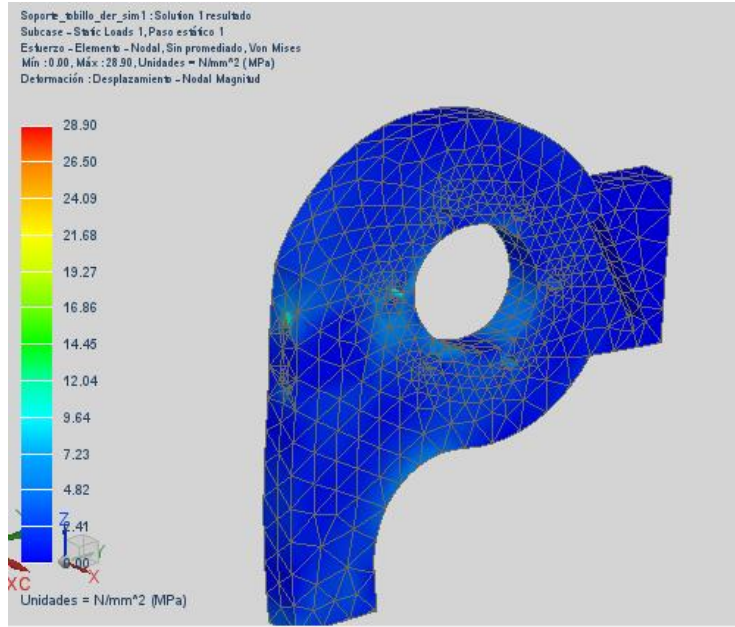


Figura 62. Esfuerzo elemental nodal, los puntos críticos son las perforaciones para los tornillos.

Elemento	Fuerza aplicada [N]	Desplazamiento Nodal [mm]	Esfuerzo Nodal [MPa]	Esfuerzo elemental [MPa]	σ_y Aluminio 6061 T4 [MPa]
Soporte de tobillo	1249.49	0.0148	19.27	10.05	110

Tabla 13. Resultados del análisis FEM para el soporte de talón cuando un solo pie se encuentra totalmente apoyado sobre el piso.

Al analizar los resultados podemos observar que la pieza tiene menor concentración de esfuerzos que en la parte de la fase de apoyo donde el pie toca el piso solo con la punta. El valor de esfuerzo nodal más alto es de 19.27 MPa, muy por debajo del límite de fluencia del Aluminio 6061 templado, por lo cual podemos asegurar que la pieza podrá resistir con un factor de seguridad $S=5.7$.

Con lo anterior podemos asegurar que la órtesis funcionará sin falla mecánica debida a esfuerzos, aún en las posiciones más críticas.

CONCLUSIONES

Con el presente trabajo se pudo obtener el diseño de una órtesis, que cumple con las características mecánicas para poder soportar el peso de un exoesqueleto junto con su usuario, además de contemplar instrumentación colocada en puntos específicos que permitirán obtener información de las fuerzas de reacción durante el ciclo de la marcha, logrando así un diseño en CAD y los planos de las piezas para su posterior manufactura.

Antes de realizar cualquier proyecto, diseño, o producto, es importante tener en cuenta qué es lo que importa para las personas que lo adquirirán, por lo cual se debe recopilar suficiente información de los requerimientos que se esperan. También con dicha recopilación de información se pueden introducir ideas propias del diseñador y presentarlas a los usuarios para verificar si es viable o no, y de esta manera poder desarrollar tecnología útil que tal vez no se había planteado antes. Una vez realizado lo anterior se puede comenzar a trabajar, con las herramientas conocidas, obteniendo un modelo funcional que se apege, en la medida de lo posible, a las especificaciones.

Es importante mencionar que agregar más cualidades o funciones específicas, como lo es la medición por medio de sensores, o la capacidad para hacer ajustable el modelo a ciertas dimensiones físicas del paciente y que de esta manera sea más personalizable, hace que otras características, como la masa del proyecto entren en juego, pudiendo o no cumplir con los requerimientos deseados, como fue el caso en el desarrollo de la órtesis. Al tratar de introducir sensores y una parte dimensionable, se tienen que llevar a cabo nuevas propuestas de solución para cumplir los objetivos planteados. En el caso presentado, el volumen de las plantillas aumentó para tratar de introducir las celdas de carga, lo cual incrementó significativamente la masa, triplicándose con respecto a la masa propuesta para las especificaciones; por lo cual se obtuvo una solución redimensionando y realizando la mezcla de materiales para su elaboración.

Al realizar una combinación de materiales se pueden aprovechar características de cada uno según lo que se requiera. El aluminio usado se encargará de soportar las fuerzas de reacción y los esfuerzos, evitando que la órtesis llegue a la falla mecánica. Por otro lado, se usó ABS para las partes que entran en contacto con la planta del pie del usuario, sirviendo también

como recipiente para los sensores. Ya que este material no entra contacto con el piso, no sufre desgaste y solamente transfiere las cargas a las partes de aluminio. De esta manera se tiene una parte con resistencia mecánica y otra con menor masa.

Pueden proponerse diferentes soluciones a las cuestiones presentadas, como por ejemplo el uso de otros materiales que posean ambas características, baja densidad y buena resistencia, como lo es la fibra de carbono, aunque se tiene que evaluar si en verdad ayuda a disminuir la masa y cómo se realizaría la manufactura, debido a que no todos los materiales se pueden ensamblar de la misma manera, como por ejemplo el aluminio mediante tornillos.

El poder plantear nuevos diseños con características que no hay en el mercado resulta importante, ya que por medio de ellos se puede llegar a nueva tecnología que no había sido explorada, o a tener la necesidad de crear tecnología que logre el objetivo, que como ya se dijo, en el trabajo presentado fue la parte de adaptabilidad a diferentes proporciones físicas.

TRABAJO A FUTURO

Una vez manufacturado el diseño planteado, se puede realizar la colocación de los sensores, para hacer su acondicionamiento, con lo cual se puede llevar a cabo el desarrollo de un circuito que sume las señales obtenidas y de esta manera poder obtener la reacción del piso sobre el pie en todo momento durante el ciclo de la marcha, detectando así los puntos donde se está presentando una fuerza mayor.

Con las señales adquiridas, se puede realizar la programación del exoesqueleto, pudiendo controlar la velocidad con la que se mueven las articulaciones, para disminuir el impacto, por ejemplo, para mantener el equilibrio, etc.

En cuanto al diseño, se puede mejorar mediante la utilización de mejores materiales o mediante el uso de software que permite la optimización de la masa manteniendo ciertas características mecánicas. También se puede explorar en el ámbito de la adaptabilidad, proponiendo mejores mecanismos que hagan que las piezas ajusten su tamaño, o descartar incluso la utilidad de dicha funcionalidad.

En el aspecto biomecánico, se puede llegar a diseños más apegados al funcionamiento del tobillo. En el trabajo presentado la articulación del tobillo sólo cumple con el movimiento de flexión-extensión, por medio del movimiento de un motor, sin embargo, se podrían incluir los movimientos de aducción-abducción mediante resortes o elementos de amortiguación o incluyendo otra articulación complementaria a la del tobillo. Lo mismo sucede con la parte mecánica de los metatarsianos, se puede implementar en la órtesis un mecanismo que permita que la parte delantera se pueda flexionar, con lo cual se tendría un mejor contacto con el piso en superficies no uniformes.

Bibliografía

- [1] S. M. García, «SlideSahare,» [En línea]. Available: es.slideshare.net/sandramorag7/ensayo-rtesis-y-prtesis-final-sandra. [Último acceso: 1 Mayo 2017].
- [2] R. Z. Periago, Prótesis, ortesis y ayudas técnicas, Barcelona, España: ELSEVIER MASON, 2009.
- [3] J. O. Sous Sánchez, «Bases Biomecánicas del Tobillo,» de *Canarias Médica y Qirúrgica*, 2011.
- [4] D. R. Ortegano, «Análisis de la pronación y suspinación subastragalinas en la marcha atlética,» Sevilla.
- [5] P. V. H. F. M. Nordin, BIOMECANICA BASICA DEL SISTEMA MUSCULOESQUELETICO, España: MCGRAW-HILL, 2004.
- [6] «Catarina,» [En línea]. Available: http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/capitulo3.pdf. [Último acceso: 25 Abril 2017].
- [7] P. Filippi, «, Device for the Automatic Control of the Articulation of the Knee Applicable to a Prosthesis of theThigh». U. S Patente 2, 305, 291, 1942.
- [8] J. B. Makinson, «Hardiman I protoype for ,achine augmentation of human strength and endurance: Final report,» GE Tech Rep. S-71-1056, N Y, 1971.
- [9] Cyberdyne, Hal, [En línea]. Available: <http://www.cyberdyne.jp/products>. [Último acceso: 15 OCTUBRE 2016].
- [10] Rewalk. [En línea]. Available: <http://rewalk.com/>. [Último acceso: 2015].
- [11] RexBionics, «RexBionics,» [En línea]. Available: <http://www.rexbionics.com/>. [Último acceso: 2015].
- [12] «bleex,» Berkeley, [En línea]. Available: <http://bleex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton/elegs™/>. [Último acceso: 13 Marzo 2016].

- [13] C. C. S. Nava Morales Emilio, «Modelado Cinemático Dinámico de Órtesis de 10 grados de libertad,» de *Memorias del XVIII Congreso Internacional Anual SOMIM*, México, 2012.
- [14] RB3D. [En línea]. Available: <http://www.rb3d.com/en/exoskeletons/>. [Último acceso: 2015].
- [15] M. F. Ashby, *Materials Selection in Mechanical Design*, Cambridge: BH, 2005.
- [16] V. B. G. C. Bermero, *Diseño, Construcción e implementación de un Sistema Enbebido de Adquisición de Parámetros Cinemáticos de la Marcha Humana en Tobillo, Rodilla y Cadera*, Cuenca : Universidad Politécnica Salesiana Sede Cuenca , 2015.
- [17] P. M. E. B. e. a. C. A, «"The relationship of static foot structure to dynamic foot function,» *Biomechanics*, vol. 30, pp. 243-250, 1997.
- [18] E. D. Gene. [En línea]. Available: , <http://www.exoesqueleto.com.es/berkeley-bionics.html>. [Último acceso: 2015].
- [19] «Aliexpress,» Aliexpress, [En línea]. Available: <http://es.aliexpress.com/item/200kg-2000N-Small-compression-load-cell-force-sensor/1704265376.html>. [Último acceso: 3 Diciembre 2015].
- [20] «Measurement Specialities,» Measurement Specialities, [En línea]. Available: <http://www.meas-spec.com/force-sensors/packaged-load-cells.aspx>. [Último acceso: 1 Diciembre 2015].
- [21] [En línea]. Available: www.uv.es. [Último acceso: 17 Mayo 2017].
- [22] «Centralx Atlas,» Centralx, 2010. [En línea]. Available: <http://www.centralx.es/p/imagen/sistema-musculo esqueletico/esqueleto/huesos/huesos-de-la-extremidad-inferior/huesos-del-pie/>. [Último acceso: 25 Abril 2017].
- [23] J. U. Álvarez, «CEDIFORMACION,» CEDI, [En línea]. Available: <https://www.cediformacion.com/web/manual-del-esqui-alpino-mecanica-del-esqui-y-biomecanica-del-esquiador/>. [Último acceso: 25 Abril 2017].

- [24] «LIMAC,» UNAM, [En línea]. Available: http://limac3.fi-c.unam.mx/pagina_WEB/Documentos/marcha/index.html. [Último acceso: 25 abril 2017].
- [25] «m.exam,» 27 Junio 2015. [En línea]. Available: <http://m.exam-10.com/pravo/6637/index.html?page=4>. [Último acceso: 25 Abril 2017].
- [26] «Media.Axon,» [En línea]. Available: <http://media.axon.es/pdf/77851.pdf>.
- [27] M. Ashby, «CES EduPack,» Cambridge.

ANEXOS

A-1. Cédula antropométrica del usuario.

Especificaciones		
Peso	78 kg	
Diferencia entre piso y pie	6 cm	

Número de medida	Segmento	valor [cm]
	<i>De pie a espaldas</i>	
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
	Hombro a muñeca	60.2
	<i>Sentado</i>	
18	Ancho entre glúteos (dist. Horizontal)	38.7
19	Ancho entre rodillas (separación horizontal)	28.2

22	Hombro a glúteos	53
23	Hombros con brazos extendidos	41.3
	Sentado de costado	
30	Codo al suelo	58
31	Rodilla al suelo	61
32	Codo a dedo medio	46
33	Glúteo a rodilla	58.1
34	Glúteo a pantorrilla	49.8
35	Longitud de pie	29
20	Brazo/glúteo a dedo medio	128.3
21	Brazo/glúteo a dedo pulgar	120.2
36	Codo a glúteo	15
37	Corona a suelo	127.3
38	Fin de rodilla a suelo	53.2
39	Altura de pie	12.2
40	Corona a glúteo	79.5
	Mano	
25	Dedo medio a muñeca	19
26	Longitud entre dedo índice a meñique	9.2
27	Nudillo medio a muñeca	12
	De pie de costado	
28	Espalda a dedo medio	85
29	Espalda a dedo pulgar	80
	Pantorrilla	
	Contorno gemelo	34
	Contorno tobillo	25.3
	Muslos (contorno)	
	Superior cercano a la ingle	46.5
	Inferior cercano a la rodilla	41.5
	Extremidad superior (contorno)	
	Biceps	27
	Antebrazo	23.5
	Muñeca	16.8

A-2. Matriz QFD.

A-3. Planos.

1

2

3

4

5

6

7

8

A

A

B

B


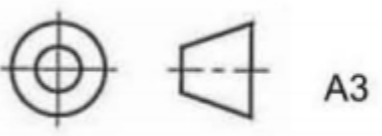
C

C

D

D



Centro de Ingeniería Avanzada Departamento de Ingeniería Mecatrónica Órtesis de Tobillo		Rev: A	Escala: 1:2
		Fecha: 08/04/2018	Acot: mm
		Dibujo: MCC y GACZ	Cantidad: 1
	Título: Órtesis de tobillo	Revisó: SCC	Material: Aluminio 6061 y ABS
		PAPIIT IT 102014	
		Dib. No. : ORT-ASM-001	

1

2

3

4

5

6

7

8

E

E

1

2

3

4

5

6

7

8

A

B

C

D

E

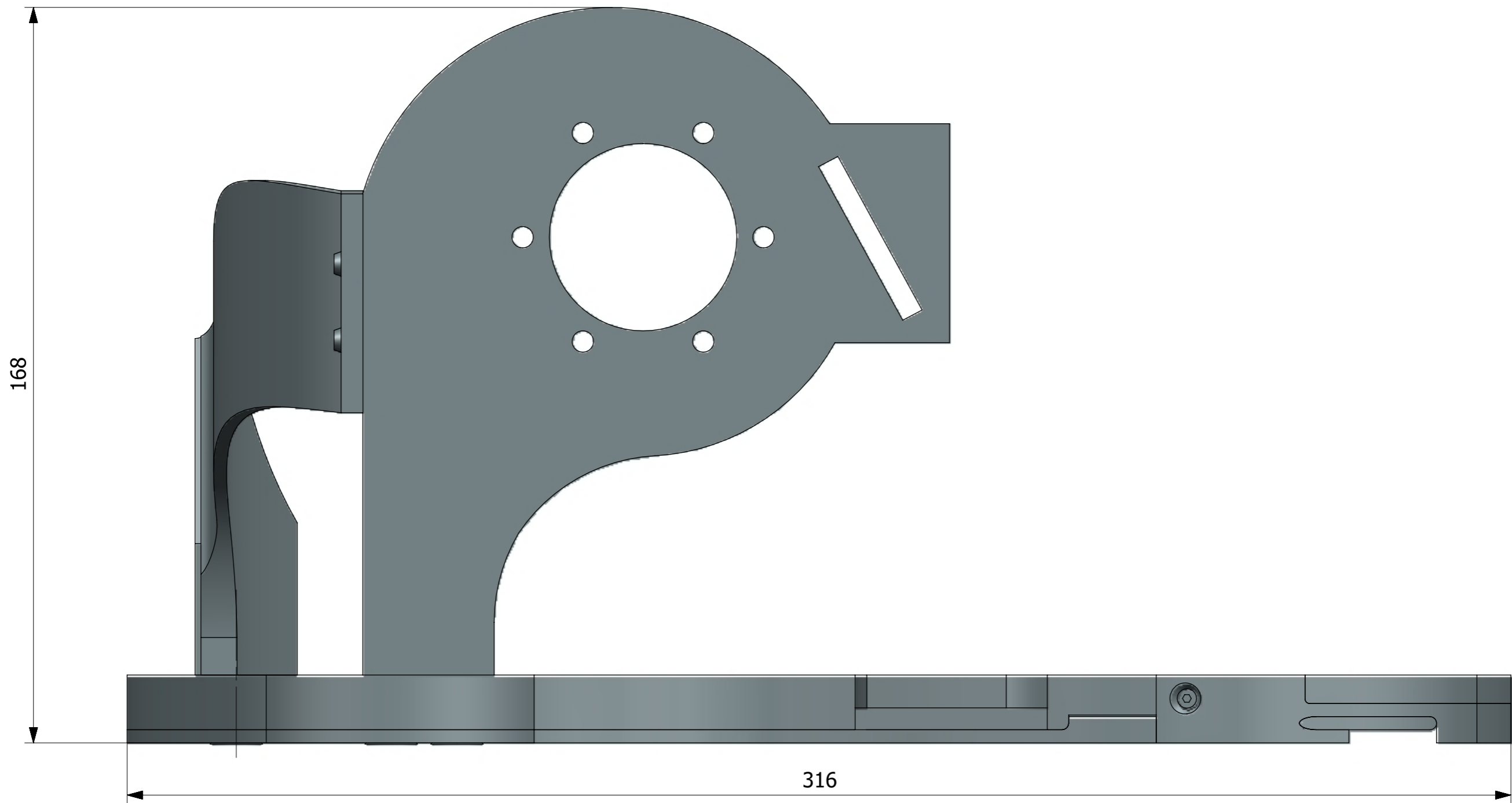
A


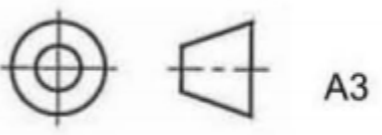
B

C

D

E



Centro de Ingeniería Avanzada Departamento de Ingeniería Mecatrónica Órtesis de Tobillo		Rev: A	Escala: 1:1
		Fecha: 08/04/2018	Acot: mm
		Dibujo: MCC y GACZ	Cantidad: 1
	Título: Órtesis de tobillo	Revisó: SCC	Material: Aluminio y ABS
		PAPIIT IT 102014	
		Dib. No. : ORT-ASM-002	

1

2

3

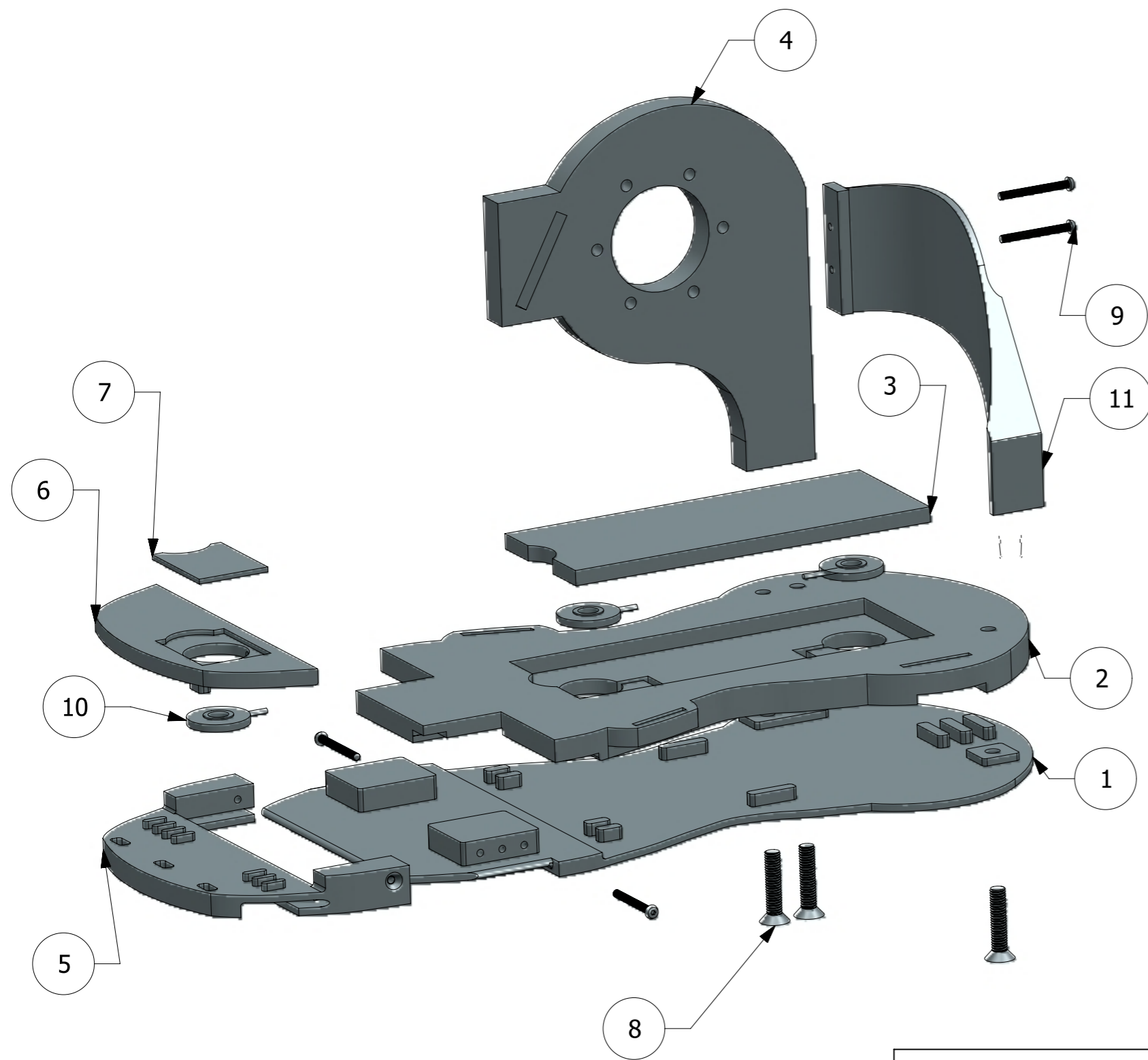
4

5


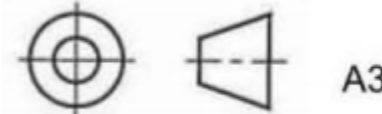
6

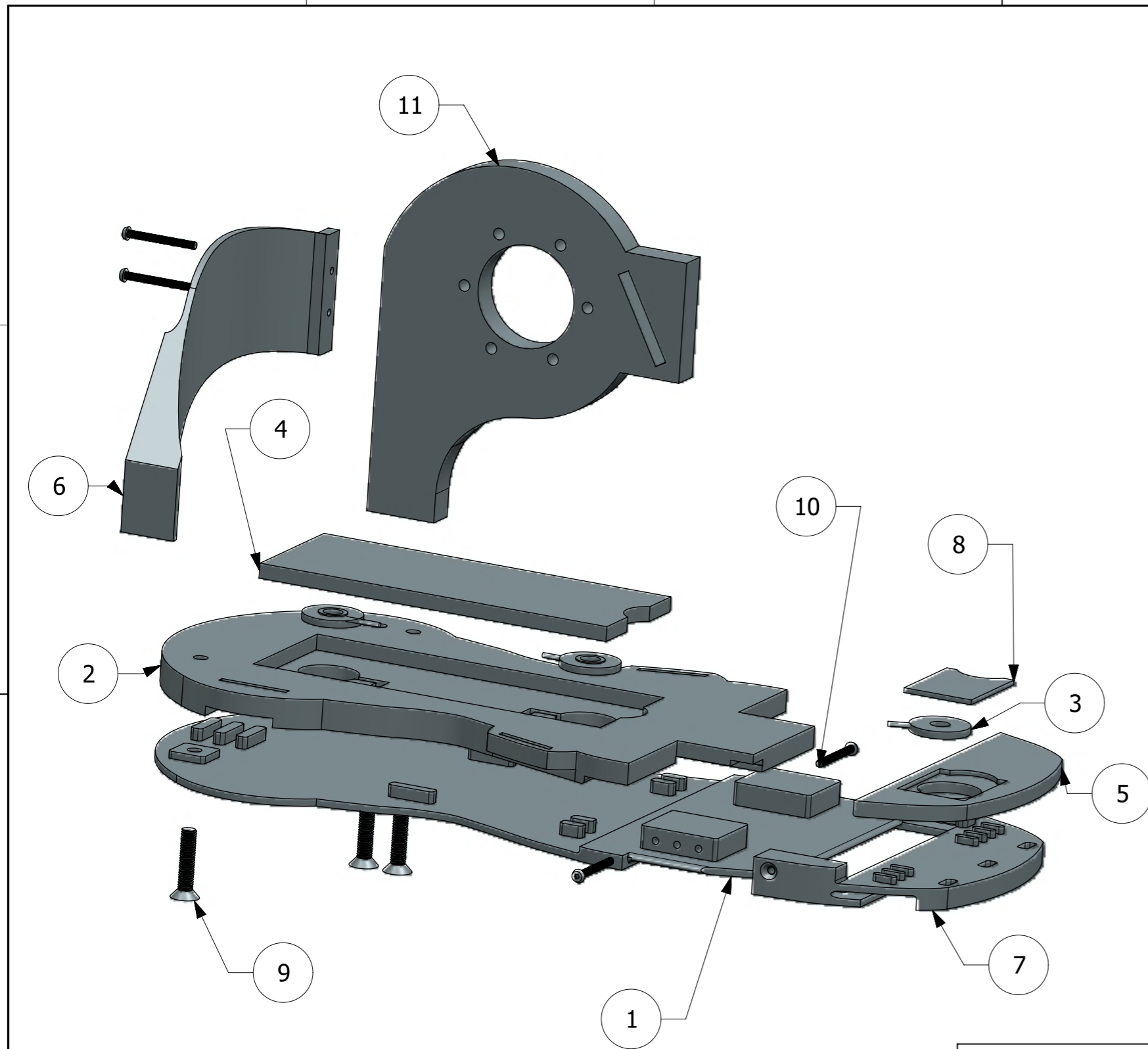
7

8


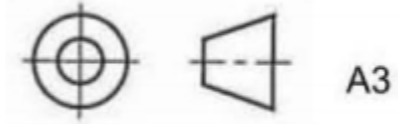


No°	Referencia	Descripción	Cantida d
11	ORT-CAD-108	Soporte de talón derecho	1
10	XFL225D	Celdas de carga	3
9	M3X1.0X30	Tornillos Allen de cabeza redonda	4
8	M6x1.0x25	Tornillos Allen de cabeza plana	3
7	ORT-CAD-106	Tapa de sensor delantero	1
6	ORT-CAD-105	Plantilla delantera superior derecha	1
5	ORT-CAD-104	Plantilla delantera inferior derecha	1
4	ORT-CAD-107	Soporte de tobillo derecho	1
3	ORT-CAD-103	Tapa de sensores traseros	1
2	ORT-CAD-102	Plantilla trasera superior derecha	1
1	ORT-CAD-101	Plantilla trasera inferior derecha	1

Centro de Ingeniería Avanzada Departamento de Ingeniería Mecatrónica Órtesis de tobillo para un exoesqueleto		Rev: A	Escala: 1:2
		Fecha: 08/04/2018	Acot: mm
		Dibujó: MCC y GACZ	Cantidad: 1
		Revisó: SCC PAPIIT IT 102014	Material: Aluminio 6061 y ABS
Título: Órtesis derecha de tobillo			
		Dib. No.: ORT-ASM-003	



No°	Referencia	Descripción	Cantidad
11	ORT-CAD-113	Soporte de tobillo izquierdo	1
10	M3X1.0X30	Tornillos Allen de cabeza redonda	4
9	M6x1.0x25	Tornillos Allen de cabeza plana	3
8	ORT-CAD-106	Tapa de sensor delantero	1
7	ORT-CAD-111	Plantilla delantera inferior izquierda	1
6	ORT-CAD-114	Soporte de talón izquierdo	1
5	ORT-CAD-112	Plantilla delantera superior izquierda	1
4	ORT-CAD-103	Tapa de sensores traseros	1
3	XFL225D	Celdas de carga	3
2	ORT-CAD-110	Plantilla trasera superior izquierda	1
1	ORT-CAD-109	Plantilla trasera inferior izquierda	1

Centro de Ingeniería Avanzada Departamento de Ingeniería Mecatrónica órtesis de tobillo para un exoesqueleto		Rev: A	Escala: 1:2
		Fecha: 08/04/2018	Acot: mm
		Dibujó: MCC y GACZ	Cantidad: 1
	Título: Órtesis izquierda de tobillo	Revisó: SCC	Material: Aluminio 6061 y ABS
		PAPIIT IT 102014	
		Dib. No.: ORT-ASM-004	

1

2

3

4

5

6

7

8

A

A

B

B

C

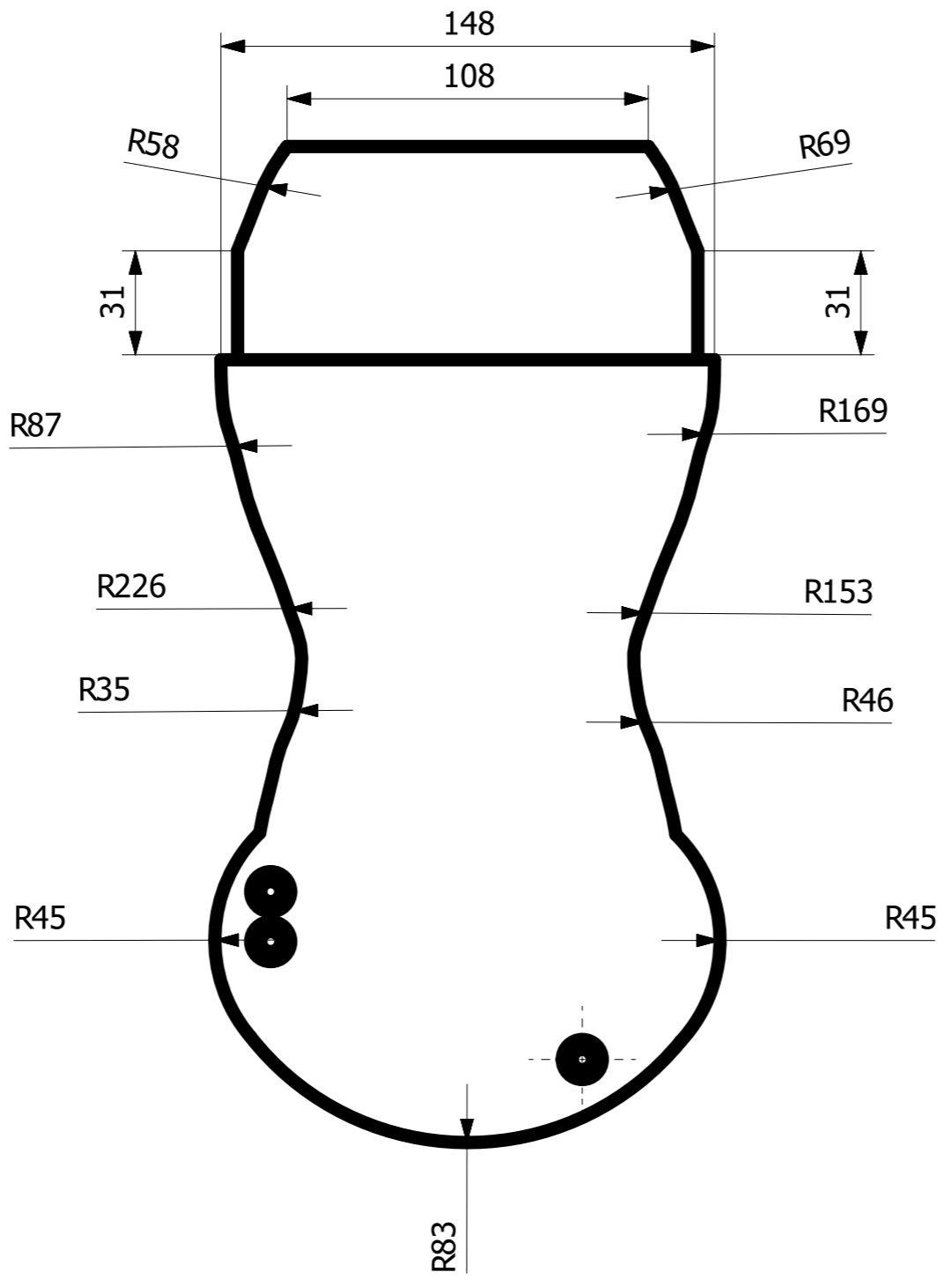
C

D


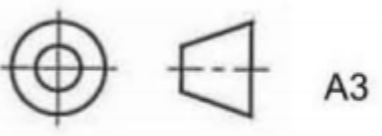
D

E

E



Tolerancia general de ± 0.5

Centro de Ingeniería Avanzada Departamento de Ingeniería Mecatrónica Órtesis de Tobillo		Rev: A	Escala: 1:1
		Fecha: 08/04/2018	Acot: mm
		Dibujo: MCC y GACZ	Cantidad: 2
	Titulo: Plantilla trasera Corte	Revisó: SCC	Material: Aluminio 6061
		PAPIIT IT 102014	
		Dib. No. : ORT-COR-001	

1

2

3

4

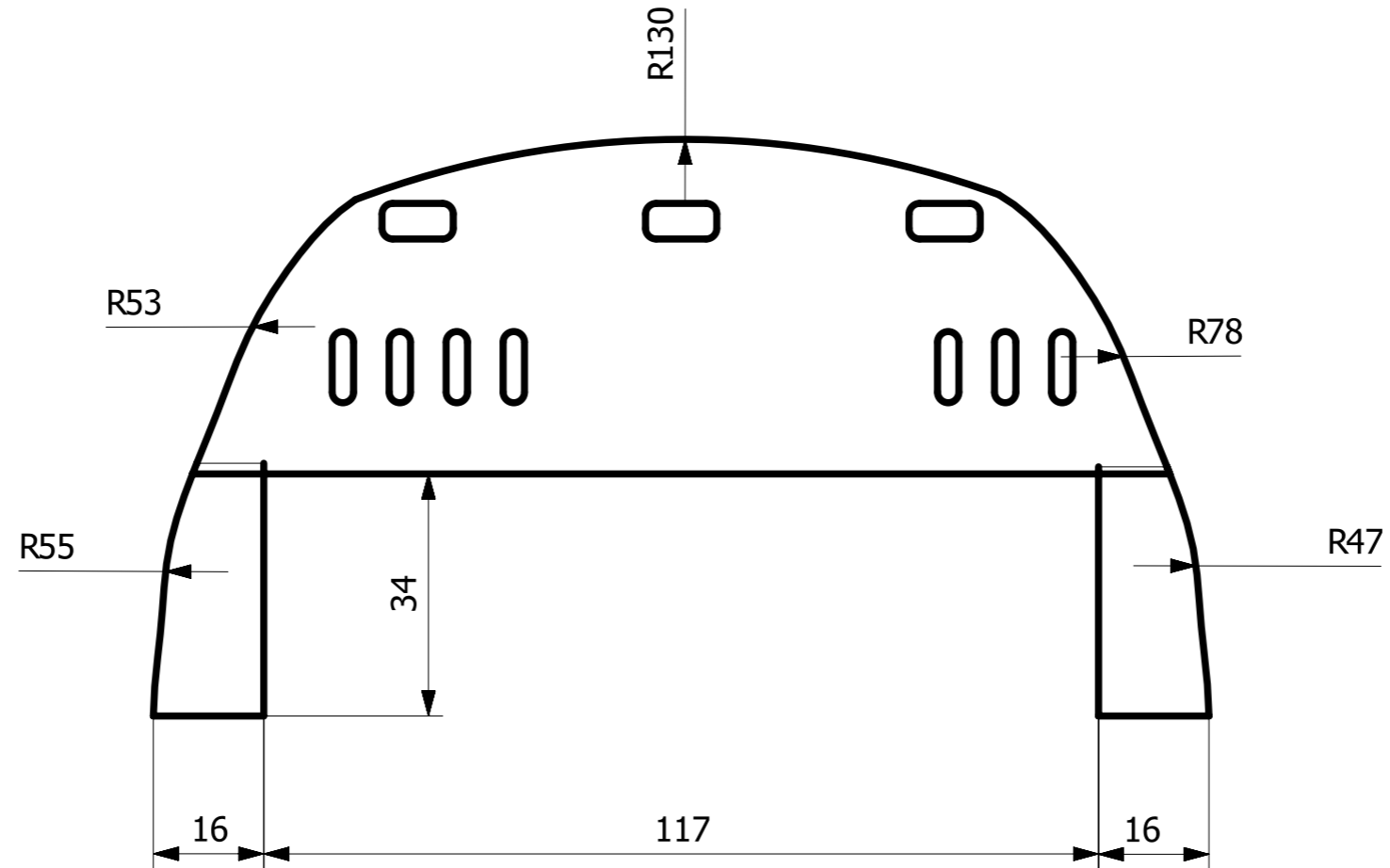
5


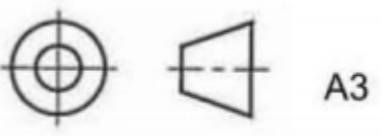
6

7

8

Tolerancia general de ± 0.5



Centro de Ingeniería Avanzada Departamento de Ingeniería Mecatrónica Órtesis de Tobillo		Rev: A	Escala: 1:1
		Fecha: 08/04/2018	Acot: mm
		Dibujo: MCC y GACZ	Cantidad: 2
	Titulo: Plantilla delantera corte	Revisó: SCC	Material: Aluminio 6061
	 A3	Dib. No. : ORT-COR-002	

1

2

3

4

5

6

7

8

A

B

C

D

E

A

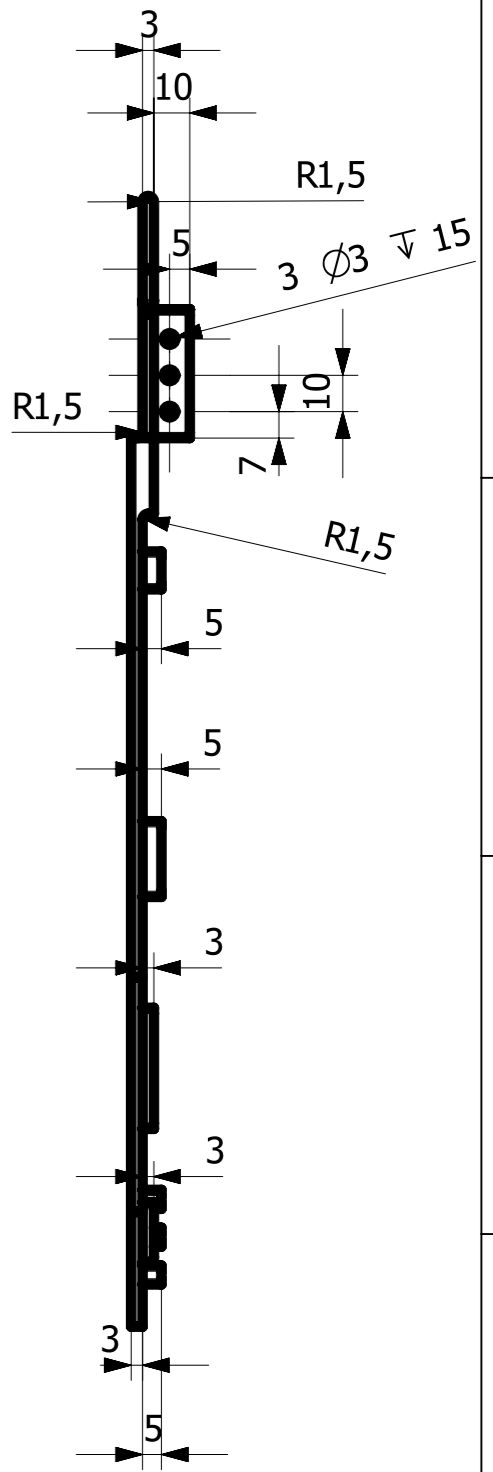
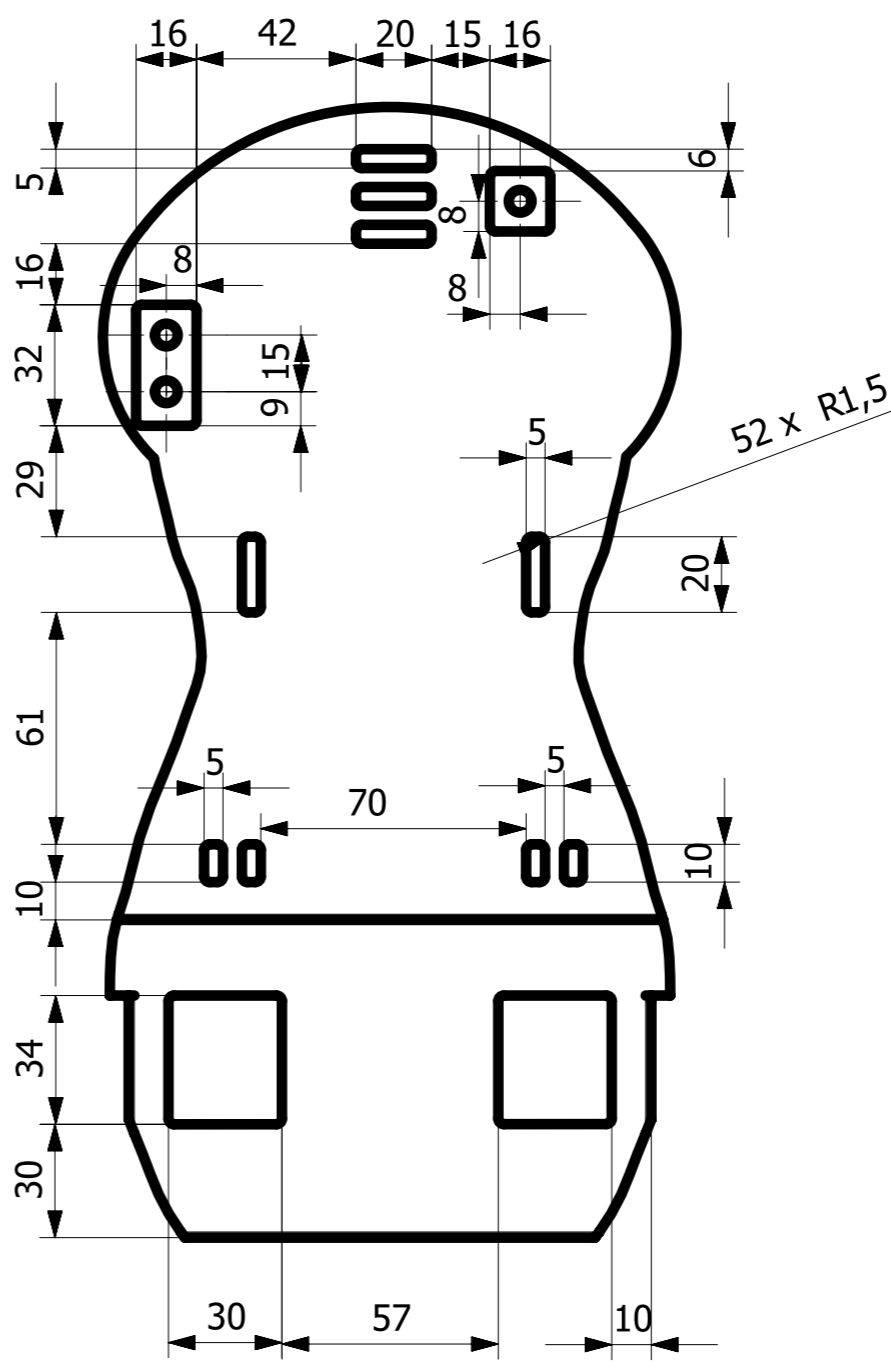
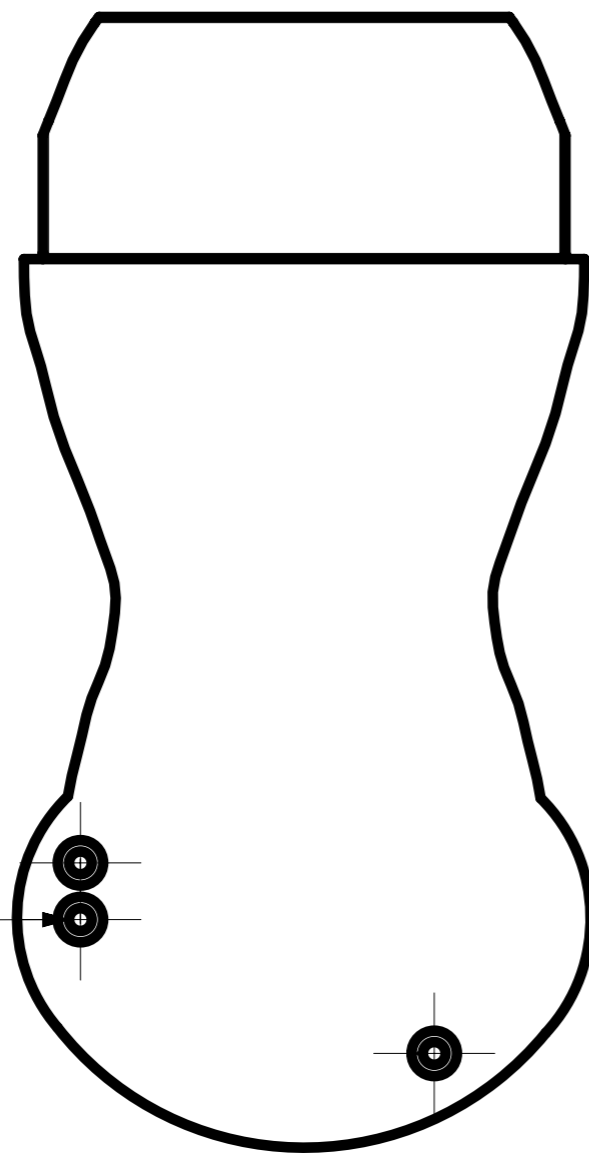
B

C


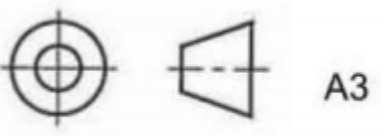
D

E

Avellanado
 3 x Ø6 Pasantes
 √12x90°



Tolerancia general de ±0.5

Centro de Ingeniería Avanzada Departamento de Ingeniería Mecatrónica Órtesis de Tobillo		Rev: A	Escala: 1:1
		Fecha: 08/04/2018	Acot: mm
 Título: Plantilla trasera inferior derecha		Dibujo: MCC y GACZ	Cantidad: 1
		Revisó: SCC	Material: Aluminio 6061
		PAPIIT IT 102014	Dib. No. : ORT-CAD-101

1

2

3

4

5

6

7

8

1

2

3

4

5

6

7

8

A

A

B

B

C

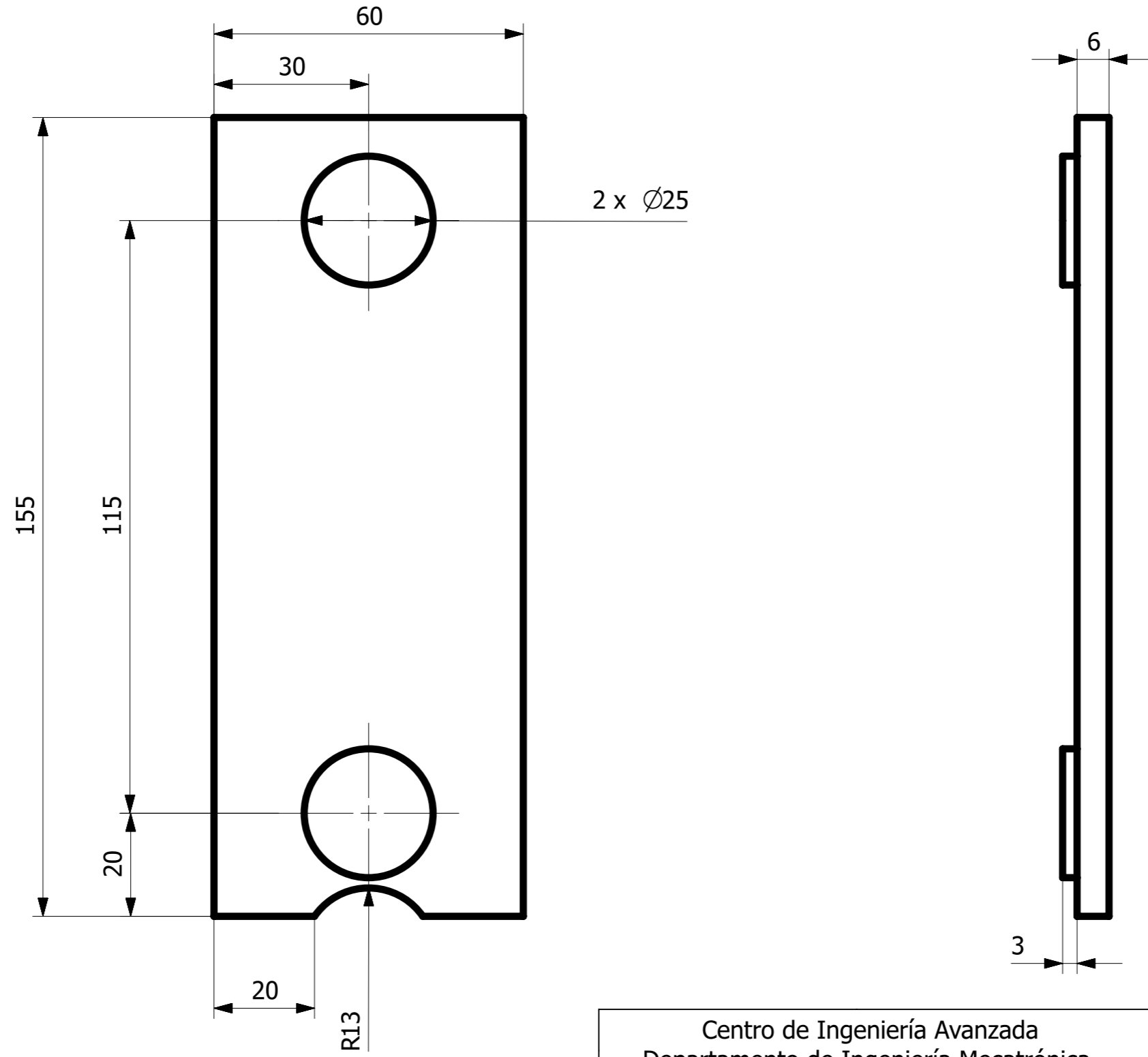
C

D


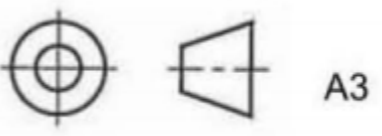
D

E

E



Tolerancia general de ±0.5

Centro de Ingeniería Avanzada Departamento de Ingeniería Mecatrónica Órtesis de Tobillo		Rev: A	Escala: 1:1
		Fecha: 08/04/2018	Acot: mm
		Dibujo: MCC y GACZ	Cantidad: 2
	Titulo: Tapa de sensores traseros	Revisó: SCC	Material: ABS
		PAPIIT IT 102014	
		Dib. No. : ORT-CAD-103	

1

2

3

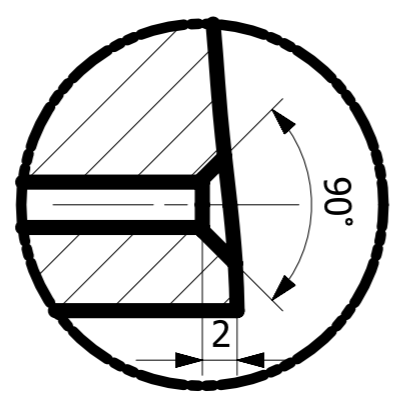
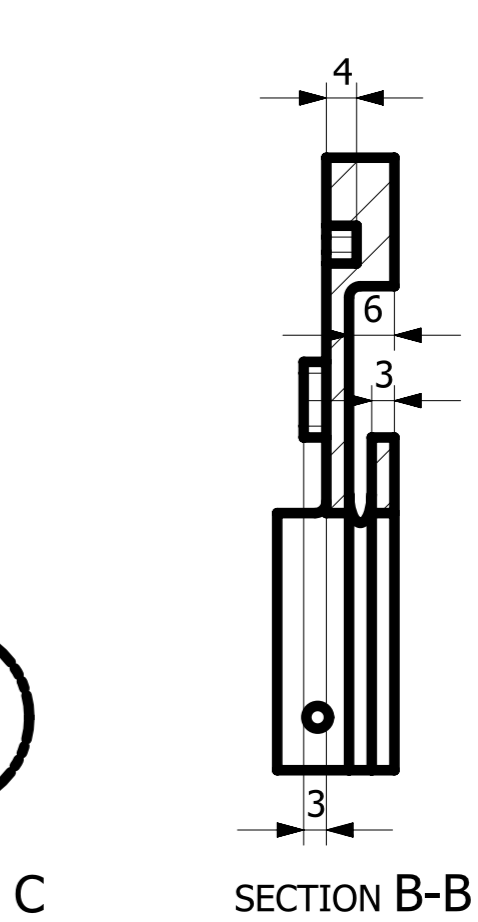
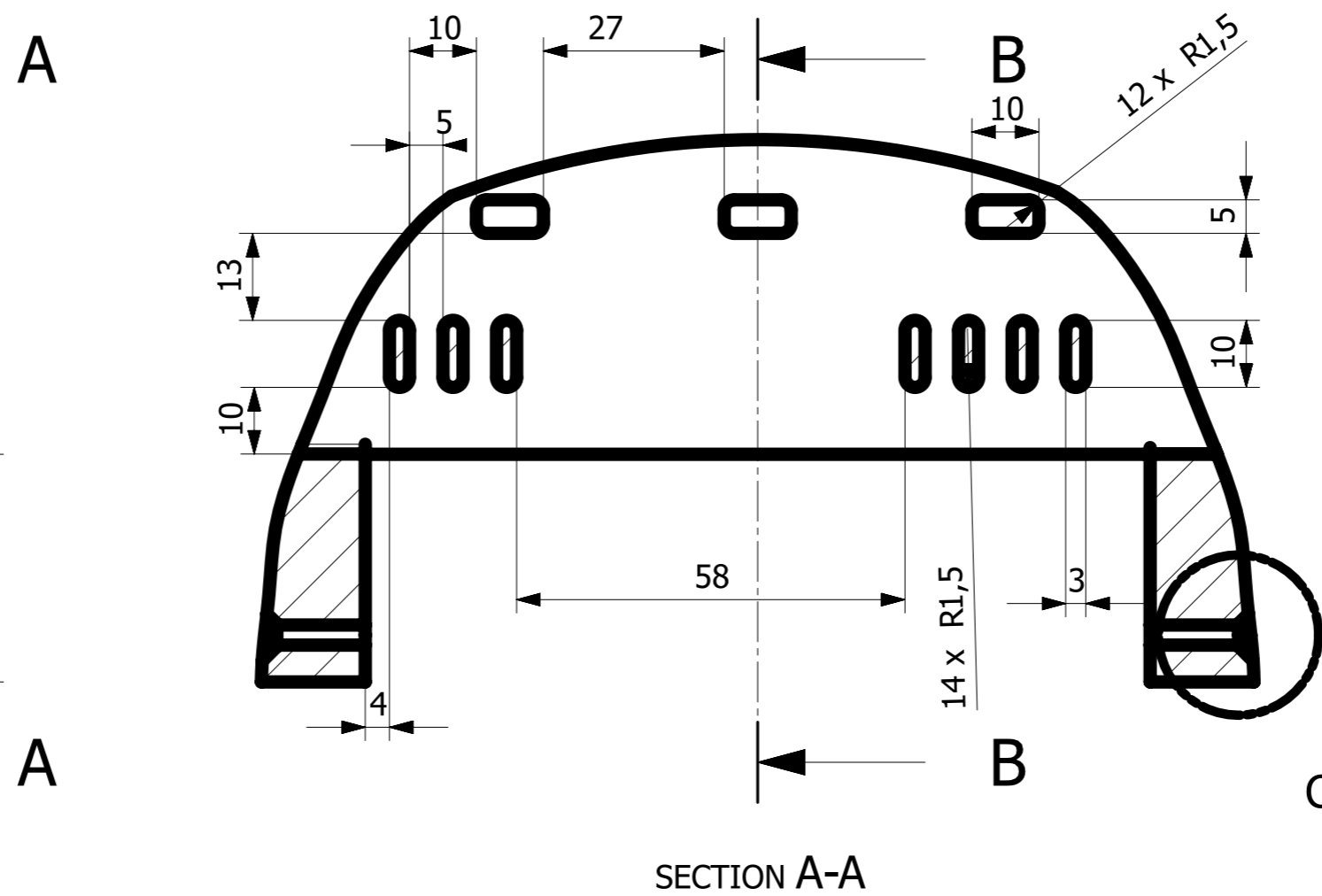
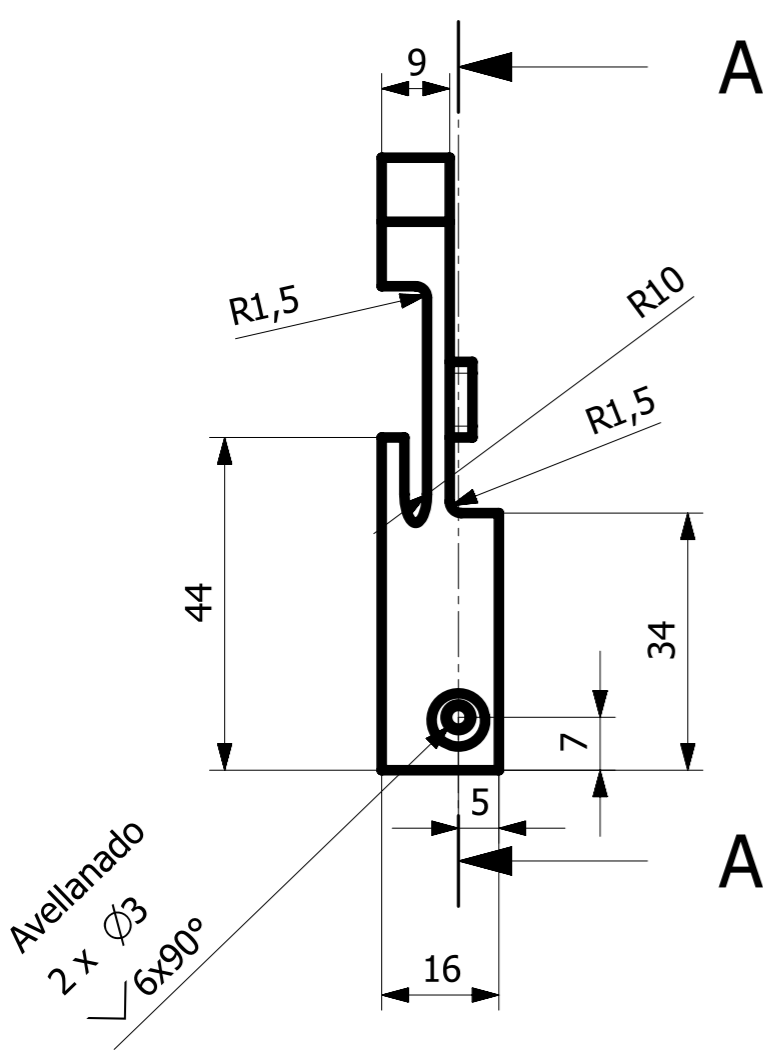
4

5

6


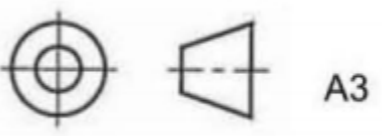
7

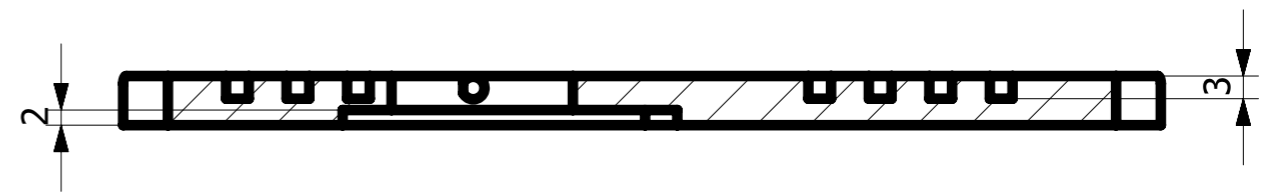
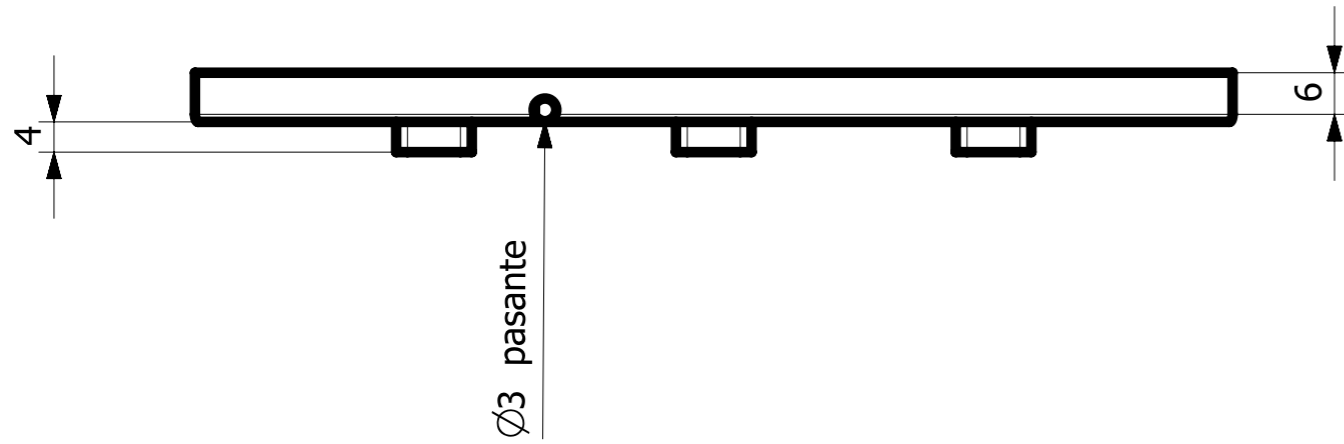
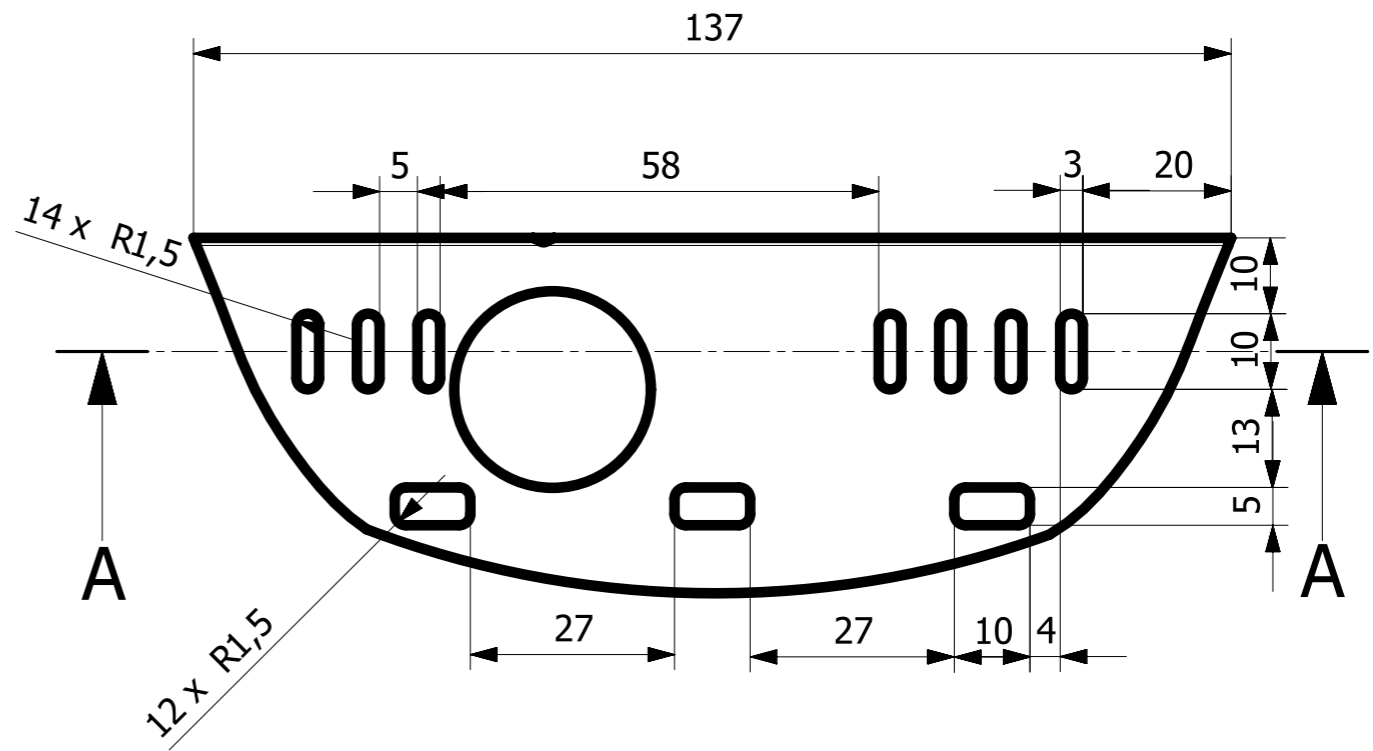
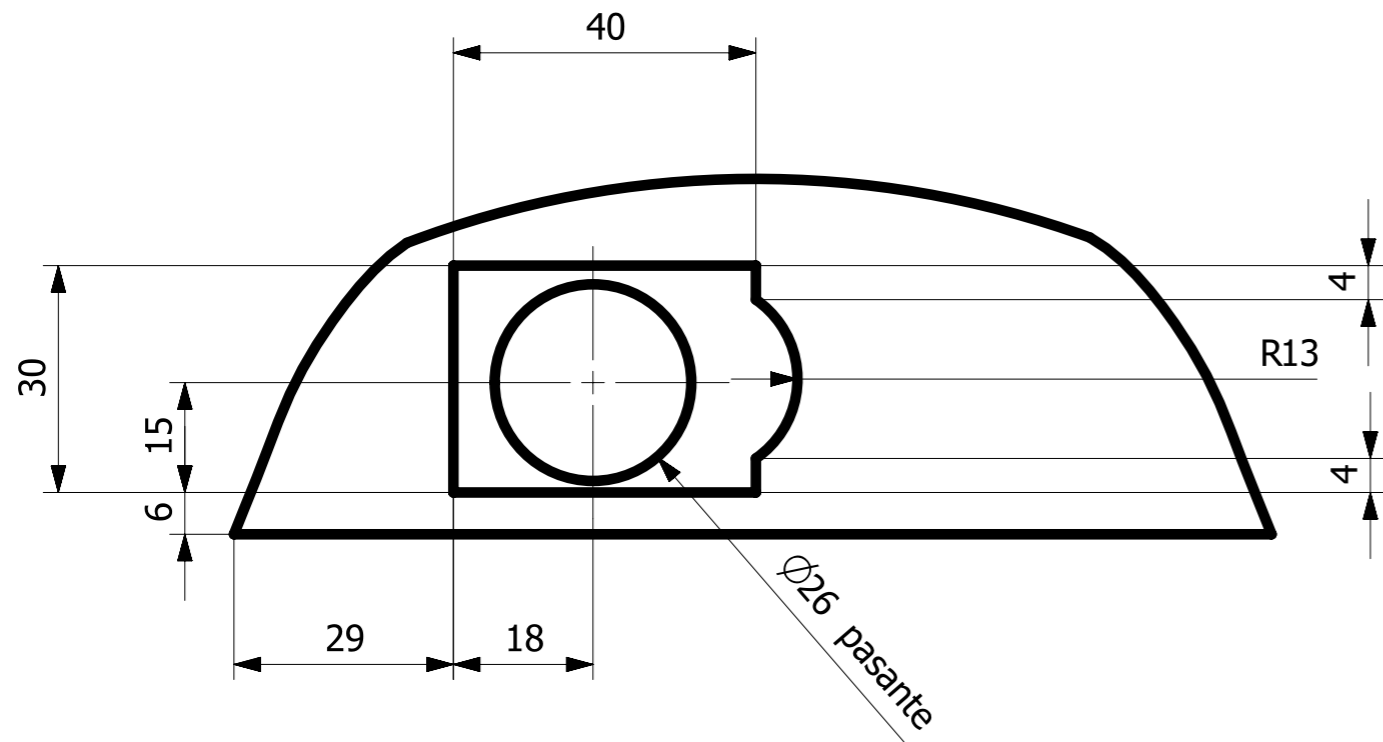
8



DETAIL C
SCALE 2:1


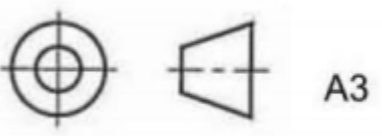
Tolerancia general de ± 0.5

Centro de Ingeniería Avanzada Departamento de Ingeniería Mecatrónica Órtesis de Tobillo		Rev: A	Escala: 1:1
		Fecha: 08/04/2018	Acot: mm
		Dibujo: MCC y GACZ	Cantidad: 1
		Revisó: SCC	Material: Aluminio 6061
Título: Plantilla delantera inferior derecha		PAPIIT IT 102014	
		Dib. No. : ORT-CAD-104	



SECTION A-A

Tolerancia general de ± 0.5

Centro de Ingeniería Avanzada Departamento de Ingeniería Mecatrónica Órtesis de Tobillo		Rev: A	Escala: 1:1
		Fecha: 08/04/2018	Acot: mm
		Dibujo: MCC y GACZ	Cantidad: 1
		Revisó: SCC	Material: ABS
Título: Plantilla delantera superior derecha		PAPIIT IT 102014	
		Dib. No. : ORT-CAD-105	

1

2

3

4

5

6

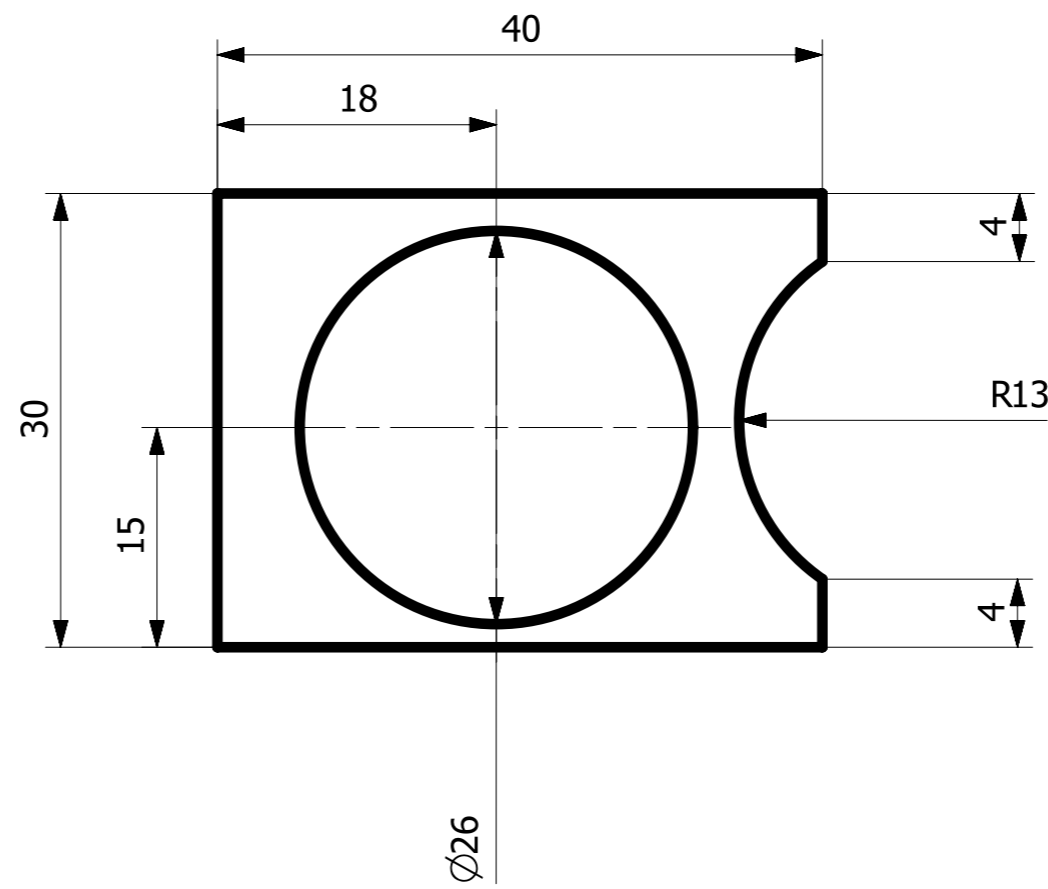
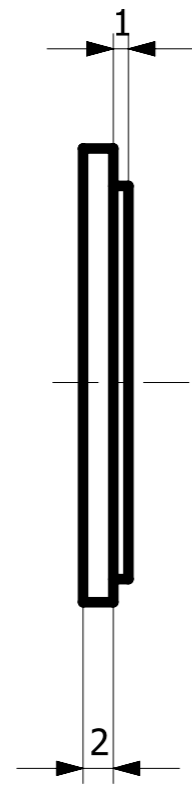
7

8

A

A

Tolerancia general de ±0.5



B

B

C


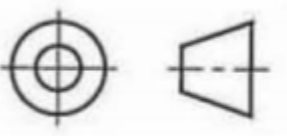
C

D

D

E

E

Centro de Ingeniería Avanzada Departamento de Ingeniería Mecatrónica Órtesis de Tobillo		Rev: A	Escala: 2:1
		Fecha: 08/04/2018	Acot: mm
		Dibujo: MCC y GACZ	Cantidad: 2
	Titulo: Tapa de sensor delantera	Revisó: SCC	Material: ABS
		PAPIIT IT 102014	
 A3		Dib. No. : ORT-CAD-106	

1

2

3

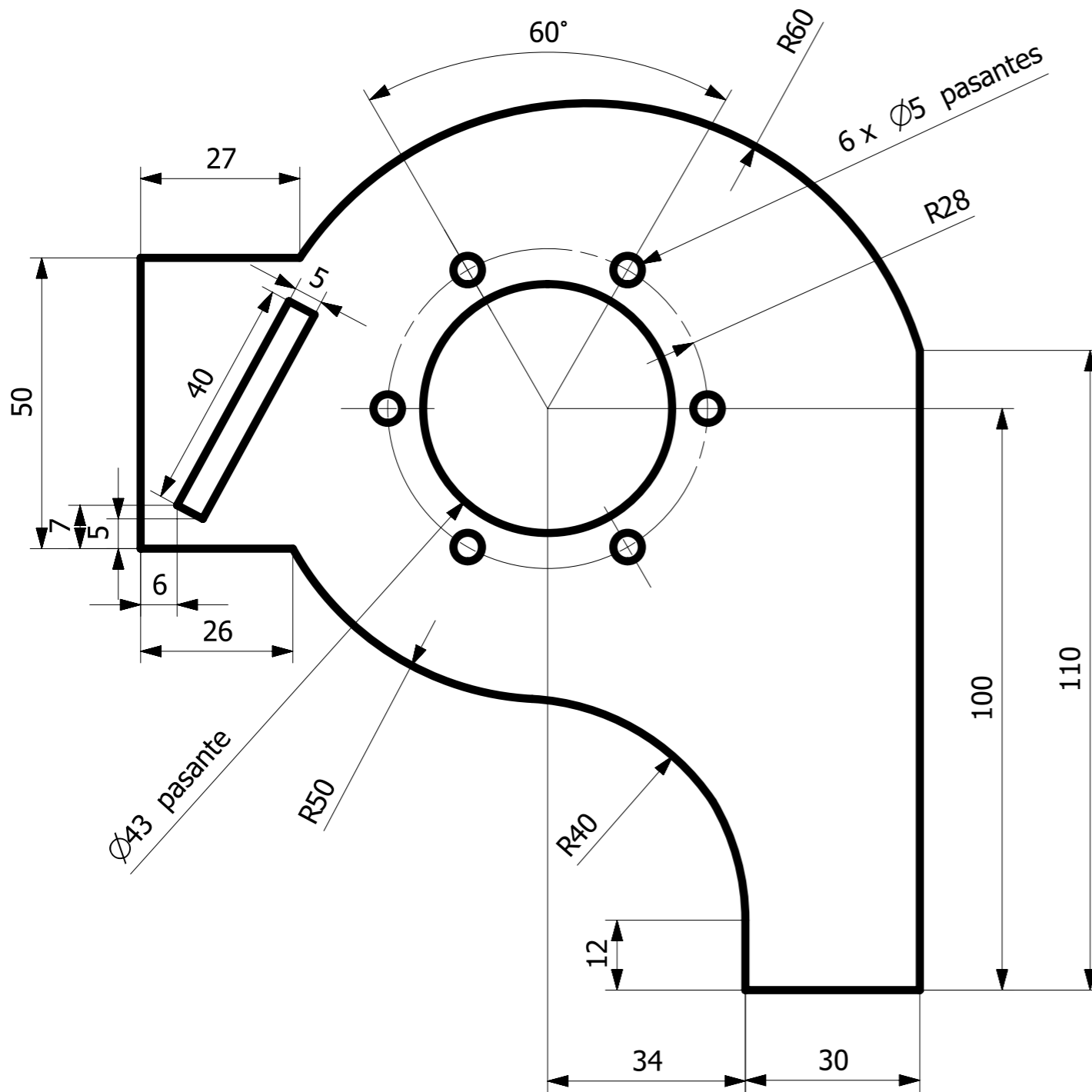
4

5

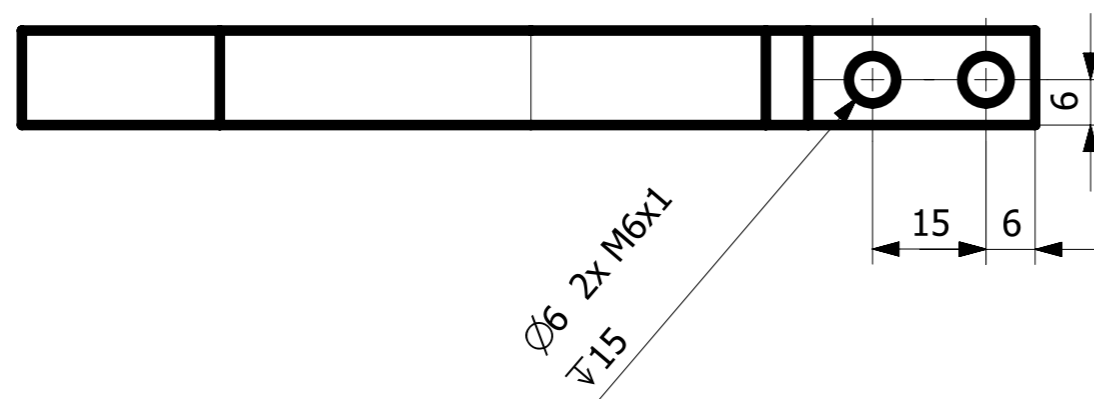
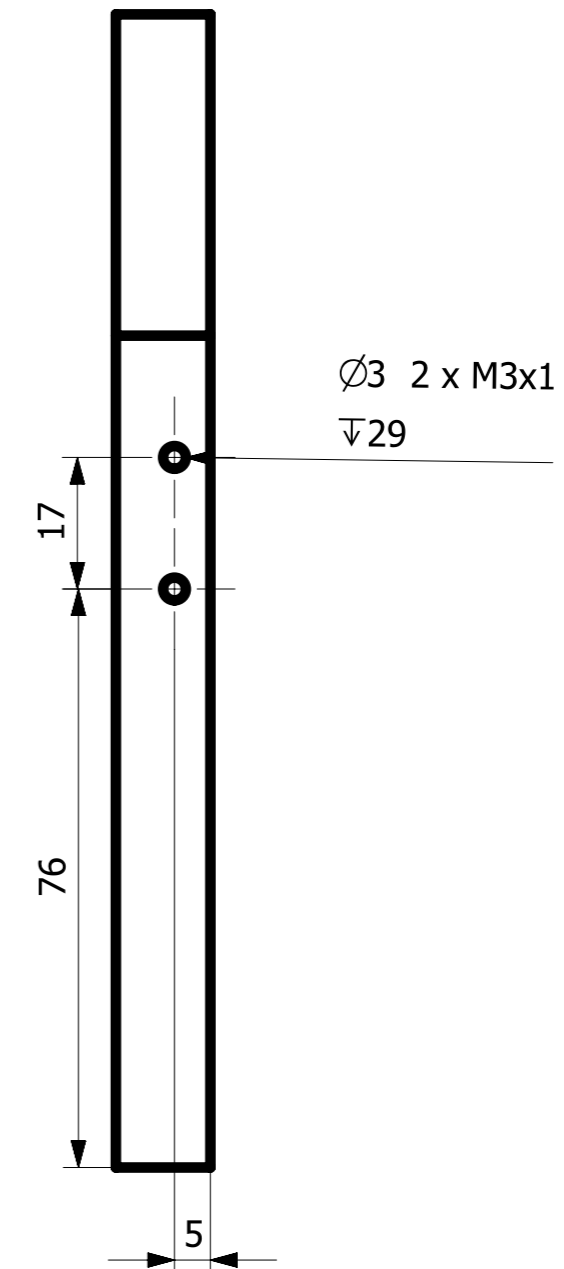
6


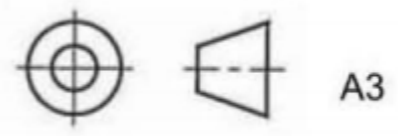
7

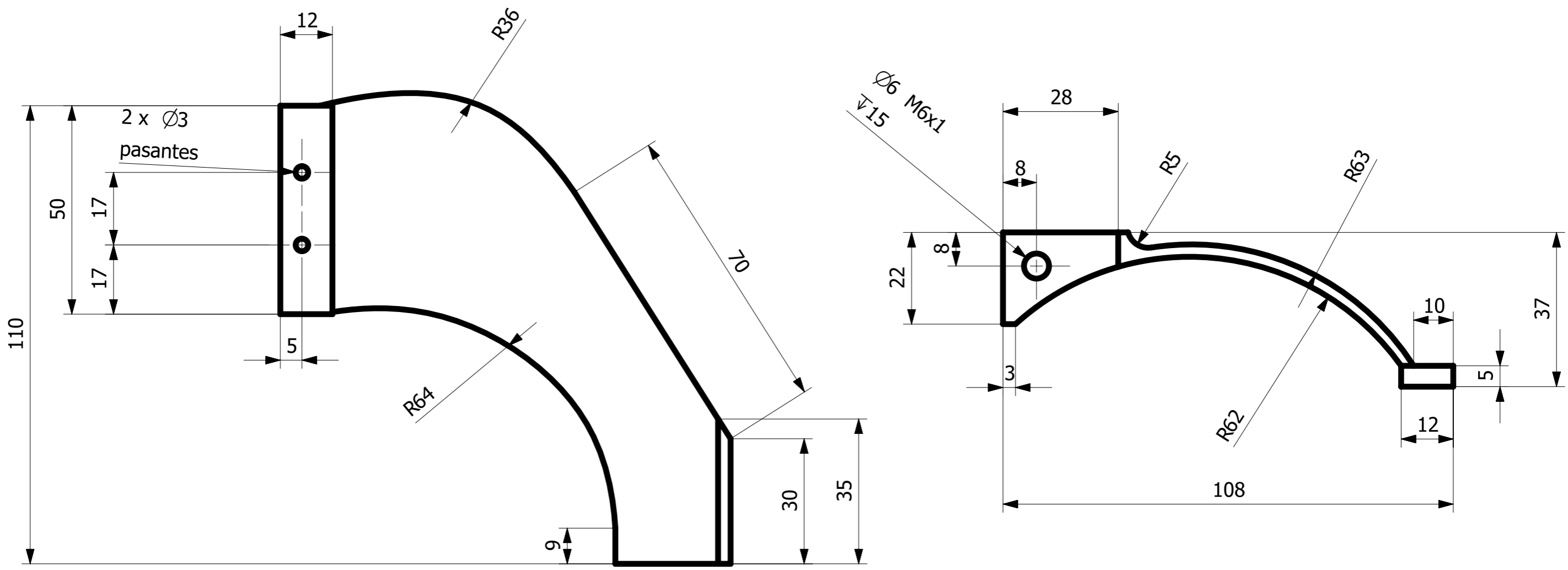
8




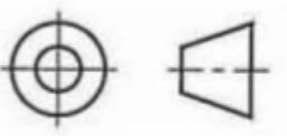
Tolerancia general de ± 0.5

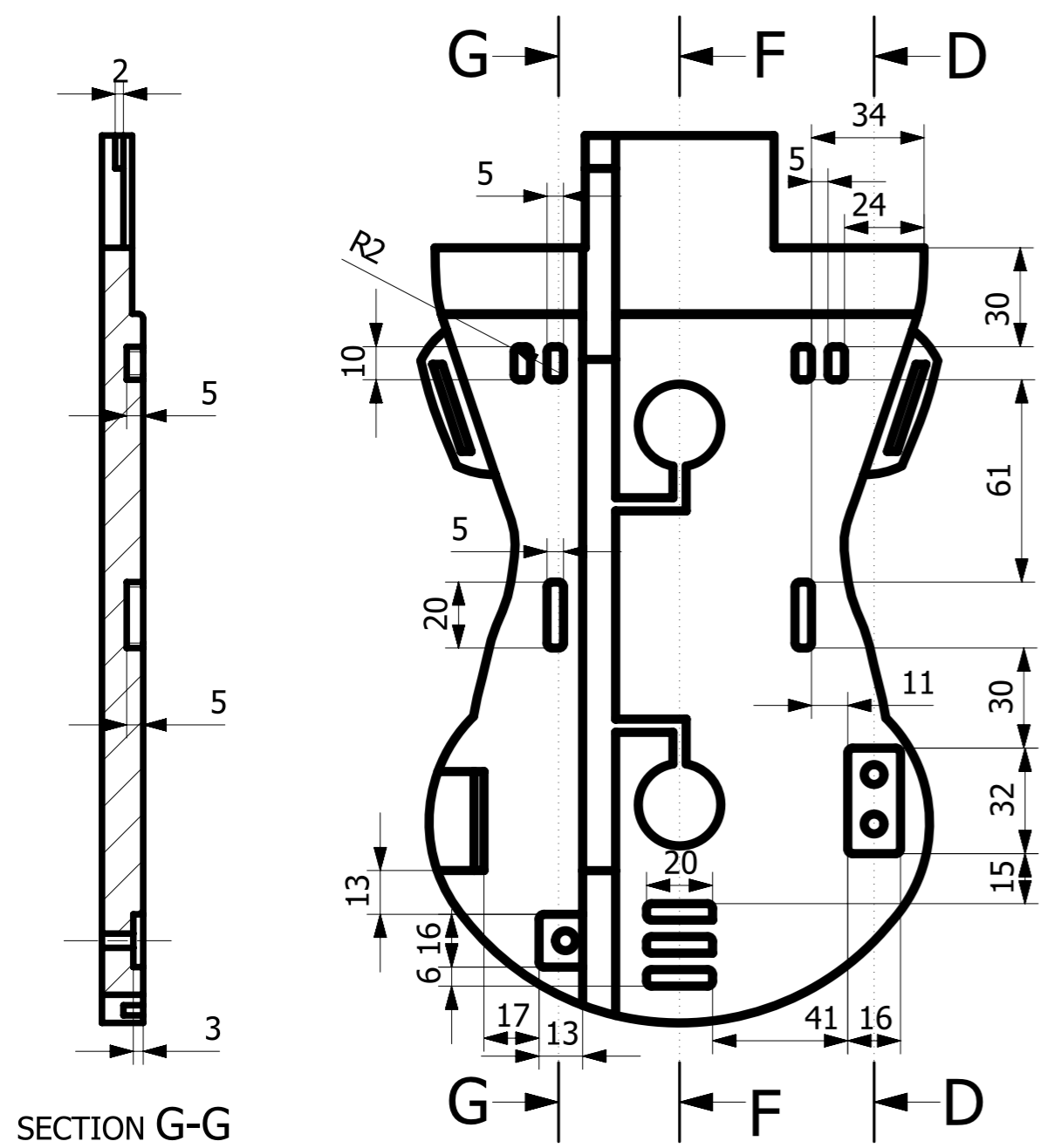


Centro de Ingeniería Avanzada Departamento de Ingeniería Mecatrónica Órtesis de Tobillo		Rev: A	Escala: 1:1
		Fecha: 08/04/2018	Acot: mm
 Título: Soporte de tobillo derecho		Dibujo: MCC y GACZ	Cantidad: 1
		Revisó: SCC	Material: Aluminio 6061
		PAPIIT IT 102014	
		Dib. No. : ORT-CAD-107	

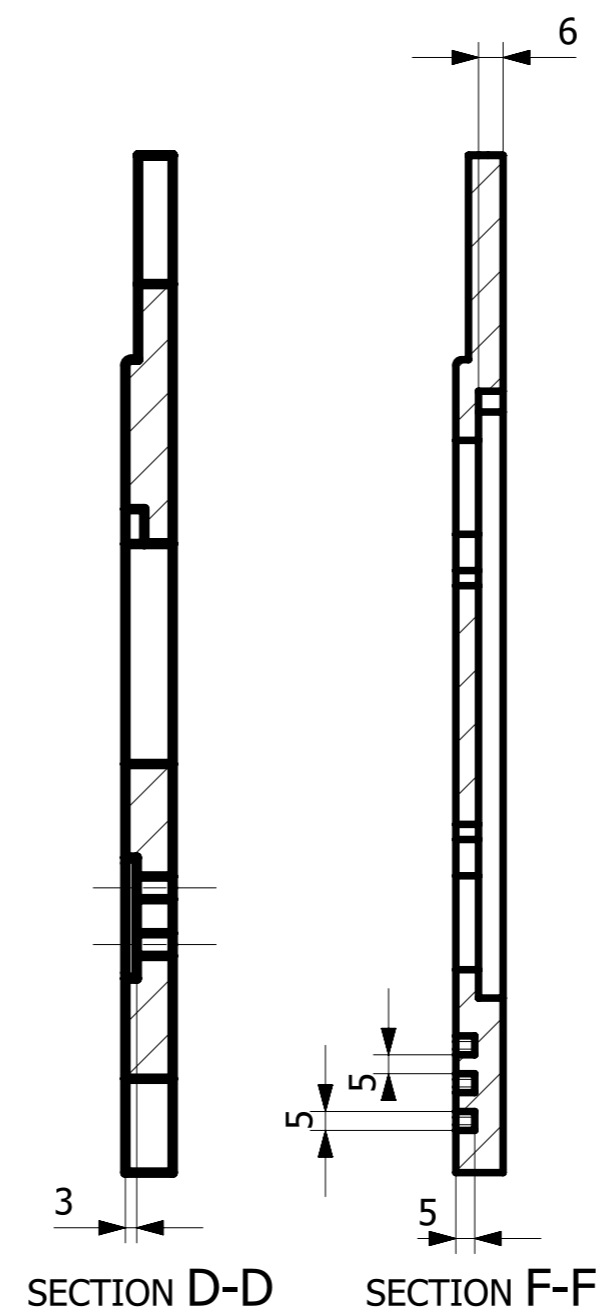


Tolerancia general de ± 0.5

Centro de Ingeniería Avanzada Departamento de Ingeniería Mecatrónica Órtesis de Tobillo		Rev: A	Escala: 1:1
		Fecha: 08/04/2017	Acot: mm
		Dibujo: MCC y GACZ	Cantidad: 1
		Revisó: SCC	Material: Aluminio 6061
Título: Soporte de talón derecho		PAPIIT IT 102014	Dib. No. : ORT-CAD-108
		A3	

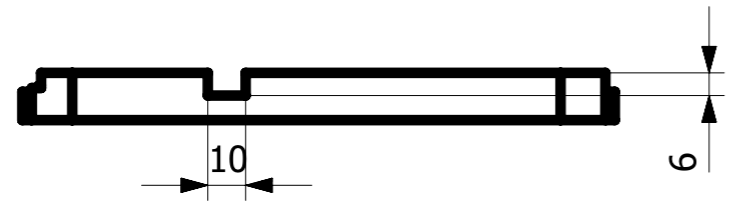
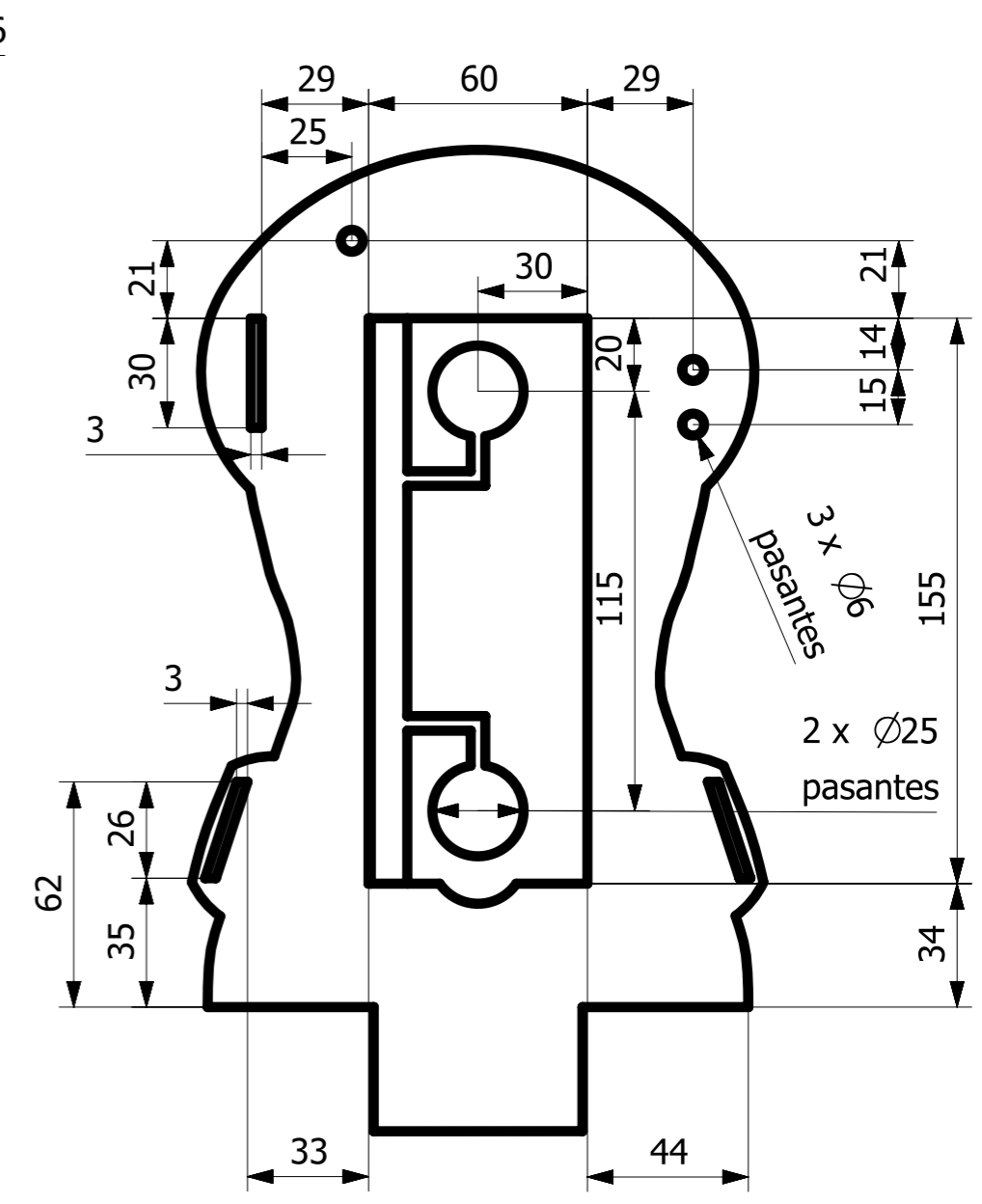


SECTION G-G


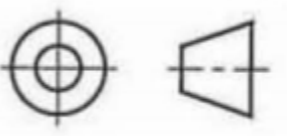


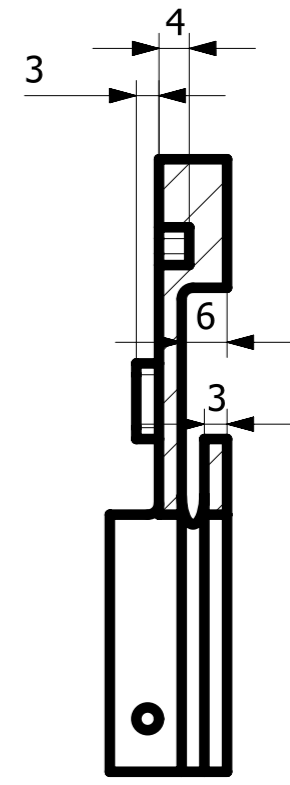
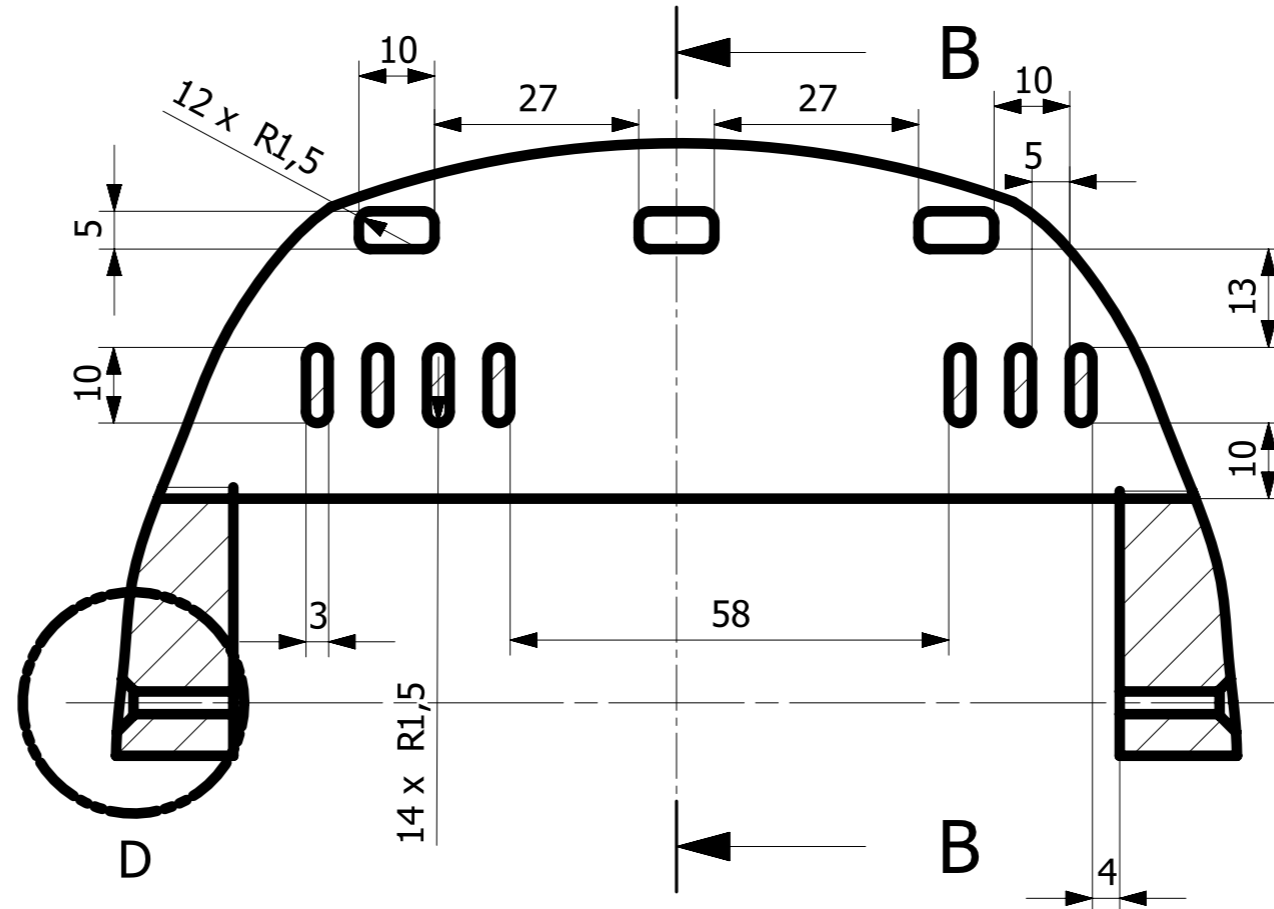
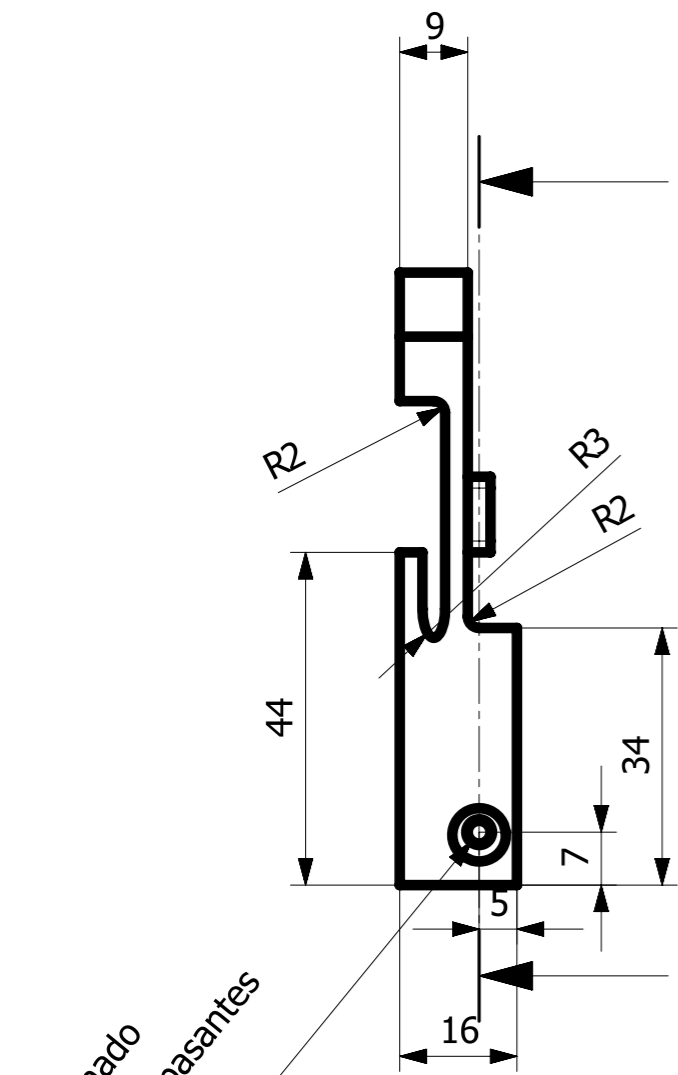
SECTION D-D

SECTION F-F



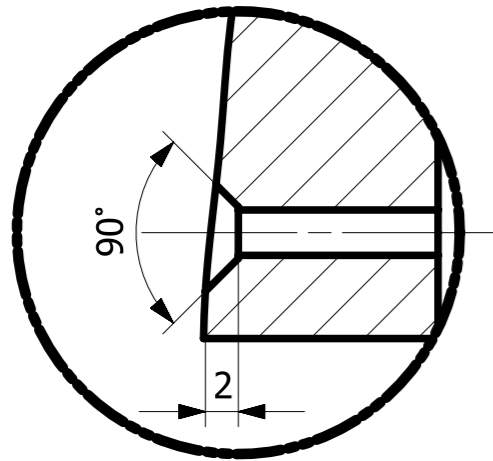
Tolerancia general de ± 0.5

Centro de Ingeniería Avanzada Departamento de Ingeniería Mecatrónica Órtesis de Tobillo		Rev: A	Escala: 1:1
		Fecha: 08/04/2018	Acot: mm
		Dibujo: MCC y GACZ	Cantidad: 1
		Revisó: SCC	Material: ABS
Título: Plantilla trasera superior izquierda		PAPIIT IT 102014	
		Dib. No. : ORT-CAD-110	



SECTION B-B


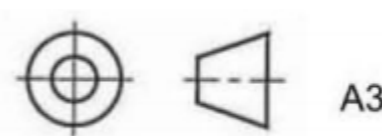
Avellanado
2 x Ø3 pasantes
∠ 6x90°

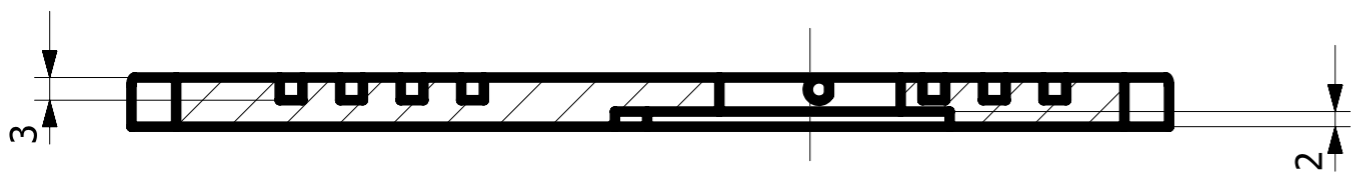
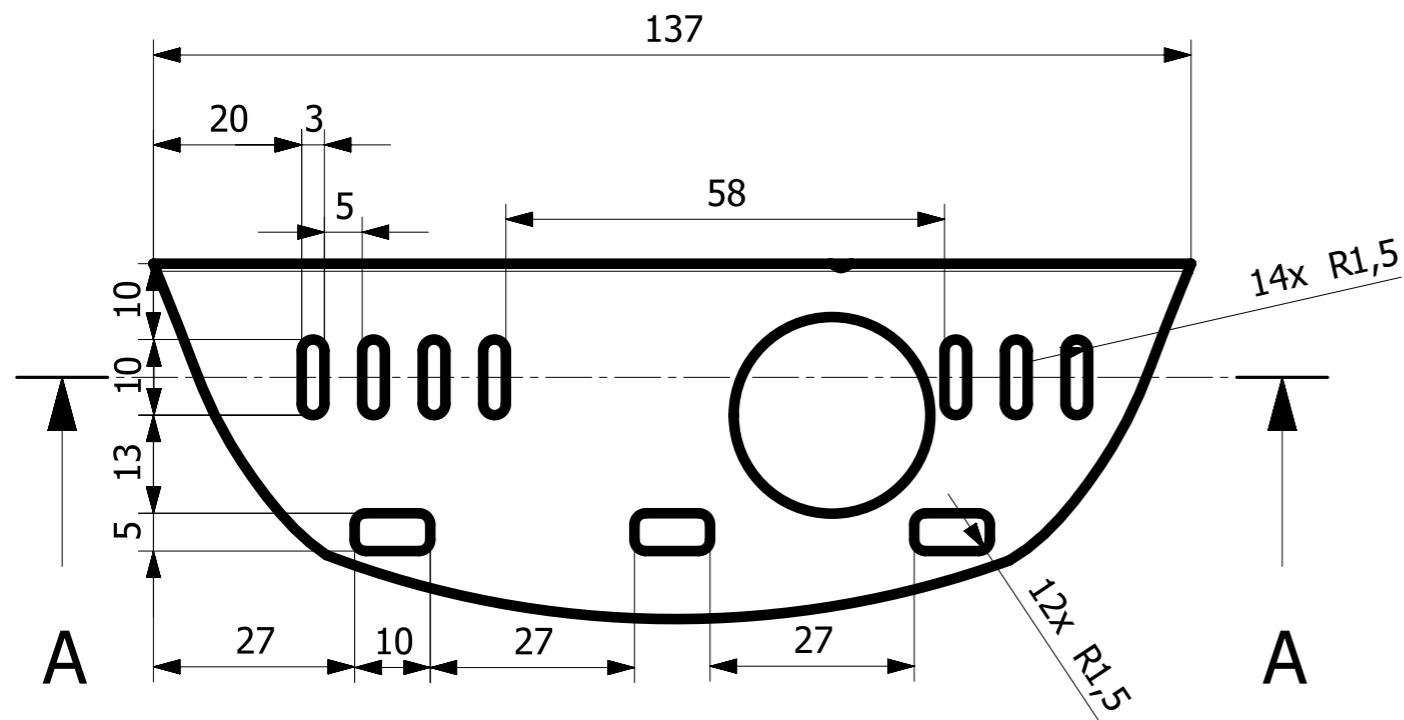


DETAIL D
SCALE 2:1

SECTION A-A

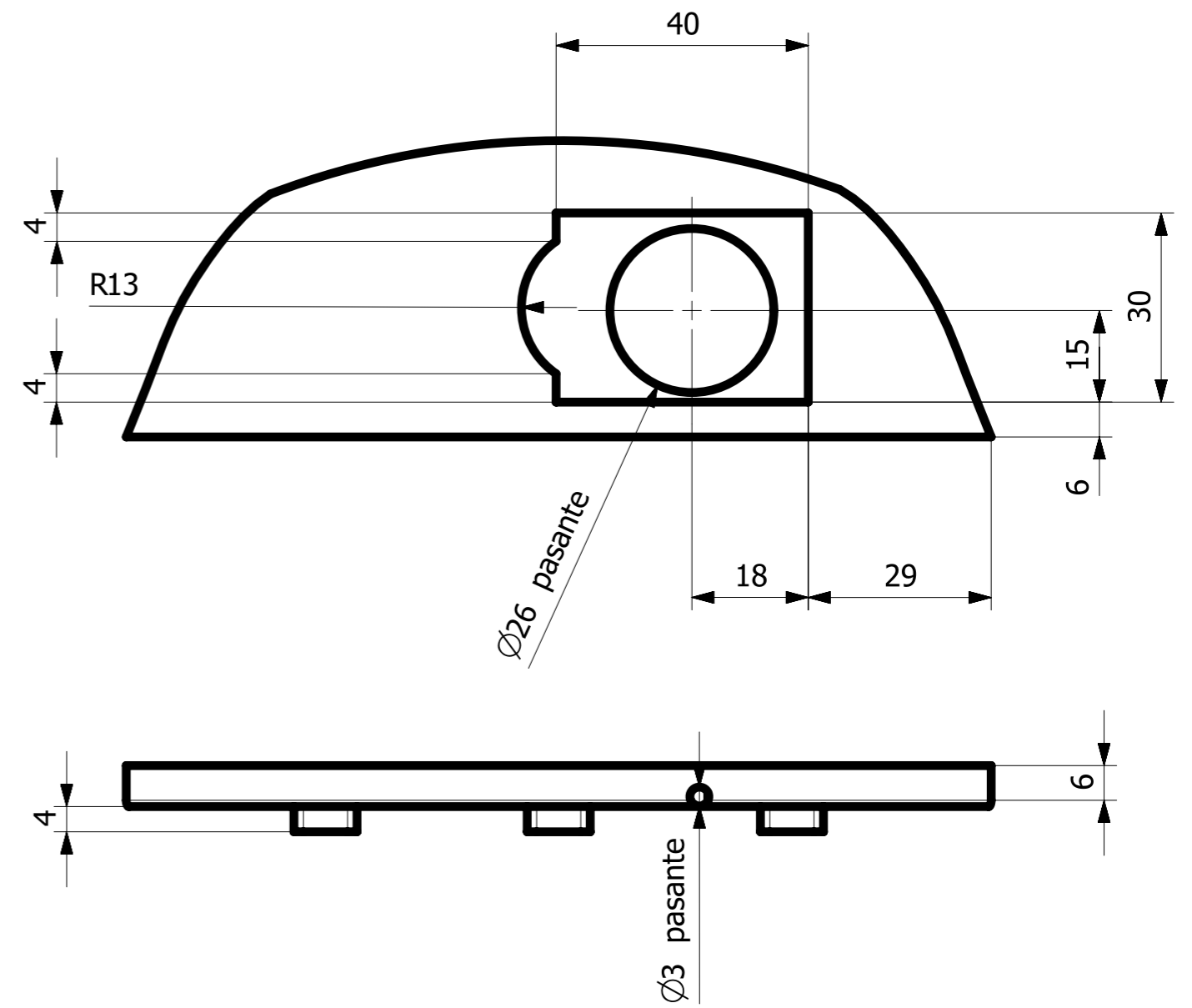
Tolerancia general de ± 0.5


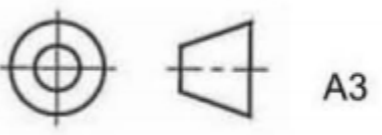
Centro de Ingeniería Avanzada Departamento de Ingeniería Mecatrónica Órtesis de Tobillo		Rev: A	Escala: 1:1
		Fecha: 08/04/2018	Acot: mm
		Dibujo: MCC y GACZ	Cantidad: 1
		Revisó: SCC	Material: Aluminio 6061
Título: Plantilla delantera inferior izquierda		PAPIIT IT 102014	
		Dib. No. : ORT-CAD-111	

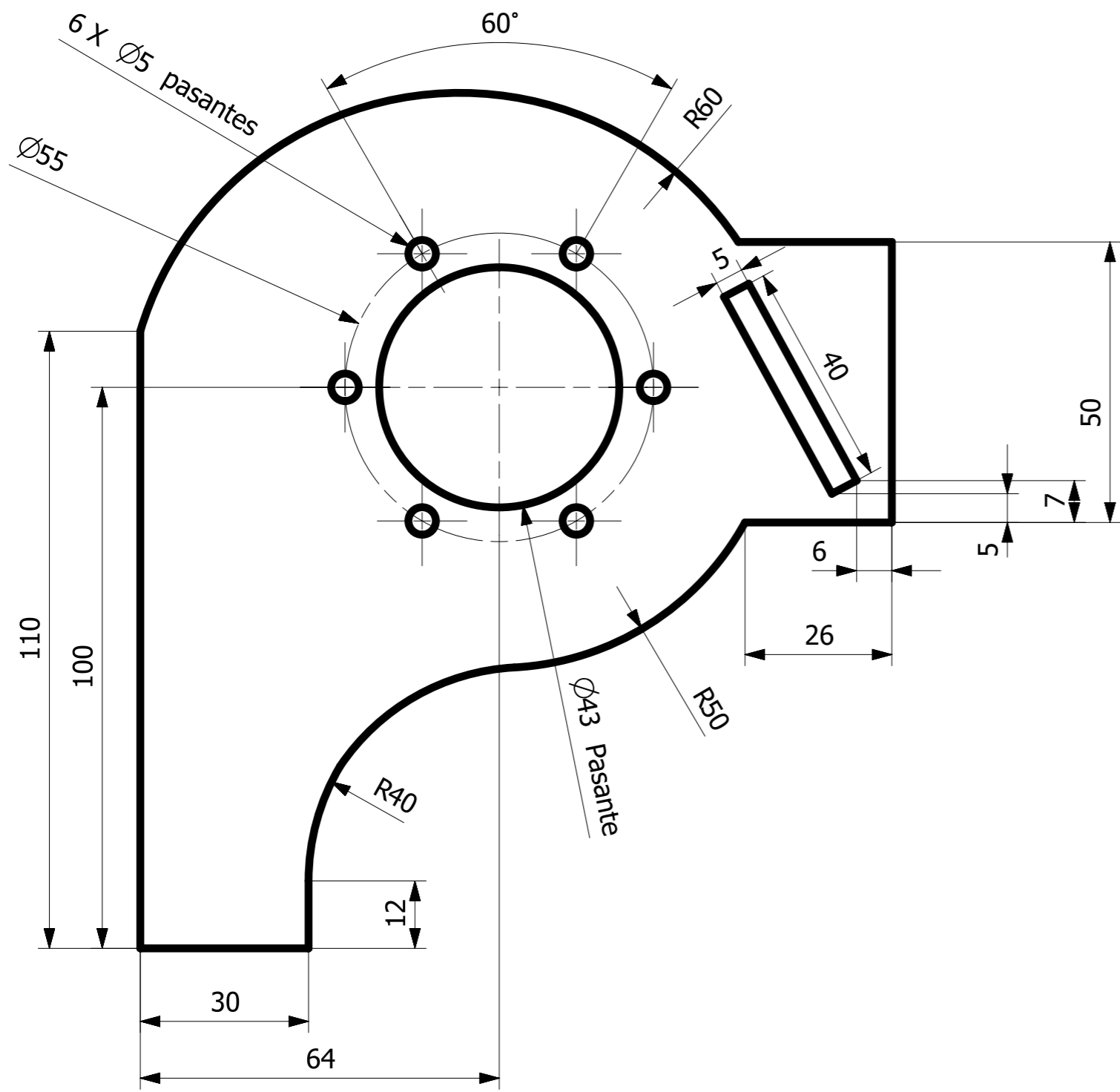


SECTION A-A

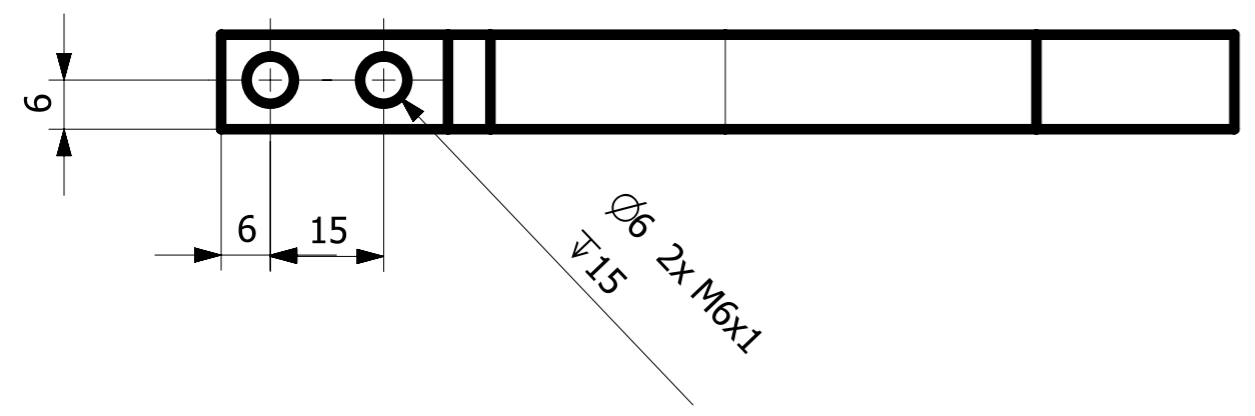
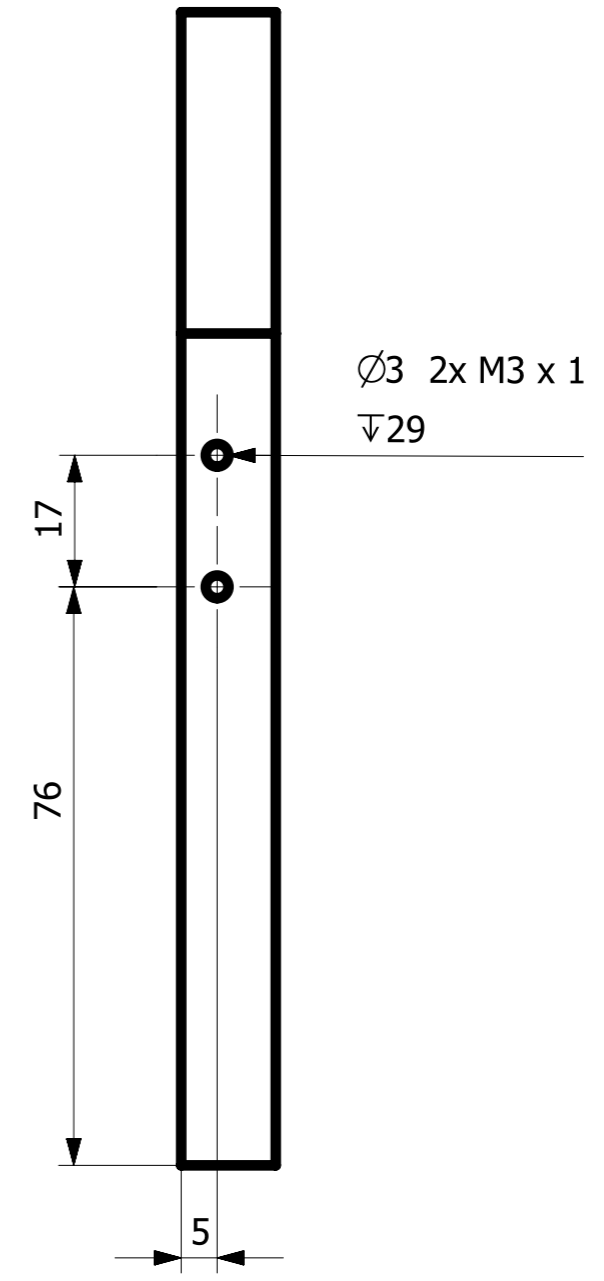
Tolerancia general de ± 0.5


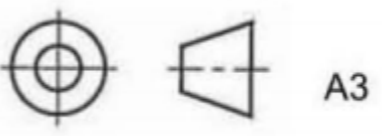


Centro de Ingeniería Avanzada Departamento de Ingeniería Mecatrónica Órtesis de Tobillo		Rev: A	Escala: 1:1
		Fecha: 08/04/18	Acot: mm
		Dibujo: MCC y GACZ	Cantidad: 1
	Titulo: Plantilla delantera superior izquierda	Revisó: SCC	Material: ABS
		PAPIIT IT 102014	
		Dib. No. : ORT-CAD-112	

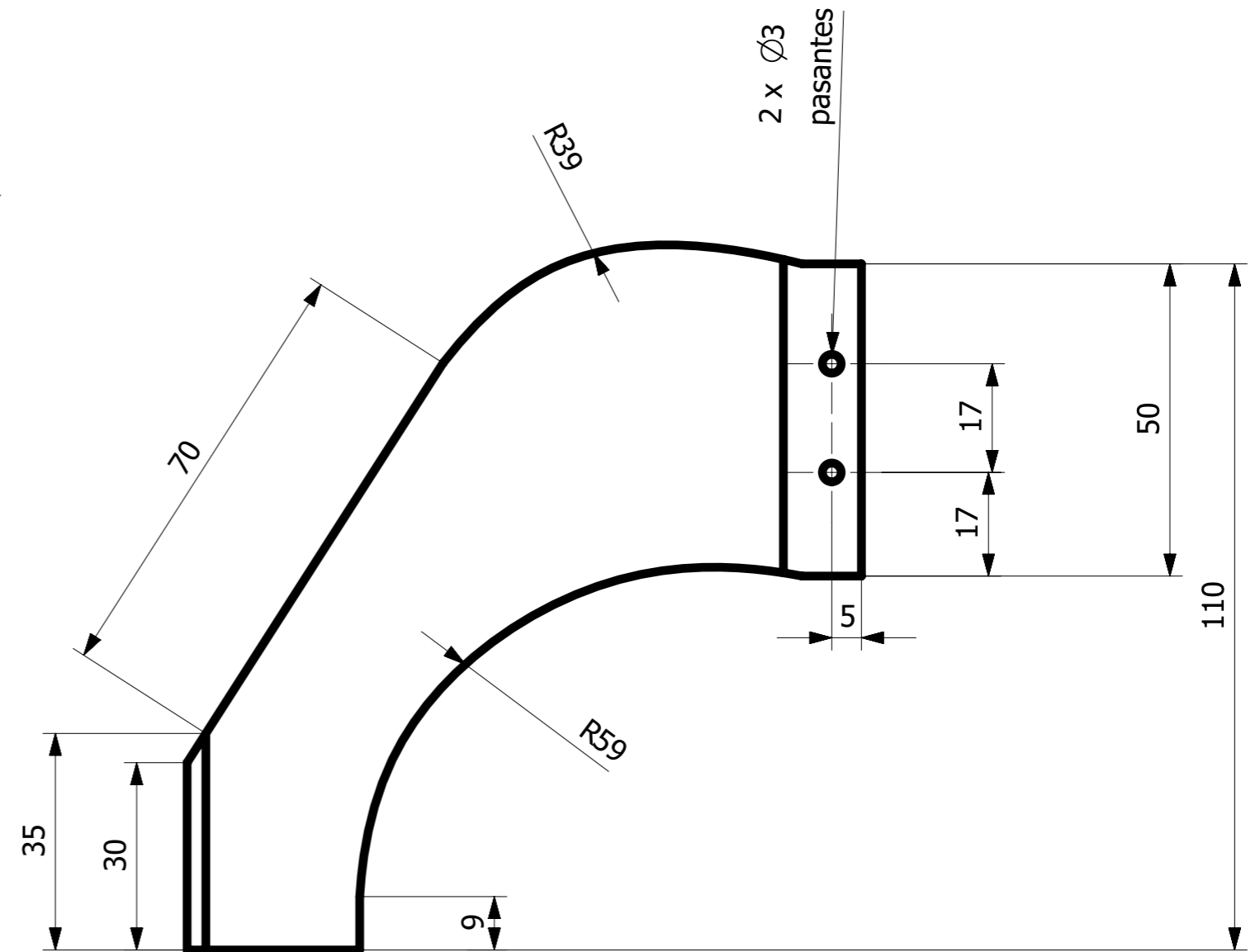
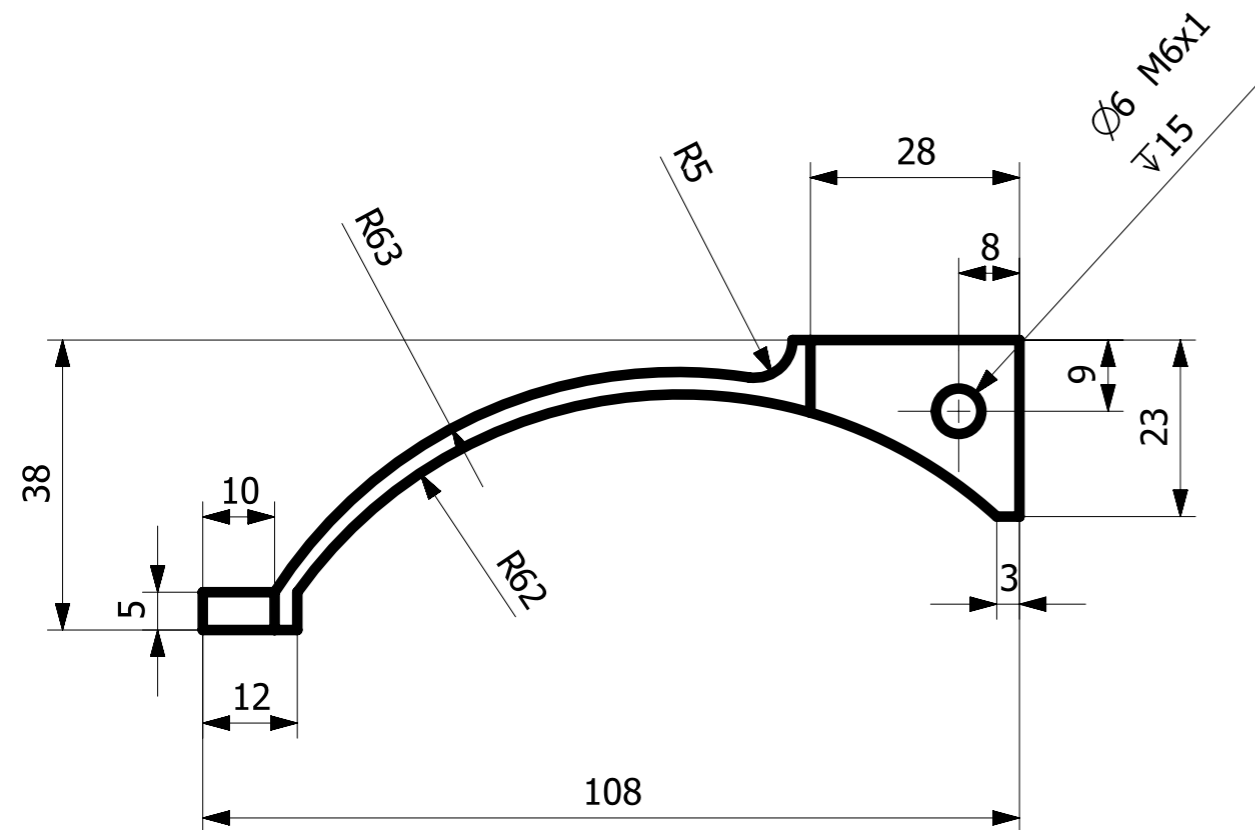



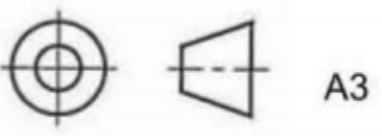
Tolerancia general de ± 0.5



Centro de Ingeniería Avanzada Departamento de Ingeniería Mecatrónica Órtesis de Tobillo		Rev: A	Escala: 1:1
		Fecha: 08/04/2018	Acot: mm
		Dibujo: MCC y GACZ	Cantidad: 1
		Revisó: SCC	Material: Aluminio 6061
Título: Soporte de tobillo izquierdo		PAPIIT IT 102014	Dib. No. : ORT-CAD-113
			

Tolerancia general de ± 0.5



Centro de Ingeniería Avanzada Departamento de Ingeniería Mecatrónica Órtesis de Tobillo		Rev: A	Escala: 1:1
		Fecha: 08/04/2018	Acot: mm
		Dibujo: MCC y GACZ	Cantidad: 1
 CENTRO de INGENIERIA AVANZADA	Titulo: Soporte de talón izquierdo	Revisó: SCC	Material: Aluminio 6061
		PAPIIT IT 102014	
 A3		Dib. No. : ORT-CAD-114	