



**Universidad Nacional Autónoma
de México**

Facultad de Ingeniería

**Diseño Mecánico de un
Exoesqueleto de cadera y rodilla.**

TESIS
QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERO MECATRÓNICO

PRESENTAN
LUNA JURADO MARTÍN MIGUEL
RODRÍGUEZ LÓPEZ CARLOS ANDRÉS

TUTOR
M.I. SERAFIN CASTAÑEDA CEDEÑO

México D.F

Marzo 2015



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.

Éste gran logro que acontece en mi vida se lo dedico a mi familia, que sin su apoyo esto no habría sido posible, a mi madre, quien desde pequeño sin importar cuan cansada o problemas tuviese, me ayudó a salir adelante y a formarme como la persona que hoy soy. Me enseñó a nunca rendirme y demostrar que se puede lograr cualquier cosa que uno mismo se proponga. He aquí el resultado, solo me queda agradecerle tu cariño, entendimiento, tus sabios consejos, tu confianza, tu apoyo y sobre todo tu amistad.

A mi padre por su apoyo a lo largo de mi vida y luchar por brindarme siempre lo mejor. Por enseñarme a valorar lo que se tiene, y esforzarse por conseguir lo que uno anhela, por demostrarme el valor de la responsabilidad, además de proporcionarme sus conocimientos que ha adquirido con la experiencia así como sus consejos (“Hagas lo que hagas, siempre sé el mejor”) y por enseñarme a ganarme todo con esfuerzo y dedicación.

A mi hermano que siempre me ha dado excelentes consejos cuando más lo necesito, siempre ha estado ahí en el momento preciso, me enseñó a ser realista, fuerte y valerme por mi mismo, y por ello se ha convertido en mi ejemplo a seguir con esa astucia y fuerza que lo caracteriza.

A la Facultad de Ingeniería, así como sus profesores que la constituyen. A mi universidad “Universidad Nacional Autónoma de México” que me hizo crecer mucho como persona y a ver la vida desde una perspectiva diferente, llevo tatuado su nombre y demostraré lo mejor que tengo para hacer crecer ese renombre que ya tiene.

A mis amigos y familiares que siempre me han apoyado, muchos de ellos han dejado algo valioso en mí, a mi asesor de tesis M.I Serafín Castañeda que me brindó la oportunidad de laborar con él y su grupo de trabajo, por la confianza que depositó en mí y por su gran apoyo, que sin éste no habría sido posible realizar el presente trabajo.

Y para finalizar, a mi colega, amigo y hermano Andrés Rodríguez coautor de este trabajo, por todos los ratos agradables a pesar de tener mil proyectos en encima, siempre tenías algo bueno que contar para amenizar la situación. Por esa coordinación en nuestra manera de trabajar que muchos se preguntan y quizás lleguen a envidiar, entregando excelentes resultados. Éste es solo uno peldaño, un logro, fruto de un gran esfuerzo, tenemos que seguir adelante, conseguir eso que parece ser imposible y demostrar de lo que somos capaces, el momento ha llegado.

“El que no lucha por lo que quiere, no merece lo que desea”

Luna Jurado Martín Miguel.

Este que es uno de los logros más importantes de mi vida, hasta el día de hoy, se lo dedico a mi madre que me ha dado todo lo que en sus manos ha sido posible para hacerme una persona íntegra y de bien. Toda su lucha ha tenido una recompensa, su tenacidad ante todas las adversidades de la vida, me han enseñado que nunca debo bajar la cara, sino seguir luchando por nuevos retos y triunfar en todos los ámbitos. Gracias por todo tu amor y cariño.

A mi padre, por darme esos consejos especiales en el momento indicado que siempre me han abierto camino, y a todo su esfuerzo por proveerme de todo lo necesario para alcanzar mis metas, así como llevarme a todos esos lados que cambiaron mi perspectiva de la vida (museos, ruinas arqueológicas, estadios de futbol etc.)

A Grisel por apoyarme siempre, por tu cariño y amor incondicional, por soportar todas las veces que he tenido que estar lejos de ti para alcanzar todos mis logros y a la familia Lorenzo Galván por apoyarme siempre y hacerme parte de su familia.

A todas esas personas que han estado presentes a lo largo de mi vida y que han creído en mí, a mis amigos y profesores que me han marcado, sacando lo mejor de mí. En especial a mi asesor de tesis, profesor y amigo M.I Serafín Castañeda que me dio la oportunidad de trabajar a su lado, todo su apoyo fue fundamental para la conclusión de este trabajo.

A mi alma mater “Universidad Nacional Autónoma de México” por esa educación de calidad que siempre me diste, siempre estaré orgulloso de haber pertenecido a esta gran institución y siempre pondré en alto tu nombre a cualquier lugar que valla.

Y para finalizar a mi colega, amigo y hermano Martín Luna coautor de este trabajo, por darme asilo en tu casa en esas noches de trabajos extenuantes durante nuestra carrera, por invitarme a comer cuando moríamos de hambre después de días de no dormir, por darme un aventón siempre que podías y por siempre ser un complemento el uno del otro y entregar excelentes resultados. Gracias por tu amistad. Este es nuestro momento hay que disfrutarlo y seguir adelante hasta lograr eso que siempre hemos anhelado.

“Nunca digas tus sueños, demuéstalos”

Carlos Andrés Rodríguez López

Contenido

INTRODUCCIÓN.....	6
OBJETIVO.....	9
CAPÍTULO 1. ANTECEDENTES.	10
1.1 LESIONES MEDULARES	11
1.1.1 Estadísticas.	11
1.1.2 Descripción anatómica.	13
1.1.3 Lesiones de medula espinal.	17
1.1.4 Cuadro clínico del lesionado medular nivel de T5.	20
1.2 CICLO DE LA MARCHA HUMANA.	21
1.2.1 Miembro Inferior.	23
1.2.2 Cadera.	23
1.2.3 Rodilla.	24
1.3 ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LA MARCHA.	24
1.3.1 Subdivisión del ciclo de la marcha.	24
1.4 ESTADO DEL ARTE.	31
1.4.1 ReWalk.	32
1.4.2 Ekso Bionics.	33
1.4.3 Rex Bionics.....	35
CAPÍTULO 2.DISEÑO CONCEPTUAL.	37
2.1 REQUERIMIENTOS.	37
2.2 ESPECIFICACIONES.....	39
2.3 ANÁLISIS FUNCIONAL.	42
2.4 CONSIDERACIONES DEL CONCEPTO.....	43
2.5 DESCRIPCIÓN DEL CONCEPTO.....	45
2.6 DISEÑO DE CONFIGURACIÓN.....	51
CAPÍTULO 3. DISEÑO MECÁNICO.....	55
3.1 DISEÑO DE DETALLE.	58
3.1.1 Selección de materiales.....	59
3.1.2 Diseño del eje.	74
3.1.3 Selección del rodamiento radial.....	83
3.1.4 Selección del rodamiento axial.	87
3.1.5 Dibujos de trabajo.....	89

CAPÍTULO 4. SIMULACIONES Y RESULTADOS	93
4.1 SIMULACIÓN DE MOVIMIENTO.....	93
<i>4.1.1 Prueba de marcha.</i>	<i>93</i>
<i>4.1.2 Prueba de levantarse de una silla.</i>	<i>94</i>
4.2 SIMULACIÓN DE ELEMENTO FINITO.....	96
<i>4.2.1 Simulaciones en cadera.</i>	<i>97</i>
<i>4.2.2 Simulaciones en los eslabones femorales y tibiales.</i>	<i>101</i>
<i>4.2.3 Simulaciones en rodilla.</i>	<i>108</i>
<i>4.2.4 Simulaciones en los soportes femorales y tibiales.</i>	<i>111</i>
4.3 ANÁLISIS SOBRE LAS SIMULACIONES.....	114
<i>4.3.1 Esfuerzos en las piezas.....</i>	<i>114</i>
<i>4.3.2 Desplazamiento de las piezas.....</i>	<i>118</i>
<i>4.3.3 Factor de seguridad.....</i>	<i>121</i>
CONCLUSIONES.....	123
TRABAJO A FUTURO.....	126
REFERENCIAS.....	129
ANEXOS.....	133
MATRIZ QFD.....	133
<i>A-1.....</i>	<i>133</i>
CÁLCULO DE RODAMIENTO.....	134
<i>A-2.....</i>	<i>134</i>
CÁLCULO DEL EJE.....	135
<i>A-3.....</i>	<i>135</i>
CÉDULA ANTROPOMÉTRICA DEL USUARIO.....	137
<i>A-4.....</i>	<i>137</i>
SIMULACIONES DE ELEMENTO FINITO.....	139
<i>A-5.....</i>	<i>139</i>
COMPARATIVA DE MATERIALES.....	151
<i>A-6.....</i>	<i>151</i>
PLANOS.....	152
<i>A-7.....</i>	<i>152</i>

INTRODUCCIÓN

El desarrollo de productos mecatrónicos en la actualidad es muy amplio en casi todos los campos del conocimiento. Siendo la salud uno de los más beneficiados, debido a que esta tendencia impulsa el desarrollo de dispositivos y herramientas necesarias, que facilitan el trabajo médico y la recuperación de los lesionados medulares. Este trabajo está enfocado al desarrollo de un dispositivo que busca mejorar la calidad de vida de las personas que sufren algún tipo de lesión medular, como lo es un exoesqueleto de cadera y rodilla.

Un exoesqueleto es, básicamente un sistema mecánico activo para ser usado sobre el cuerpo humano a manera de prenda de vestir, tal y como lo describe el término inglés “wearable robots”, que sirve de tres maneras principales [1]:

- Como apoyo.
- Para asistir los movimientos del cuerpo humano.
- Aumentar las capacidades del cuerpo humano.

Con lo descrito anteriormente, la idea de los exoesqueletos surgió debido a la necesidad de tener capacidades físicas mayores a las de un ser humano convencional, enfocado a aplicaciones militares principalmente. Estos dispositivos pueden ser pasivos o activos, es decir, que contengan o no actuadores para dar movimiento y por lo tanto pueden o no necesitar un sistema de control asociado al accionamiento de dichos actuadores.

Posteriormente fue enfocado a aplicaciones en medicina, principalmente en rehabilitación. Estas dos tendencias se han conservado en los últimos años, con más avance en tecnología, que han permitido ayudar a más personas a nivel mundial, existen empresas que están desarrollando prototipos, y también universidades en todo el mundo que están al pendiente del avance de este tipo de dispositivos.

Los exoesqueletos que se utilizan para recuperar alguna capacidad de movimiento perdida, se llaman órtesis activas. Las órtesis activas presentan una

aplicación particular de los exoesqueletos, las cuales consisten en un mecanismo estructural externo acoplado a la persona, cuyas juntas y eslabones corresponden a las de la parte del cuerpo humano que emula. Su principal característica es que el contacto entre el usuario y el exoesqueleto permite transferir potencia mecánica y señales de información [2]. La mayoría de los exoesqueletos se han desarrollado para aplicaciones en la salud, se adaptan al cuerpo con sistemas inteligentes de procesamiento y sensado para la toma de decisiones, en la ejecución, función por medio de los actuadores, con el fin de realizar una tarea previamente definida o resuelta en tiempo real.

Para el correcto diseño de este tipo de dispositivos, es imperante la ayuda de distintas disciplinas como lo son la mecánica, la electrónica, el control y la medicina. En medicina se encuentran las principales enfermedades que se pretende corregir con estos dispositivos como: lesión medular, paraplejia, entre otras. Pero existe una restricción en el uso actual de los exoesqueletos ya que los usuarios que los utilicen, deben de tener sano su sistema cardiovascular, y tener fuerza tanto en torso y brazos para poder manipular los controles de movimiento de los exoesqueletos, que principalmente son joysticks o botones ubicados en asistentes de la marcha, como son andaderas, bastones o muletas.

El presente trabajo está centrado en el área médica, especialmente en personas con lesión medular torácica nivel 5.

La tecnología actual es costosa ya que apenas se está popularizando el uso de los exoesqueletos de miembro inferior a nivel mundial, los prototipos que actualmente están en el mercado cuestan alrededor de 150,000 dólares cada uno, por ejemplo el exoesqueleto Ekso Bionics cuesta actualmente 130,000 dólares [3]; o en algunos casos como el HAL 5, se puede rentar el dispositivo por 1,300 dólares al mes y se incluye el mantenimiento [4]. Se espera que en los próximos años el costo baje considerablemente si se utilizan nuevos materiales que cumplan los objetivos de diseño, así como los de producción.

Pero todo va ligado al buen diseño mecánico y de control, que es en lo que más se está trabajando a nivel mundial. Existen aún muchas restricciones en

cuanto al uso de los exoesqueletos, sin embargo se debe seguir trabajando para lograr avances significativos, que permitan que más personas, con diferentes problemas físicos, puedan utilizar este tipo de dispositivos.

OBJETIVO

El principal objetivo es lograr el diseño de detalle y simulación de movimiento de un sistema mecánico no invasivo capaz de cumplir las funciones principales de un exoesqueleto, es decir, que sirva como apoyo, que asista los movimientos y que aumente las capacidades de cadera y rodilla con el fin general de asistir la marcha de personas con lesión medular torácica nivel 5.

Teniendo como resultados simulaciones de análisis de movimiento mecánico para comprobar la correcta interacción de todas las piezas del sistema, así como de análisis de elemento finito para validar las dimensiones, la forma de la estructura y el material propuesto. Las bases del proyecto son:

- Documentación, análisis de la cinemática y dinámica de la marcha humana, siendo el modelo a desarrollar capaz de adaptarse a las características anatómicas y fisiológicas del usuario.
- Resultados a partir de las tres primeras etapas del proceso de diseño, las cuales son: identificación de la necesidad, diseño conceptual y diseño de detalle.
- Continuación del proyecto denominado “IT102014-3 Exoesqueleto de miembro inferior para pacientes con paraplejia” del Departamento de Ingeniería Mecatrónica, de la Universidad Nacional Autónoma de México.

CAPÍTULO 1. ANTECEDENTES.

El primer antecedente que se tiene de un exoesqueleto, es el Hardiman (Human Augmentation Research and Development Investigation) (Figura 1)

Desarrollado por General Electric en el año de 1965 y financiado por el Departamento de Defensa de los Estados Unidos. Este primer prototipo tuvo como objetivo principal aumentar la fuerza humana, sin embargo, el avance en la tecnología de aquella época hizo que el prototipo desarrollado haya sido de dimensiones grandes, además que las computadoras eran lentas para ejecutar el tipo de control necesario para este tipo de dispositivos. La principal especificación que pretendía el diseño era poder permitir al usuario cargar hasta 682 [kg]. Sin embargo hacia 1970 el proyecto no tuvo éxito ya que sólo se había hecho un brazo que únicamente podía cargar [341 kg] pero pesaba tres cuartos de tonelada, culminando con el proyecto ese mismo año [4].



Figura 1. *Exoesqueleto Hardiman.* [2]

Actualmente se pueden ver claramente tres líneas de tendencias en el desarrollo de exoesqueletos:

- Exoesqueletos militares.
- Exoesqueletos para aumentar las capacidades humanas.

- Exoesqueletos para aplicaciones médicas.

La última línea de tendencia muestra que el diseño de este tipo de exoesqueletos va ligado a enfermedades de la médula espinal. La principal función de la médula espinal es de transmitir los impulsos nerviosos desde el cerebro hacia todo el cuerpo y desde los órganos del cuerpo hacia el cerebro.

1.1 LESIONES MEDULARES

La capacidad de moverse es una de las actividades básicas de la vida cotidiana que reflejan la interacción del organismo humano con el entorno. Las personas con alguna discapacidad para desplazarse o moverse presentan características muy distintas a la de una persona normal, estas discapacidades se deben principalmente a lesiones medulares.

La lesión de médula espinal, también llamada mielopatía o lesión medular, aparece cuando se altera la médula espinal, provocando una pérdida de sensibilidad y/o de movilidad.

1.1.1 Estadísticas.

En México, las dificultades para desplazarse o moverse son más frecuentes entre las personas de 60 años y más, ya que 71.4% de los adultos mayores con discapacidad declararon tenerlas, le siguen los adultos (30 a 59 años) con 54.5%, mientras que en los menores de 30 años (jóvenes de 15 a 29 años y niños de 0 a 14 años) la proporción disminuye conforme se reduce la edad [5].

Porcentaje de población con discapacidad por tipo de discapacidad, 2010

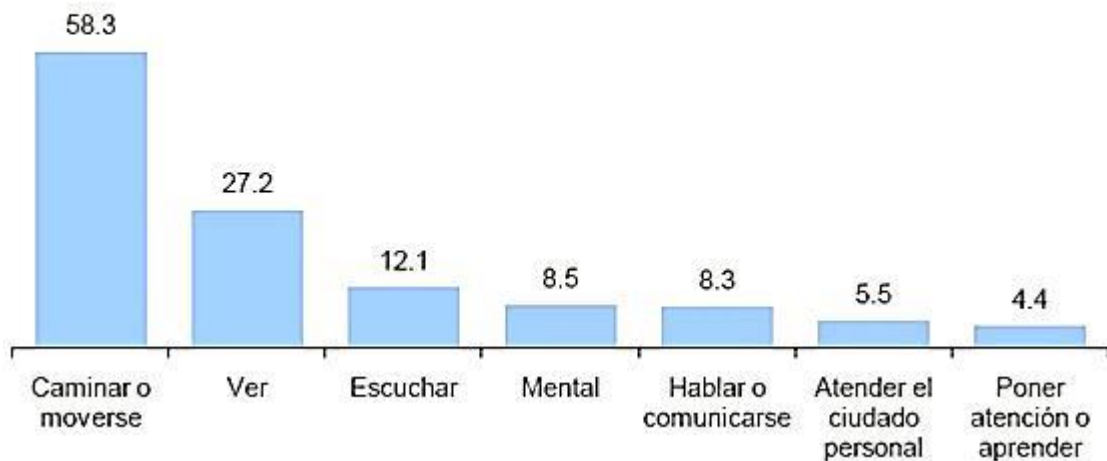


Figura 2. Gráfica de tipo de discapacidad en México [5].

De acuerdo con la Figura 2, la principal consecuencia en nuestro país es la de no poder caminar o moverse. Ahora bien, en la Figura 3 se muestra que más del 60% de las causas de este tipo de discapacidad motriz son por enfermedades y accidentes.

Distribución porcentual de las limitaciones de la población, por sexo según causa de discapacidad, 2010

Causa de discapacidad	Total	Sexo	
		Hombres	Mujeres
Total	100.0	100.0	100.0
Nacimiento	6.7	7.8	5.9
Enfermedad	42.9	40.4	44.9
Accidente	18.7	23.8	14.5
Edad avanzada	25.5	22.2	28.2
Otra causa	4.7	4.2	5.1

Figura 3. Gráfica de causa de discapacidad en México [5].

Específicamente en México no existen estudios sobre la frecuencia y prevalencia de la lesión medular como causa de discapacidad motriz, sin embargo, se estima que hay

una incidencia de 18.1 habitantes por millón cada año, y que sucede más en hombres que en mujeres, en edad productiva, es decir, entre los 16 y 35 años de edad.

El 52% de las lesiones medulares ocasionan paraplejia, mientras que 47% resultando en cuadriplejia. Por desgracia, sólo 0.9% de las lesiones medulares experimentan una recuperación total y, si bien es posible una mejoría neurológica local, la lesión completa no presenta una recuperación distal motora, la lesión medular es un problema que afecta sobre todo a la población en edad laboral, por lo tanto, sus repercusiones rebasan el ámbito familiar, como lo demuestra el 63% de desempleo entre los lesionados medulares a 8 años después de su lesión. El principal problema radica, en que la lesión medular es irreversible para casi la totalidad de sus víctimas y los tratamientos existentes sólo consisten en la asistencia y la estabilización de la médula espinal [7].

En el 2010 se emprendió un proyecto denominado Órtesis activa de miembro inferior en el Departamento de Ingeniería Mecatrónica de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional Autónoma de México y asesoría del Instituto Nacional de Rehabilitación, con patrocinio del Programa de Apoyos a Proyectos de Investigación e Innovación Tecnológica (PAPIIT), sus principales objetivos fueron asistir el proceso de caminata -bajo ciertas condiciones controladas- a un grupo de usuarios con parálisis en los miembros inferiores debido a lesiones medulares.

1.1.2 Descripción anatómica.

La lesión medular se produce al alterarse la anatomía normal, funcionamiento de la médula espinal y está íntimamente relacionada con la columna vertebral. Se describirá brevemente la anatomía normal tanto de la columna vertebral como de la médula espinal.

Columna Vertebral.

Está formada por 26 huesos de tipo irregular entre sí, de tal forma que dan lugar a una estructura curvada y flexible. Constituye el apoyo del tronco y se extiende desde el cráneo al que sujeta, hasta su punto de anclaje en la pelvis, en donde trasmite el peso

del tronco a los miembros inferiores. Recorriendo su cavidad central, está la médula espinal, a la que rodea y protege, además, la columna es el punto de anclaje de las costillas y los músculos de las espaldas.

La columna, no podría mantenerse en posición erecta por sí misma; en la columna vertebral, los ligamentos y los músculos del tronco son los que llevan a cabo esta misión de soporte. Los principales ligamentos son: el ligamento vertebral común anterior y el ligamento vertebral común posterior, que recorren en forma de banda continua la cara anterior y posterior de los cuerpos vertebrales entre el cráneo y el sacro. Además hay otros ligamentos más pequeños que unen una vértebra con la que tienen inmediatamente por encima y por debajo.

La columna mide unos 70 [cm] de largo en el adulto medio y tiene 5 divisiones principales:

- Cervicales: Formadas por las 7 vértebras cervicales.
- Dorsal (Torácica):12 vértebras dorsales.
- Lumbar: 5 vértebras lumbares.
- Sacro: Se articula con la pelvis. Formado por la fusión de 5 vértebras sacras.
- Coxis: Fusión de las vértebras coxígeas, habitualmente 4.

La columna tiene una serie de curvaturas fisiológicas en el plano sagital:

- Lordosis Cervical.
- Cifosis Dorsal.
- Lordosis Lumbar.

Estas curvas le dan a la columna su forma de S itálica, lo que aumenta la resistencia y flexibilidad de la columna haciéndola funcionar más como un muelle que como una barra rígida [7].

Las vértebras se encuentran separadas entre sí por los discos intervertebrales. Los discos actúan absorbiendo los golpes durante la marcha, el salto y la carrera, permitiendo además, la flexibilidad de la columna a la extensión, la flexión y en menor medida, la lateralización. Son más gruesos a nivel cervical y lumbar, lo que aumenta la flexibilidad de estas zonas.



Figura 4. Columna vertebral [6].

Médula Espinal.

La médula espinal es la parte más inferior del Sistema Nervioso Central (SNC). Nace a partir del bulbo raquídeo, sale por el agujero magno del occipital y se extiende, a lo largo del canal raquídeo de la columna vertebral, hasta la altura de la primera o segunda vértebras lumbares [6]. Está alojada en la cavidad raquídea, protegida por las vértebras y por las meninges, Mide aproximadamente 43 [cm] de largo y 1.8 [cm] de grueso. Constituye una vía de conducción bidireccional de los impulsos nerviosos desde y hacia el cerebro. Es asimismo un centro de reflejos, dado que los reflejos espinales se inician y completan a este nivel.

En el ser humano, salen de la médula 31 pares de nervios espinales que emergen por los agujeros de conjunción entre una vértebra y otra. Al igual que la columna vertebral, la médula también se divide en segmentos, aunque no son visibles a simple vista externamente.

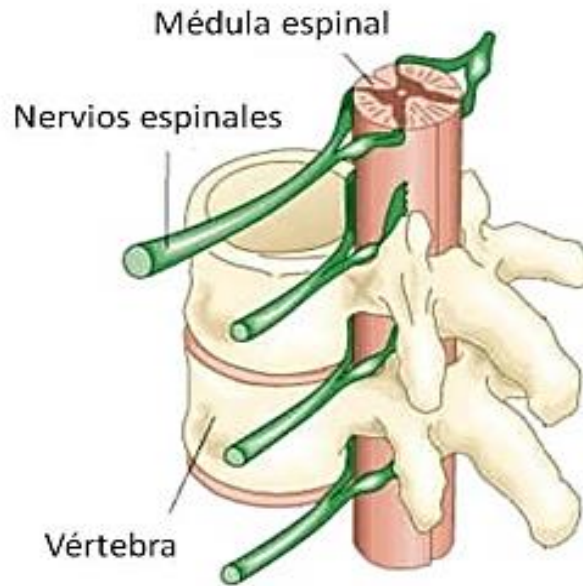


Figura 5. Sección de la médula espinal [6].

Cada segmento medular, llamado metamera está definido por un par de nervios espinales que salen de la médula en cada nivel segmentario y son numeradas según el nivel del que salen. Son ocho los nervios cervicales (C1-C8), doce los dorsales (D1-D12), cinco los lumbares (L1-L5) y cinco los sacrales (S1-S5). El segmento que va de la C5 a la D1 de la médula espinal inervan la extremidad superior, y el segmento que va de la D12 a la S4 inervan a la extremidad inferior; estas dos secciones de la médula tienen la mayor importancia clínica [6].

Los trastornos que afectan a la médula espinal y las raíces nerviosas suelen producir síntomas y signos en las extremidades según los niveles neurológicos específicos afectados. Estos niveles por lo general pueden diagnosticarse clínicamente, dado que cada nivel de lesión tiene su propio patrón característico de distribución nerviosa.

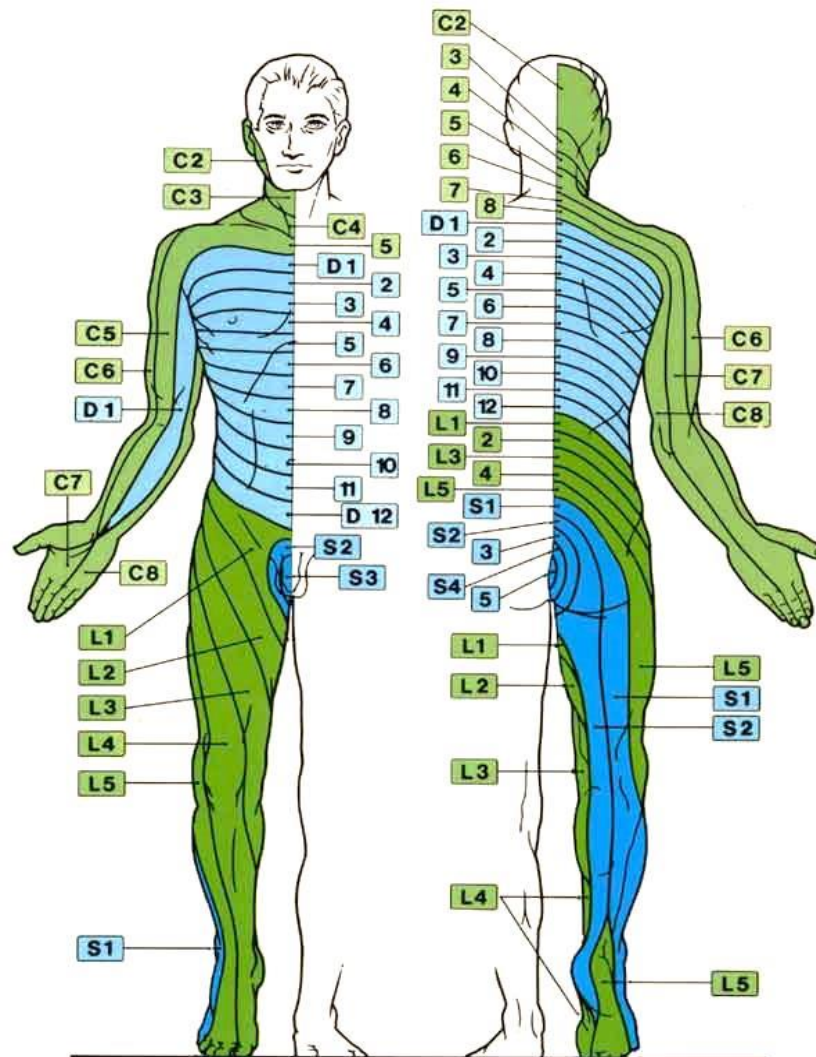


Figura 6. Niveles medulares [6].

Los impulsos que suministran la fuerza motora son transmitidos en la médula espinal a través de los fascículos largos. La interrupción de la raíz nerviosa produce denervación y parálisis de su miotoma, pérdida de la sensación al tacto leve, que se acompaña de pérdida de la sensibilidad al dolor y ausencia de reflejos dependiendo del nivel.

1.1.3 Lesiones de médula espinal.

La lesión medular se produce al alterarse la anatomía normal y funcionamiento de la médula espinal. Ésta es una estructura que junto con el encéfalo forma el Sistema Nervioso Central y se encuentra situada en el canal que forman las vértebras al

apilarse y unirse entre sí para formar la columna vertebral: el canal vertebral [6]. Existen diferentes grados de severidad de la lesión medular de acuerdo con ASIA (American Spinal Injury Association), establece una clasificación de acuerdo a cinco grados determinados por la ausencia o preservación de la función motora y sensitiva, indicando la severidad de dicha lesión y su posible pronóstico [8].

Se presenta a continuación, la Tabla 1 que presenta la relación entre los músculos más importantes del miembro inferior, con el nivel neurológico correspondiente.

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

Tabla 1. Grados de lesión medular [8].

En los grados C y D, la función motora es preservada parcialmente, estos sujetos llamados lesionados medulares incompletos, son capaces de mantener una marcha

patológica con ayuda de soportes externos, como muletas. La investigación y desarrollo de dispositivos ortésicos activos supone una esperanza para esta población de lesionados, de caminar de manera más natural y eficiente [8].

Lesiones en las vértebras torácicas.

Las lesiones en la región torácica generalmente afectan el pecho y las piernas, resultando una paraplejía.

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

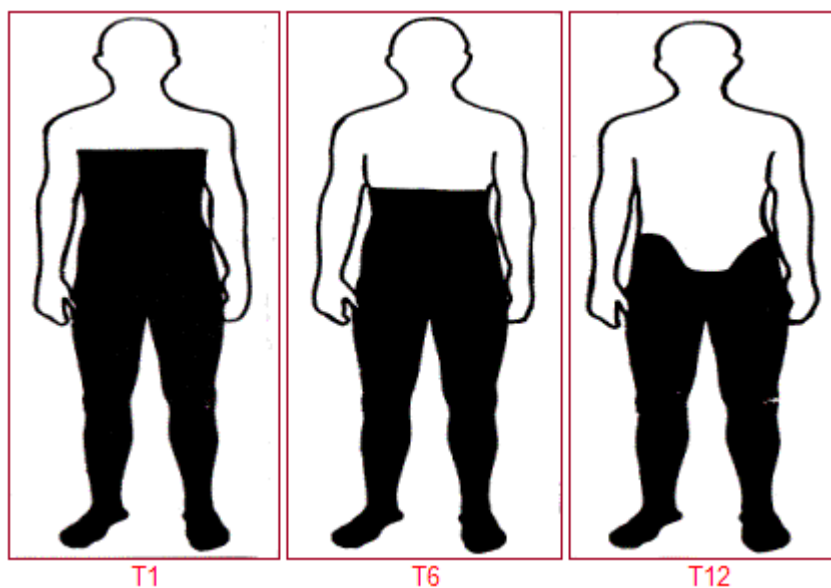


Figura 7. Lesiones en vértebras torácicas [9].

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

Una lesión incompleta es cuando prevalece algo de funciones debajo del nivel primario de la lesión. Una persona con una lesión incompleta puede ser capaz de mover más un miembro que el otro; puede sentir partes del cuerpo que no puede mover, o puede tener más funciones en un lado del cuerpo que en el otro [8].

1.1.4 Cuadro clínico del lesionado medular nivel de T5.

La lesión de daño considerada en el proyecto se situó a nivel 5 torácico (T5). Es de suma importancia considerar el cuadro clínico del usuario, tanto físico como psicológico para determinar características deseables del dispositivo y tener especial cuidado en eliminar factores de riesgo que son muy comunes en el lesionado medular.

El lesionado medular debe recibir atención médica oportuna y tratamientos especializados desde el momento en que sufre una lesión. Una vez que el usuario ha superado la fase aguda (que dura hasta un mes después del periodo postoperatorio), se inicia la fase crónica de cuidados. La etapa crónica se prolonga el resto de su vida del individuo y tiene como objetivos: aumentar la actividad, la tolerancia a la movilidad y promover las actividades de auto-cuidado tanto al lesionado como a su familia para mantener la calidad de vida.

Esta serie de tratamientos son muy importantes pues minimizan las secuelas de la lesión, evitan la aparición de nuevas complicaciones y ayudan a mantener el mayor grado de independencia por parte del usuario. Hay que dedicar especial atención a las posibles complicaciones a las que son susceptibles estos individuos durante la fase crónica y evitar que de alguna manera el dispositivo médico sea el causante de su aparición.

A continuación se mencionan algunos de los padecimientos más frecuentes del lesionado medular en esta etapa.

- Urinarios.
- Intestinales.
- Músculo-esqueléticos.
- Cardiovasculares.
- Piel.
- Sexuales.

- Psicológicos.

Para la reeducación de la marcha, el usuario debe cumplir los siguientes requerimientos:

- Buen equilibrio en bipedestación.
- Buena flexibilidad y elasticidad de tronco.
- Sin limitaciones articulares.
- Circulación sanguínea estable.
- Sin lesiones de aparato locomotor.
- Buena disposición por parte del paciente.

La mayor parte del esfuerzo es realizada por los miembros superiores que soportan el peso del resto del cuerpo, mientras se realiza la marcha asistida por andadera o bastones. Una lesión de nivel T5 permite únicamente una marcha de tipo pendular corta, la cual es lenta e insegura, donde el máximo avance se da a la misma distancia de los bastones o pequeños saltos con andadera [10].

1.2 CICLO DE LA MARCHA HUMANA.

En el libro “Biomecánica de la marcha humana normal y patológica” del Doctor Pedro Vera Luna del instituto de biomecánica de Valencia, se describe la locomoción humana normal como “una serie de movimientos alternantes, rítmicos, de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad” [11].

La marcha humana comienza cuando un pie hace contacto con el suelo y termina con el siguiente contacto del mismo pie.

También se divide al ciclo de la marcha en dos principales componentes: la fase de apoyo (sin embargo existe un apoyo sencillo, el cual se refiere al periodo cuando sólo una pierna está en contacto con el suelo, mientras que el periodo de doble apoyo ocurre cuando ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente) y la fase de balanceo u oscilación. Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto

con el suelo y después esta en fase de balanceo cuando no se encuentra en contacto con el suelo, dichas fases se van alternando de una pierna a la otra durante la marcha.

En relación a la duración del ciclo de marcha, la fase de apoyo constituye, en condiciones normales, a la velocidad espontáneamente adoptada por el sujeto (cadencia libre), alrededor de un 60% del ciclo. Por su parte, la fase de oscilación representa el 40% restante. Debido al retraso en 50% del miembro contrario, se deduce que existen dos fases de apoyo bipodal o de doble apoyo de un 10% de duración cada una. Los periodos de doble apoyo van acortándose progresivamente si la velocidad de la marcha aumenta y desaparece en la transición entre la marcha y la carrera (velocidades mayores a 2.1 [m/s]).

Las principales articulaciones asociadas con la locomoción humana son: cadera, rodilla y tobillo [12]. El movimiento de la cadera combinado con la rotación de la pelvis, permite a los humanos alargar el paso. Durante un ciclo de marcha, el movimiento de la cadera en el plano sagital es esencialmente senoidal, de esta manera, el muslo se mueve de atrás hacia adelante y viceversa, la articulación de la rodilla permite los movimientos de flexión y extensión en la pierna durante la locomoción. Mientras que para el tobillo, los movimientos de flexión se producen cuando el talón regresa al suelo. Hay una segunda flexión durante la fase de balanceo [13].

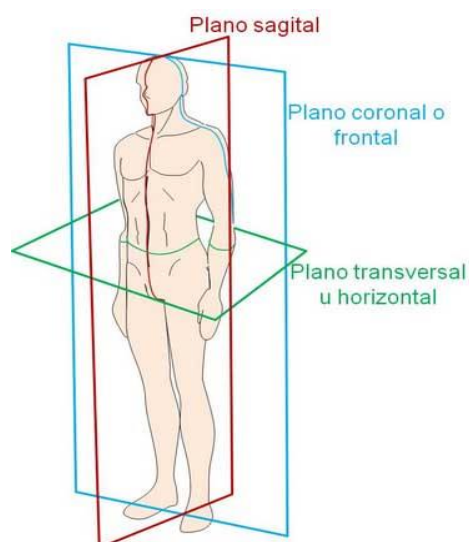


Figura 8. Planos corporales.

1.2.1 Miembro Inferior.

El miembro inferior se modela biomecánicamente a través de una cadena cinemática abierta cuyos eslabones principales son el muslo, la pierna y el pie (aunque éste es un subsistema complejo por sí mismo), y cuyas articulaciones principales son la coxofemoral (cadera), la femorotibial (rodilla), la tibiotarsiana (tobillo) y las que en conjunto permite el movimiento en el pie. Estas articulaciones definen el eje anatómico cadera-rodilla-tobillo que representa a grandes rasgos al miembro inferior [14].

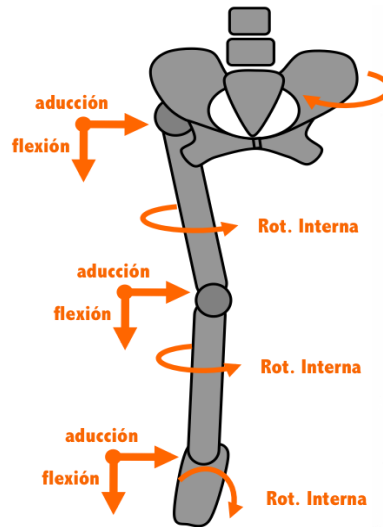


Figura 9. Movimientos Articulares del Miembro Inferior [15].

1.2.2 Cadera.

La articulación de la cadera se puede considerar la más importante durante la marcha humana, ya que debe cumplir con un amplio rango de movimiento, brindando una gran estabilidad al torso, define en gran medida la amplitud de paso y por lo mismo la velocidad.

La cadera se puede resumir como una junta esférica que tiene 3 GDL, los cuales consisten en rotaciones sobre los ejes generados por la intersección de los planos corporales y cuenta con los movimientos siguientes [6]:

- **Flexión-extensión:** Situado en el plano sagital.
- **Abducción-aducción:** Situado en el plano frontal.
- **Rotación interna-externa:** Situada en el plano transversal.

Sin embargo cada uno de estos movimientos tiene limitaciones en los grados que puede girar, esto debido a la geometría, además del propio acondicionamiento físico del cuerpo. Los rangos de los movimientos en promedio, son los siguientes [6]:

- **Flexión-extensión:** -20° a 120° .
- **Abducción-aducción:** -30° a 60° .
- **Rotación longitudinal:** -40° a 60° .

1.2.3 Rodilla.

El conjunto de articulaciones que se conoce como la rodilla es el más complejo del organismo y en el cual la evolución filogenética alcanza su máximo desarrollo. La rodilla es la joya de la evolución articular en nuestro cuerpo, cuenta con dos grados de libertad. Principales [6].

- **Flexión/extensión:** -160° a 0°
- **Rotación longitudinal:** -35° a 45°

A pesar que la articulación presenta sólo dos movimientos aparentes, éstos se presentan en ejes de rotación que se mueven en el espacio, lubricación, protección y absorción de impactos impresionantes. Y funcionalmente debe tener un amplio rango de movilidad y al mismo tiempo tener gran estabilidad tanto para la bipedestación como para la locomoción [6].

1.3 ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LA MARCHA.

1.3.1 Subdivisión del ciclo de la marcha.

Una subdivisión propuesta por Jacqueline Perry (1992), considera dos grandes divisiones que a su vez se subdividen; la primera división es el apoyo subdividido en cinco eventos elementales; y la segunda división es la oscilación formada por otros tres eventos.

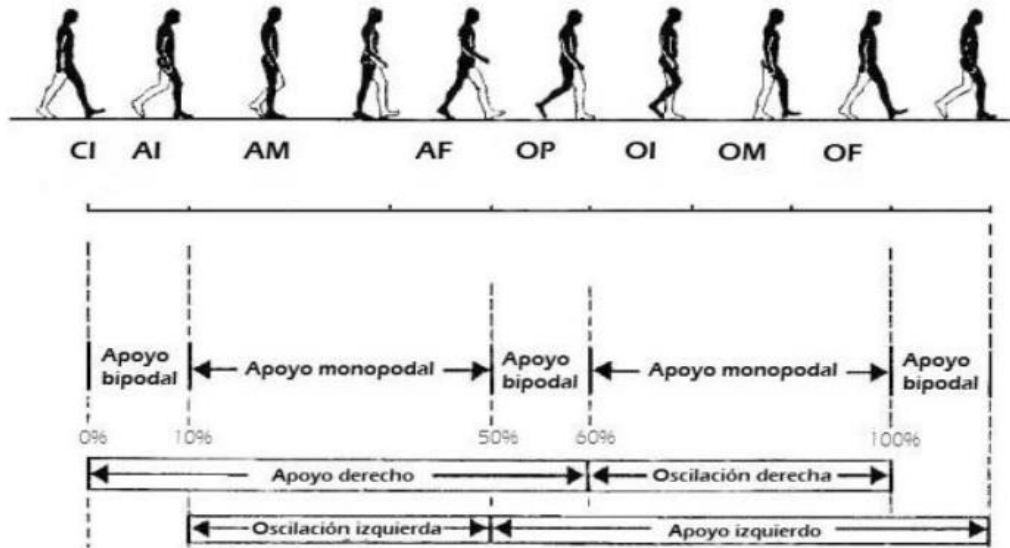


Figura 10. Marcha Humana [6].

En la siguiente tabla se ilustra la duración de cada una de las fases antes representadas.

Fase de apoyo	
Fase de contacto inicial (CI)	0 - 2%
Fase inicial del apoyo o de respuesta a la carga (AI)	2 - 10%
Fase media del apoyo (AM)	10 -30%
Fase final del apoyo (AF)	30 - 50%
Fase previa a la oscilación (OP)	50 - 60%
Fase de oscilación	
Fase inicial de la oscilación (OI)	60 -73%
Fase media de la oscilación (OM)	73 -87%
Fase final de la oscilación (OF)	87-100%

Tabla 2. Fases de la Marcha Humana [6].

Mientras que en el libro “Biomecánica de la marcha humana normal y patológica”, el Dr. Pedro Vera Luna presenta un análisis cinemático muy completo de la marcha humana normal [11]. El análisis cinemático describe los movimientos del cuerpo en conjunto y los movimientos relativos de las partes del cuerpo durante las diferentes fases de la marcha. Las fases del ciclo de marcha, para facilitar su estudio se dividen en subfases como ya se había mencionado anteriormente, la fase de apoyo está dividida en cinco intervalos:

- **Contacto del talón** – Instante en que el talón toca el suelo.
- **Apoyo plantar** - Contacto de la parte anterior del pie con el suelo.
- **Apoyo medio** - Momento en que el trocánter mayor se encuentra alineado verticalmente con el centro del pie, visto desde el plano sagital.
- **Elevación del talón** - Instante en el que el talón se eleva del suelo.
- **Despegue del pie** - Momento en el que los dedos se elevan del suelo.

Mientras que la fase de balanceo se divide en tres intervalos:

- **Aceleración** - Se caracteriza por la rápida aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después que los dedos dejan el suelo.
- **Balanceo medio** - La pierna en movimiento rebasa a la pierna de apoyo como un péndulo.
- **Desaceleración** - La pierna desacelera al acercarse al final del intervalo.

Una característica que da a conocer el Instituto de Biomecánica de Valencia, es la velocidad normal, la cual es de 100 a 115 pasos por minuto. Estas divisiones son dadas para poder comprender con mayor facilidad el siguiente análisis cinemático el cual está dividido en tres intervalos, en los cuales se describe cómo actúan el tobillo, rodilla y cadera en el plano sagital para cada una de las fases.

INTERVALO 1.

Rodilla.

- Inmediatamente antes del contacto del talón con el suelo: La articulación de la rodilla se encuentra en completa extensión.
- Simultáneamente con el contacto del talón con el suelo: La articulación de la rodilla comienza a flexionarse y continúa hasta que la planta del pie esté plana en el suelo.
- Inmediatamente después de haber alcanzado la posición plana del pie: La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 20° de flexión y comienza a extenderse.
- En el apoyo medio: La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 10° de flexión y continúa extendiéndose.

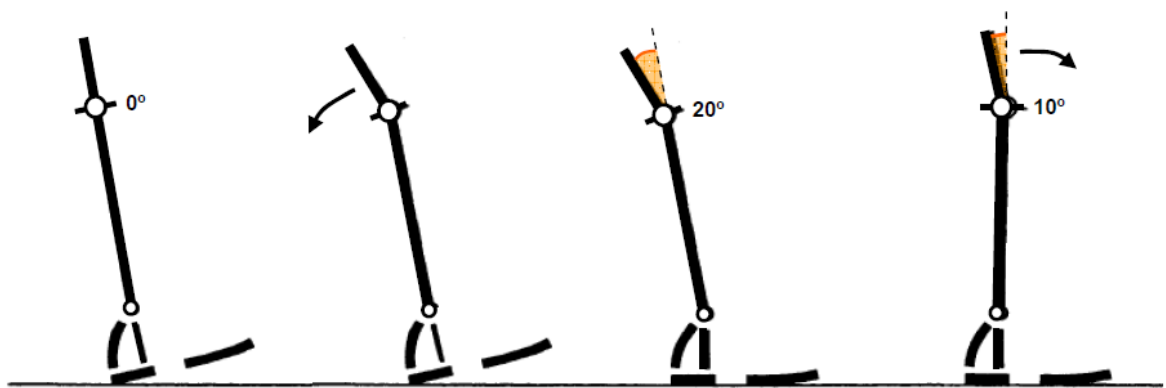


Figura 11. Rodilla-Tobillo [11].

Cadera.

- Simultáneamente con el contacto del talón con el suelo: La cadera está aproximadamente a 30° de flexión.
- Inmediatamente después del contacto del talón con el suelo: La articulación de la cadera comienza a extenderse.
- En la posición del pie plano en el suelo: El ángulo de flexión disminuye alrededor de 20° .

- Entre el pie plano y el apoyo medio: La articulación de la cadera se mueve a su posición neutral (0°).

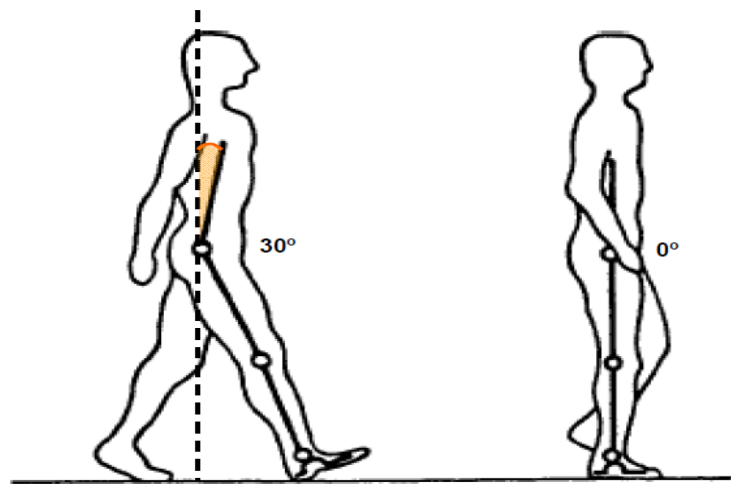


Figura 12. Movimiento Cadera [11].

INTERVALO 2.

Movimiento de las articulaciones en el plano sagital entre el apoyo medio y despegue del pie del suelo.

Rodilla.

- En el apoyo medio: La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 10° de flexión y continúa extendiéndose.
- Inmediatamente antes de que el talón pierda contacto con el suelo: La rodilla está a 4° de la extensión completa.
- Entre el despegue del talón y el de los dedos: La articulación de la rodilla se mueve de una extensión casi completa a 40° de flexión.

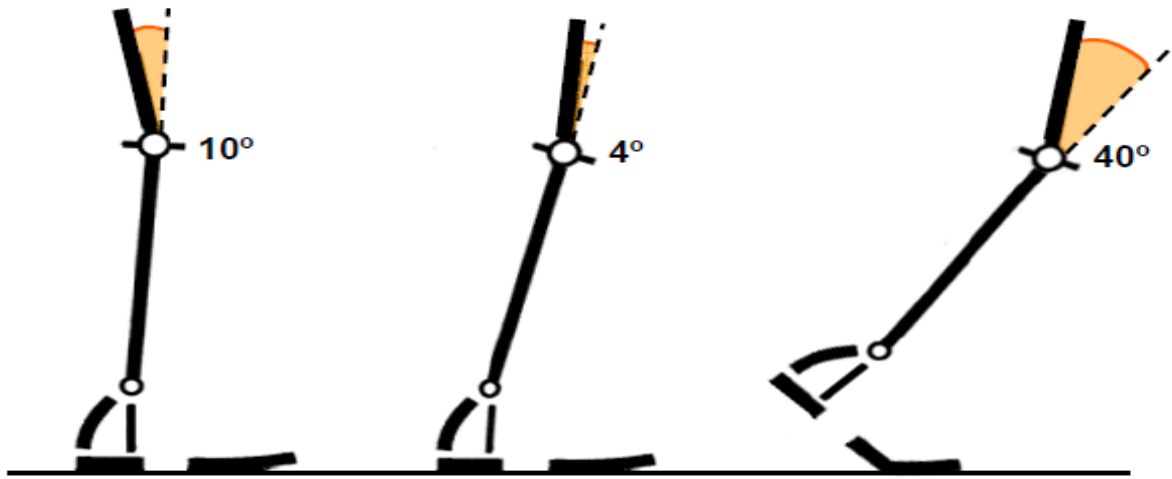


Figura 13. Flexión de Rodilla [11].

Cadera.

- En el apoyo medio: La articulación de la cadera se encuentra en posición neutra (0°) y comienza a moverse hacia la extensión.
- Inmediatamente después del despegue del talón: La cadera alcanza un máximo de hiperextensión de 20° .
- En el momento de despegue de los dedos del suelo: La cadera está cerca de una posición neutra y se mueve en dirección de la flexión.

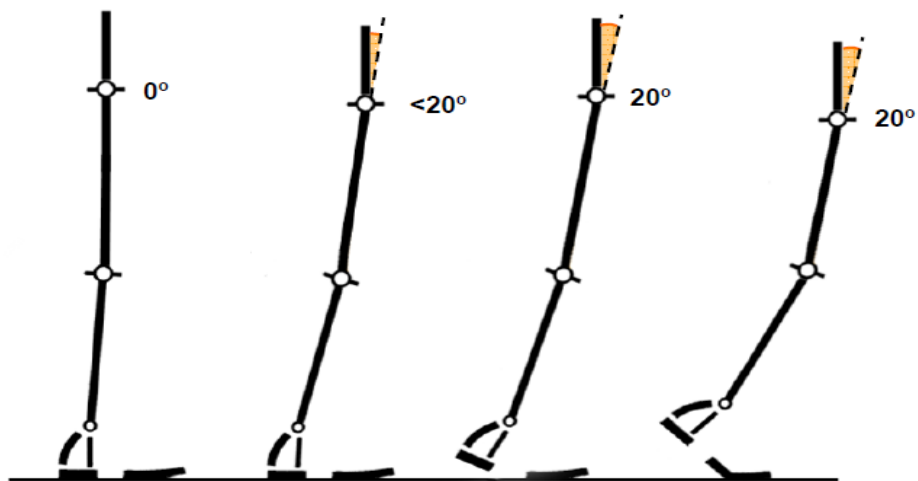


Figura 14. Despegue Cadera- Rodilla-Tobillo [11].

INTERVALO 3.

Describe el movimiento de las articulaciones en el plano sagital en la etapa de balanceo.

Rodilla.

- Entre el despegue del pie y la parte media de la etapa de balanceo: La rodilla se flexiona de una posición inicial de aproximadamente 40° a un ángulo de máxima flexión de aproximadamente 65° .
- Entre la parte media de la etapa de balanceo y el contacto del talón: La rodilla se extiende casi completamente hasta el último instante de la etapa de balanceo.

Cadera.

- Durante la etapa de balanceo.: Partiendo de una posición neutral, la articulación de la cadera se flexiona aproximadamente 30° y se mantiene en esa posición.

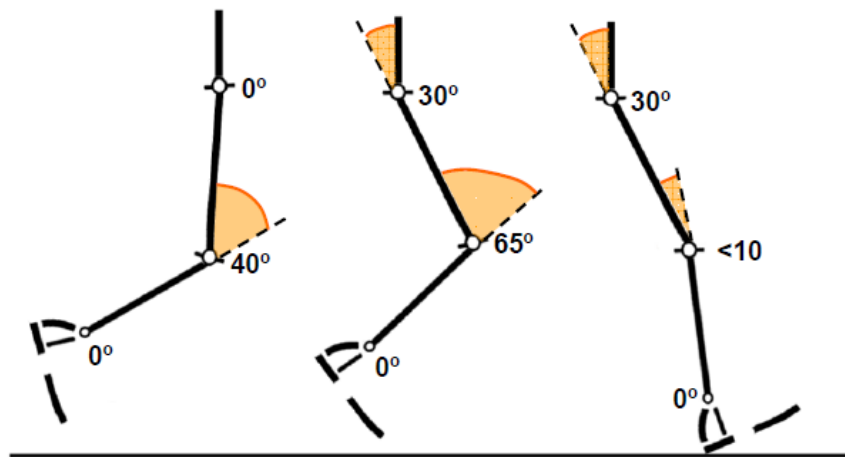


Figura 15. Balanceo Cadera -Rodilla -Tobillo [11].

1.4 ESTADO DEL ARTE.

El significado de órtesis proviene del término griego *orthos*, que quiere decir *recto*. Las órtesis son piezas de apoyo utilizadas con el objetivo de mejorar la condición de una articulación o parte del cuerpo inferior o superior concreta, como rodillas, espalda, tobillos, pies, pero en ningún caso sustituyen a esa parte en sí misma [16].

Una órtesis es un término general para un dispositivo que se aplica a un usuario, generalmente con una deficiencia del sistema locomotor, cuyo propósito es sostener, asistir, adaptar, prevenir, o ser correctivo. Este término excluye las prótesis, que substituyen partes del cuerpo ausentes, pero incluye todos los objetos que quizás son conocidos como apoyos, tablillas, collares, corsés, ayudas, vendajes, o calibradores [17].

En general, las órtesis pueden ser clasificadas según la articulación para la cual están diseñadas. Para las extremidades inferiores existen las llamadas AFO (Ankle Foot Orthosis), cuya función se limita normalmente a la corrección del ángulo entre pie y pierna durante el ciclo de marcha para evitar la flexión plantar excesiva, que es una de las causas de la marcha patológica del “pie equino”. Otro tipo de órtesis son las KAFO (Knee Ankle Foot Orthosis), que además de la parte del tobillo incluyen la articulación de la rodilla. Las KAFO están dirigidas a usuarios con niveles de disfunción en la marcha más grave, incluyendo ausencia parcial de control muscular. Una variante de las órtesis de rodilla-tobillo son las llamadas SCKAFO (Stance Control Knee Ankle Foot Orthosis), cuya característica más relevante es que permiten el libre movimiento de la rodilla durante la fase de balanceo, pero ofrecen resistencia a la flexión durante la fase de apoyo. Este sistema está indicado para individuos con debilidad en los cuádriceps. Existen también órtesis de cadera, compuestas por un soporte pélvico y soportes para los muslos, que dependiendo de si son motorizadas o no, estarán más orientadas hacia la corrección de la postura o hacia asistir el movimiento en esta parte del cuerpo.

En el presente proyecto la clasificación correcta para el objetivo a desarrollar es THKAFO (Trunk Hip Knee Ankle Foot Orthosis) la cual abarca todo el miembro inferior haciéndolo un trabajo bastante complejo, es por eso que en esta tesis se tomarán los tres primeros elementos de esta clasificación (Trunk Hip Knee). A continuación se presentan los proyectos más actuales e importantes enfocados a asistir el movimiento de una persona con lesión medular, principalmente.

1.4.1 ReWalk.

ReWalk™ es un exoesqueleto de miembro inferior que permite a los parapléjicos mantenerse en pie, caminar, o incluso subir escaleras. Fue diseñado en Israel y comercializado por Argo Medical Companies. A menudo, la paraplejia es consecuencia de una lesión medular. Hay algunos requisitos para usar el sistema ReWalk™, como lo es que el usuario debe tener en funcionamiento las manos, los brazos y los hombros, y un esqueleto sano además del sistema cardiovascular. Los usuarios deben pasar por un periodo de entrenamiento muy útil antes de utilizar el sistema por su cuenta.

El Control del Exoesqueleto ReWalk™ está basado en sensores de movimiento. Por medio del uso de algoritmos sofisticados, los movimientos de la parte superior del cuerpo son analizados, utilizados para activar, mantener los patrones de caminata y otros medios de operación como el subir escaleras y cambiar de estar sentado a estar parado.

Es decir, el Exoesqueleto ReWalk™ percibe el movimiento de la parte superior del cuerpo. Los botones en un control remoto permiten al usuario seleccionar varias configuraciones y seleccionar el modo de movimiento, caminar, subir gradas, sentarse, pararse, etc.

En cuanto a especificaciones se encontró que se insertan placas de base de fibra de carbono en los zapatos del usuario para ayudar a mantener su peso y el del dispositivo. El último componente del sistema es el de las muletas, los cuales proporcionan el equilibrio del usuario, ya que se inclinan hacia adelante para dar un paso.

Especificaciones.

- Peso: 18[kg].
- Velocidad máxima: 3[km/hr]
- Duración de la batería: 8 horas
- Peso máximo del usuario 100 kg.
- Talla del usuario 1.60 [m]-1.90[m]
- Costo aproximado 85,000 dólares.
- Estructura de aluminio y soportes del pie de fibra de carbono.

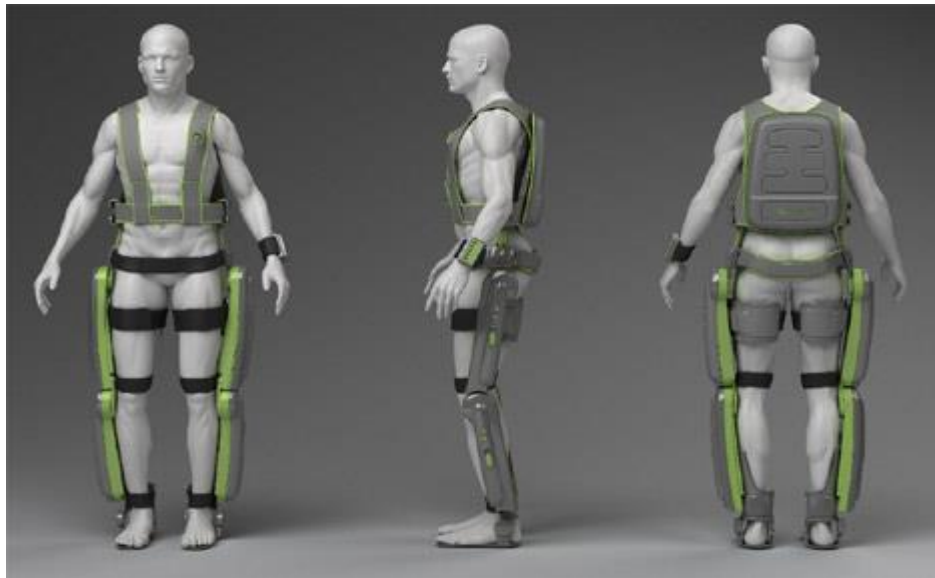


Figura 16. Exoesqueleto Rewalk [21].

1.4.2 Ekso Bionics.

El control del exoesqueleto Ekso Bionics o eLEGS es por medio de sensores de fuerza y movimiento. El exoesqueleto eLEGS utiliza una interfaz basada en gestos humanos, utilizando sensores detecta los gestos que el usuario hace para determinar sus intenciones y luego actúa acordeamente. Para que el exoesqueleto eLEGS opere naturalmente y responda a sus comandos, una computadora en tiempo real captura la información de los sensores y dispositivos de entrada para orquestar cada aspecto de un solo paso.

Sus características especiales son:

- Los tirantes cuyo objetivo no es transmitir peso al paciente si no su única función es la de estabilizar la parte superior del cuerpo.
- Posee servomotores eléctricos como actuadores en cadera y rodilla, los sensores proporcionan retroalimentación para los motores y que estos puedan regular la flexión de la articulación y extensión sobre la base de su posición en un momento dado.
- En el torso tiene un compartimiento de baterías de iones de litio para tres horas de operación. Tiene dos microprocesadores, uno de ellos se comunica con los 38 sensores del sistema y el otro calcula las señales de control.
- Tiene una junta en la cadera aparte de la actuada que hace flexionarse y posicionarse en una silla, por lo que es fácil para el usuario el entrar y salir del dispositivo.
- En la parte del muslo se encuentran ejes de aluminio los cuales le dan la fuerza y rigidez necesario para soportar el peso de pacientes de hasta 100 [kg] y puede ser ajustado para alturas entre 1.60 -1.90 [m].
- El tobillo del Ekso es un simple pivote pasivo, hecho de titanio. Un diseño más sofisticado sería conveniente para controlar el movimiento de flexión-extensión en este caso [3].

Especificaciones.

- Peso: 20[kg]
- Velocidad máxima: 3 [km/hr]
- Uso de muletas necesario.
- Pueden usarlo aquellos pacientes que puedan moverse solos de una silla de ruedas a una silla.
- Estatura del usuario:1.60-1.90 [m]
- Peso máximo del usuario: 100 [kg]
- Precio 75,000 dólares.



Figura 17. Exoesqueleto Ekso [18].

1.4.3 Rex Bionics

A diferencia de otros exoesqueletos Rex está controlado por una palanca, y no por sensores. Esto significa que no es necesario ningún movimiento o funciones nerviosas para operar el exoesqueleto Rex. Este exoesqueleto consta de 4700 piezas y funciona con una batería recargable que le da autonomía por tres horas de uso ininterrumpido. El usuario puede caminar sobre superficies estables y uniformes hasta con 7° de inclinación, no así en lugares resbaladizos o de texturas accidentadas, y terrenos pedregosos. Como se mencionó anteriormente es operado a través de un joystick, cuyo dominio es alcanzado en dos semanas de entrenamiento. Su precio es de 150,00 dólares.

Especificaciones:

- Peso: 40 [kg].
- Velocidad máxima : 3 [m/ min]
- Duración de la batería: 3 horas.
- Estatura del usuario: 1.46- 1.95 [m]
- Peso máximo del usuario 100 [kg]
- Pueden usarlo aquellos usuarios que puedan operar una palanca con la mano.
- Precio 150,000 dólares.



Figura 18. Exoesqueleto Rex Bionics [19].

El diseño de un exoesqueleto es un tema de alta complejidad, debido a las diferentes consideraciones y cuestiones que existen al mismo tiempo. Un tópico importante puede ser la selección de actuadores que viene después del diseño mecánico, si éste es demasiado robusto los pares de las articulaciones pueden crecer desmesuradamente. Los diferentes tipos de actuadores que se han utilizado son neumáticos, hidráulicos y eléctricos, muchos de ellos no son recomendables en exoesqueletos de asistencia de la marcha en aplicaciones médicas y además de esto se requiere proporcionar un par elevado durante el funcionamiento, existen pros y contras para cada actuador sin embargo los investigadores sugieren el uso de motores eléctricos para articular las juntas de los exoesqueletos actuales.

En el diseño mecánico, diferentes criterios deben ser considerados, las principales universidades que han desarrollado este tipo de dispositivos sugieren:

- Ergonómico y cómodo.
- Estructura ligera y fuerte.
- Capacidad de adaptación a diferentes usuarios.
- Seguridad del usuario.

Estos puntos con llevan a un diseño robusto y funcional.

CAPÍTULO 2. DISEÑO CONCEPTUAL.

El Diseño conceptual toma la definición del producto y sus especificaciones para establecer aspectos de funcionamiento, componentes principales, materiales, procesos generales y características del producto a un grado en el cual se puedan estimar costos, y la factibilidad de llevarlo a producción [20].

En este capítulo, para traducir los requerimientos se implementó la metodología del QDF (Quality Function Deployment) para obtener parámetros medibles que sirvan de manera efectiva para realizar el diseño del exoesqueleto, evitando así la pérdida de tiempo y material al obtener un concepto lo más apegado a las características que se requiere para el dispositivo.

El Despliegue de la Función de Calidad QFD es una herramienta de diseño de productos y servicios que recoge la voz del cliente y la traduce, en pasos sucesivos, a características de diseño y operación que satisfacen las demandas y expectativas del mercado [21]. El QDF se pregunta “por qué” necesitan y “qué” esperan del producto o servicio los usuarios. También se interroga por “cómo” conseguir satisfacer sus necesidades y expectativas, y en este caso se está ya ante la cuestión de cómo diseñar el producto para que responda a la calidad esperada.

2.1 REQUERIMIENTOS.

Los requerimientos o necesidades en el proceso de diseño, serán la base de las especificaciones a las que el producto se debe ajustar y deben tener las siguientes características:

- Decir lo que el producto debe hacer y no cómo debe hacerlo.
- Ser formuladas en forma positiva y no negativa
- Expresar la información en términos de atributos del producto.

Los requerimientos aquí expresados fueron resultado de la investigación previa y del estado del arte de los exoesqueletos actuales, así como el consenso del grupo de trabajo al que se pertenece para lograr los objetivos planteados, se presentan en la Tabla 3 con su respectiva ponderación de acuerdo a su importancia y la relativa en el

diseño del exoesqueleto, donde se puede apreciar que la seguridad del usuario es lo más importante en el diseño, se tomó una escala del 1-10, tomando el 1 como menos importante y 10 como el más importante.

Requerimientos del Diseño Mecánico del Exoesqueleto			
		Importancia	Importancia Relativa [%]
1	Fácil mantenimiento	5	9.1
2	Uso de piezas comerciales	3	5.5
3	Ergonómico	9	16.4
4	Movimientos similares a la marcha humana	8	14.5
5	Ligero	6	10.9
6	Seguro	10	18.2
7	Compacto	4	7.3
8	Fácil colocación	2	3.6
9	Bajo precio	1	1.8
10	Resistente	7	12.7

Tabla 3. Requerimientos Ponderados.

A continuación se explican los conceptos de cada uno de los requerimientos tomados en cuenta.

- **Fácil mantenimiento.**- Facilidad de ensamble y desensamble, así como la mayor durabilidad posible de las piezas.
- **Uso de piezas comerciales.**- Facilidad de adquisición de las piezas y/o minimizar modificaciones en las piezas para su uso.
- **Ergonómico.**- Que se adapte a las medidas anatómicas del usuario modelo, para no lastimarlo (cédula antropométrica Anexo A-4).

- **Movimiento similar a la marcha humana.**-Rangos de movimiento articular similares a los de una persona sana.
- **Ligero.**- Para disminuir el par requerido por los actuadores.
- **Seguro.**- Impedir lesionar al usuario, ya sea caída o bien realizar movimientos bruscos y/o exagerados.
- **Compacto.**- Que sea dimensiones adecuadas.
- **Fácil colocación.**- Que el usuario sea capaz de colocárselo sin ayuda de otra persona.
- **Resistente.**- Capaz de soportar al usuario.

2.2 ESPECIFICACIONES.

Las especificaciones de un producto expresan en forma precisa y medible, lo que el producto debe hacer. Constituyen una traducción técnica de los requerimientos del cliente realizada por los integrantes del equipo de trabajo. Para definir las especificaciones, cada requerimiento debe ser estudiando y traducido en una o más propiedades, características u otros aspectos técnicos [20]. En la Tabla 4 se muestran 17 características técnicas que pudiesen ser tomadas en cuenta en el diseño mecánico del presente proyecto, como primera aproximación a éstas, se les aplicó el análisis mediante la casa de la calidad para encontrar el grado de correlación, entre las características técnicas y los requerimientos del cliente.

Características técnicas del diseño mecánico de un exoesqueleto.		
		Unidades de medida
1	Número de piezas	#
2	Dimensiones de las piezas del dispositivo	mm
3	Medidas antropométricas del usuario	mm
4	Dimensiones de los actuadores	mm
5	Velocidad de los actuadores	RPM
6	Par de los actuadores	N*m
7	Rango de movimiento en las articulaciones.	°
8	Peso del dispositivo	kg
9	Peso del usuario	kg
10	Fuerzas estáticas y dinámicas	N
11	Resistencia de fluencia	σ_y
12	Número de sujetadores	#
13	Deformación	mm
14	Esfuerzos	N/m²
15	Tolerancias	mm
16	Peso de la instrumentación	kg
17	Módulo de Young	E

Tabla 4. Características Técnicas del Diseño Mecánico.

Después de realizar la casa de la calidad, se seleccionaron las siguientes especificaciones como base del diseño del proyecto de acuerdo al peso de su importancia, obtenidas por el análisis en la sección de anexos con el nombre Matriz QFD A-1, se puede encontrar el análisis realizado.

Se tomó en cuenta la importancia relativa como principal elemento de selección, con un valor mayor a 5.0 para ser considerado una especificación en el diseño.

Especificaciones del diseño mecánico de un exoesqueleto.		
		Magnitudes con su respectiva unidad de medida
1	Dimensiones de las piezas del dispositivo	Adecuadas al paciente [mm]
2	Medidas antropométricas del usuario	Carta antropométrica del usuario (Anexo A4) [mm]
3	Par de los actuadores	Cadera mínimo 92 [N*m] Rodilla mínimo 58 [N*m]
4	Rango de movimiento en las articulaciones.	Cadera Flexión-Extensión -30° a 120° Abducción-Aducción -20° a 45° Rodilla Flexión-Extensión 0° a 150°
5	Peso del dispositivo	Menor a 25 [kg]
6	Peso del usuario	Menor o igual a 78 [kg]
7	Tolerancias	(Planos de trabajo) [mm]
8	Peso de la instrumentación	Menor o igual a 10 [kg]

Tabla 5. Especificaciones del Diseño Mecánico.

Los parámetros de las especificaciones se tomaron de acuerdo al análisis del estado del arte de los exoesqueletos actuales, medidas antropométricas basadas en el usuario seleccionado (Anexo A-4), los rangos y pares de movimiento fueron establecidas de datos de las referencias [22] y [23].

2.3 ANÁLISIS FUNCIONAL.

El análisis de funciones se realiza para encontrar los objetivos fundamentales que pueden alcanzarse mediante un conjunto de medios. Las funciones esenciales son aquellas que debe satisfacer el dispositivo independientemente de los componentes físicos que pudieran utilizarse. La parte mecánica del exoesqueleto deberá ser capaz de realizar las funciones para las que será diseñado, las cuales son las siguientes.

- **Soportar.**
- **Sujetar.**
- **Mover.**
- **Limitar.**

La función global del exoesqueleto es que el usuario camine, la suma de cada una de las funciones ayudarán para completarla en su totalidad. Aquí se muestra que la función global se puede descomponer en pequeñas funciones que van de lo general a lo particular, haciendo el proceso de diseño más sencillo. A continuación se describe el análisis funcional del diseño mecánico del exoesqueleto para cumplir el objetivo principal de asistir la marcha humana. En la Figura 19 se muestra el análisis funcional completo del diseño mecánico del exoesqueleto con cada una de sus entradas y salidas.

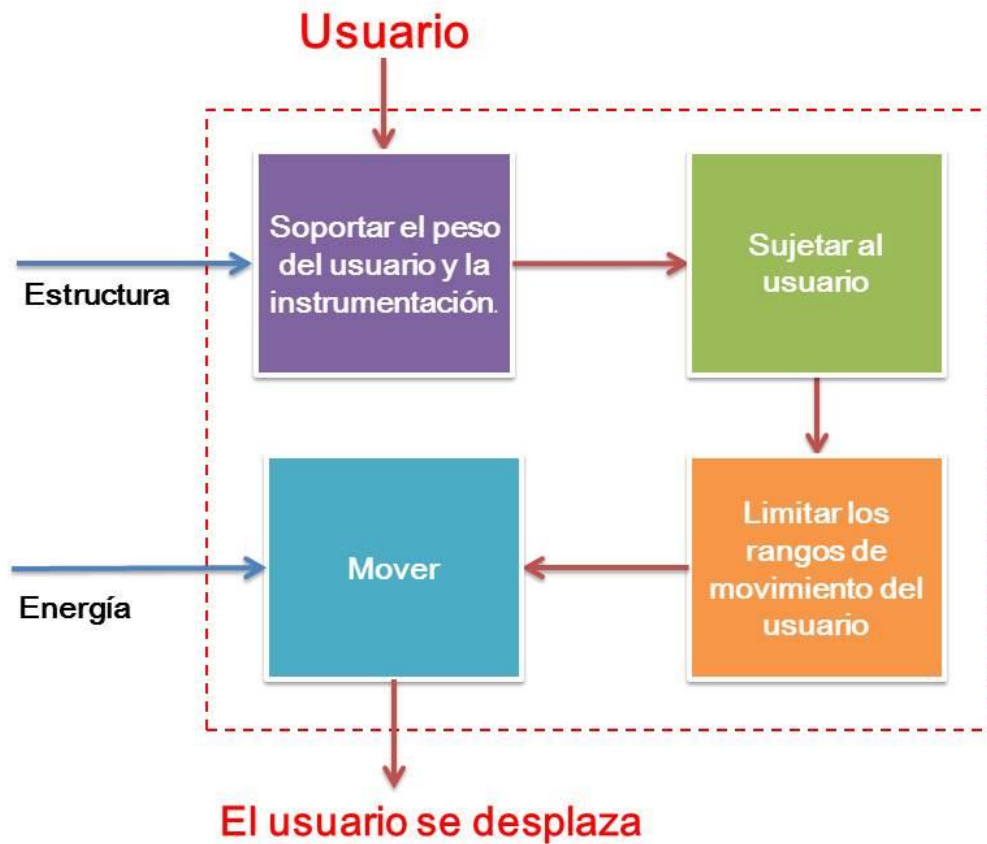


Figura 19. Análisis Funcional Exoesqueleto.

2.4 CONSIDERACIONES DEL CONCEPTO.

Las tareas a realizar que se pretenden con el diseño final del exoesqueleto son las siguientes:

- Caminar
- Equilibrar
- Subir y bajar escaleras
- Flexionar
- Levantar

Estas tareas condicionan los grados de libertad que se consideran en el diseño, análisis realizados han mostrado que no todos los grados de libertad en el cuerpo humano son necesarios para llevar a cabo las tareas descritas anteriormente.

En las principales articulaciones del miembro inferior cadera, rodilla y tobillo, se encuentran los grados de libertad necesarios. Estudios recientes han mostrado que los más importantes para lograr este objetivo son flexión/extensión de cadera y de rodilla los cuales deberán ser actuados, otros elementos que se encuentran considerados en el diseño son abducción/aducción y rotación interna de la cadera [24].

Con el consenso del grupo de trabajo y una evaluación de los grados de libertad necesarios para lograr los objetivos planteados, se tiene lo siguiente:

- **Tronco (1).** Aducción/Abducción: Rotación alrededor del eje YY' del tronco, sobre un plano frontal.
- **Cadera (4).** Flexión/Extensión: Rotación alrededor del eje XX' de la cadera, sobre un plano sagital. Aducción/Abducción: Rotación alrededor del eje YY' de la cadera, sobre un plano frontal.
- **Rodilla (2).** Flexión/Extensión: Rotación alrededor del eje XX' de la rodilla, sobre un plano sagital.
- **Tobillo (2).** Flexión/Extensión: Rotación alrededor del eje XX' del tobillo, en un plano sagital.
- **Pie (4).** Aducción/Abducción: Rotación sobre el eje Y del pie, en un plano transversal. Supinación/Pronación: Rotación alrededor del eje Z, en un plano frontal.

Este trabajo se enfocará solamente en los grados de libertad de cadera y rodilla, teniendo 6 grados de libertad en total para llevar a cabo el diseño.

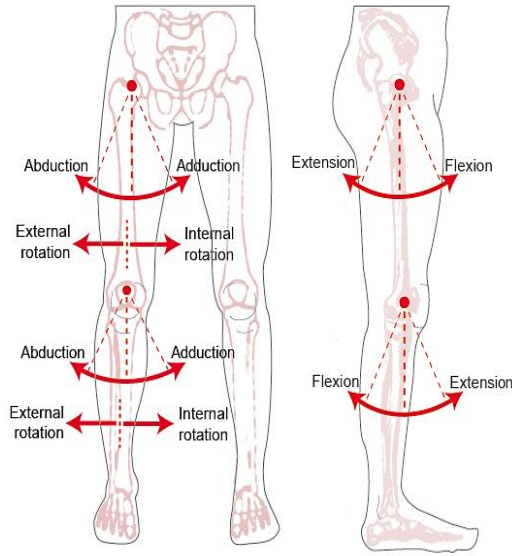


Figura 20. Grados de Libertad de cadera y rodilla [25].

2.5 DESCRIPCIÓN DEL CONCEPTO.

Una vez que se determinó el análisis funcional y las consideraciones, se generaron ideas de solución, en las cuales se usaron dibujos, estos abarcaron descripciones del arreglo general. Para esta etapa de diseño se seleccionaron las funciones principales de Soportar, Mover y Sujetar, a estas se les asignó un código de colores para ser representadas en los bocetos del exoesqueleto. La función de limitar se trabajará por separado en el sistema de actuación, refiriéndose principalmente, a cómo limitar los rangos de movimiento, esta función es menos general que las anteriores.

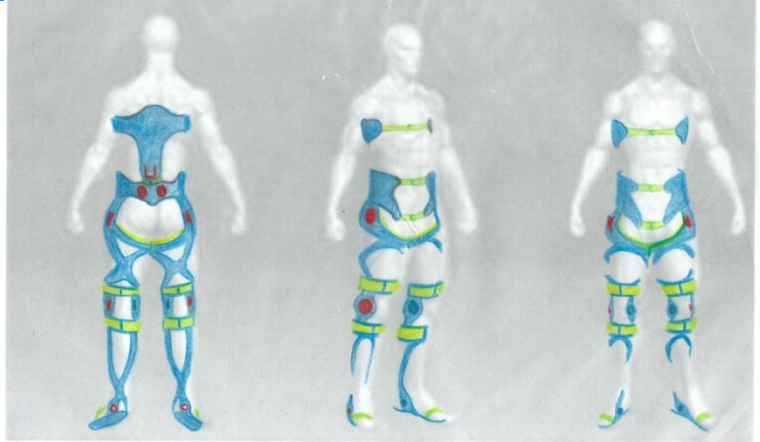
El código de colores es el siguiente:

	Soportar
	Mover
	Sujetar

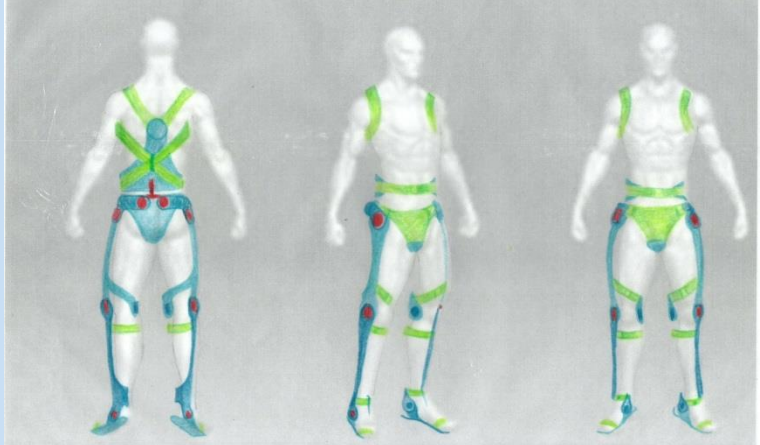
Tabla 6. Código de Colores Aplicado en los Bocetos.

Se generaron 14 bocetos de los cuales se seleccionaron los 5 mejores, que cumplieran con las tres funciones principales dadas a conocer anteriormente, a continuación se presentan en la Tabla 7.

Boceto "A"



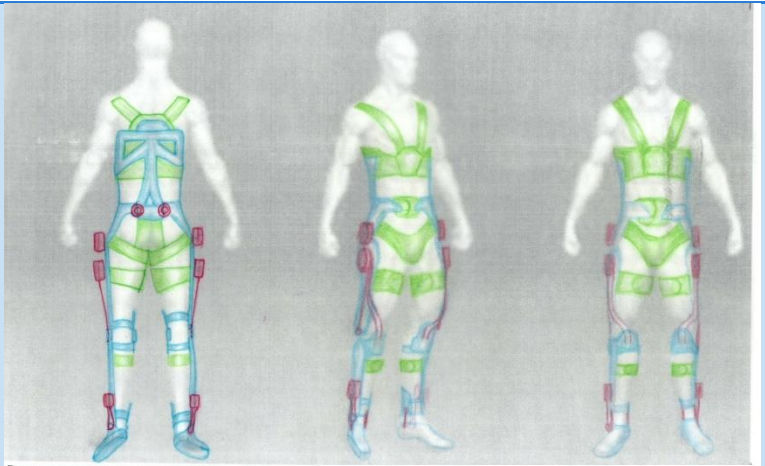
Boceto "B"



Boceto "C"



Boceto "D"



Boceto "E"

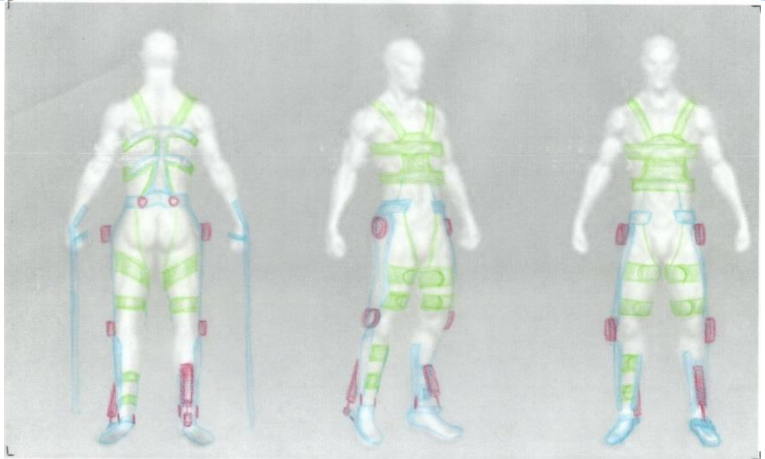


Tabla 7. Bocetos del Exoesqueleto.

Se generaron dos matrices de decisión para elegir un boceto final, la primera tomando en cuenta los bocetos y las funciones soportar y sujetar (se eliminó la función mover de la matriz de decisión, debido a que se quería tener una aproximación de la parte estructural únicamente). Las calificaciones tienen una escala del 0-10, siendo 10 la más alta y 0 la menor, se presentan los resultados en la Tabla 8. Los resultados de esta tabla se obtuvieron por medio del producto de la calificación dada y el porcentaje considerado de acuerdo a su importancia, un 60% a la función de soportar y un 40% a la función de sujetar; para después obtener una evaluación total de cada uno de los bocetos con relación a su calificación individual.

Funciones Boceto	Sujetar		Soportar		Evaluación
	0.4		0.6		
	Calificación	%C	Calificación	%C	
A	9	3.6	5	3	6.6
B	7	2.8	4	2.4	5.2
C	10	4	7	4.2	8.2
D	9	3.6	6	3.6	7.2
E	8	3.2	5	3	6.2

Tabla 8. Matriz de Decisión con Base en Funciones.

Los resultados obtenidos muestran que el boceto C es el mejor. La segunda matriz de decisión evaluó los bocetos generados contra los requerimientos planteados, se eliminaron los requerimientos que no se podían apreciar en el boceto, tales como que el diseño fuera ligero, resistente, de bajo costo, etc. Se tomó el mismo criterio y escala de calificación de la primera matriz, los resultados se muestran en la Tabla 9.

Requerimientos	Conceptos				
	A	B	C	D	E
Fácil mantenimiento	5	7	8	6	7
Uso de piezas comerciales	5	6	6	5	6
Ergonómico	8	8	9	7	8
Seguro	8	7	9	7	9
Compacto	5	7	8	6	8
Fácil colocación	4	7	8	6	6
Evaluación	5.8	7	8	6.2	7.3

Tabla 9. Matriz de Decisión con Base en Requerimientos.

El análisis de resultados de esta tabla se obtiene a través del promedio de la calificación dada en cada uno de los 6 requerimientos evaluados. Los resultados obtenidos muestran que el boceto C es el mejor. Dado el resultado de estas dos matrices de decisión se procederá a describir el boceto seleccionado, ampliamente.

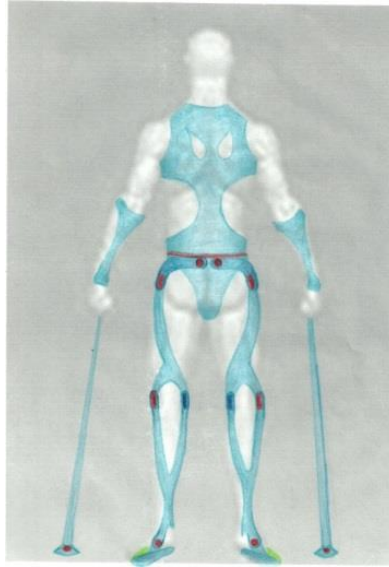


Figura 21. Vista Trasera Boceto Final.

En la Figura 21 se aprecia cómo el dispositivo se acopla al cuerpo, además de la función de soportar descrita en el boceto es lo más compacta posible, esto hace que el exoesqueleto sea menos estorboso para el usuario al caminar. Resalta la parte de la espalda, la cual es una zona muy importante, ya que es donde se presenta la lesión medular, es un punto crítico debido a la poca fuerza que los pacientes con lesión medular presentan. Se trata de fortalecer la zona comenzando por la espalda baja y terminando poco antes del cuello para ofrecer la seguridad necesaria.



Figura 22. Vista en Perspectiva Boceto Final.

El soporte estilo chaleco es fácil de colocarse, y los sujetadores mostrados en verde cumplen la función de sujetar el cuerpo del paciente, el soporte en las piernas es en ambos lados de la pierna, las piernas son una parte crítica de los lesionados medulares ya que en muchos casos muestran atrofia muscular y son débiles.

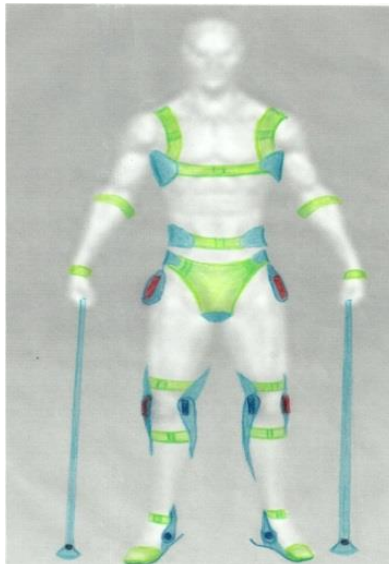


Figura 23. Vista Delantera Boceto Final.

En el concepto se aprecia que el soporte es asistido por medio de dos bastones, los cuales hacen más seguro el dispositivo y ayudan a cumplir con las tareas planteadas, la función de sujetar mostrada en verde en este concepto resalta, ya que en las zonas donde se está aplicando son para no lastimar al usuario, además de contribuir al arreglo general del exoesqueleto. Se puede notar que es factible hacer un fácil ajuste del exoesqueleto al usuario, debido a que cuenta con sujetadores ajustables, los cuales fueron colocados estratégicamente en miembros inferiores y superiores. Los grados de libertad descritos anteriormente se muestran en rojo para poder cumplir la función de mover.

2.6 DISEÑO DE CONFIGURACIÓN.

Una vez seleccionado el concepto se siguió un proceso para depurarlo en el software de CAD, principalmente se evaluaron las maneras de solución a las formas planteadas en el concepto, así como adaptar el concepto al uso de piezas comerciales sin afectar su funcionamiento, y sobre todo teniendo en cuenta las restricciones de ensamble y manufactura. A continuación se presentan imágenes de las configuraciones que se plantearon y una breve descripción:

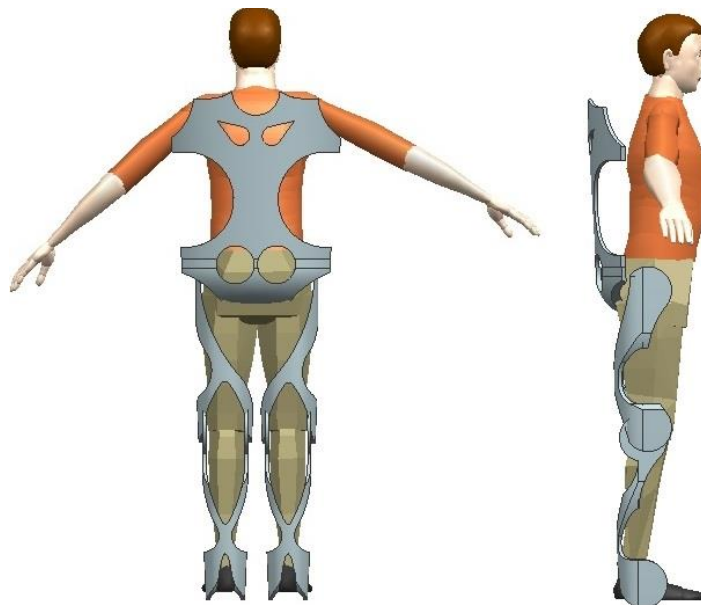


Figura 24. Primera iteración del concepto dibujada en Siemens NX 8.5.

En la Figura 24 se muestra a grandes rasgos el diseño final del concepto, plasmado en el software; sin embargo esta primera iteración tenía complicaciones en cuanto a las formas de las piezas, ya que se planteaba que los mismos eslabones fueran los que dieran soporte a la pantorrilla y la parte posterior del muslo, la manufactura de dichos eslabones se tornaba complicada.

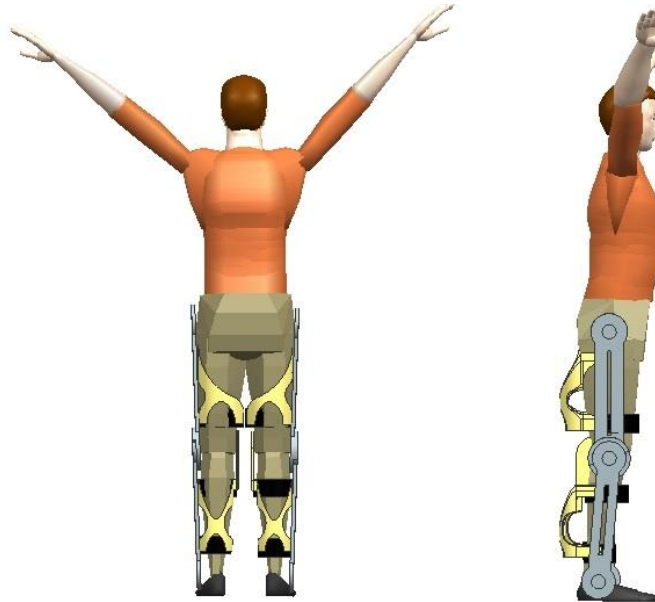


Figura 25. Segunda iteración del concepto dibujada en Siemens NX 8.5.

Los principales cambios que se introdujeron a la segunda iteración fueron; mantener las mismas formas en los soportes femorales y tibiales, pero separar en dos los eslabones laterales mostrados en la Figura 25. El objetivo era que existieran estructuras dedicadas a soportar el peso del usuario (eslabones laterales), y otras que se encargaran del soporte necesario a la zona femoral y tibial (soportes). En resumen se plantearon dos eslabones en cada lado del exoesqueleto que se articularan en cadera y rodilla en el grado de libertad de flexión/extensión de cada articulación y los soportes ayudaran a la correcta alineación de la rodilla.

La tercera iteración mostrada en la Figura 26 conservó los elementos añadidos y además se plasmó un nuevo elemento en la cadera, el cual fue diseñado para articular el grado de libertad de aducción/abducción de cadera, además se trajeron a discusión

las zonas adecuadas en las cuales se deberían colocar sujetadores frontales sin afectar o lastimar el cuerpo del usuario. El soporte de cadera consistía en dos partes laterales unidas por un elemento central.

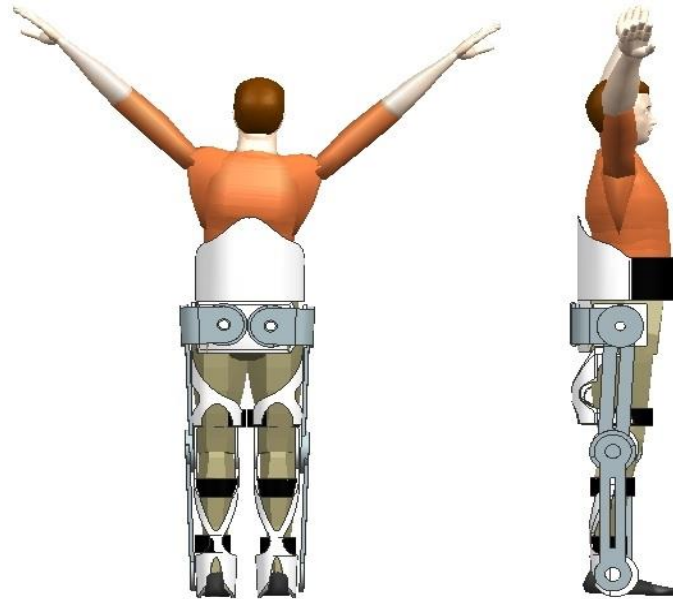


Figura 26. Tercera iteración del concepto dibujada en Siemens NX 8.5.

En la cuarta iteración los principales cambios que se buscaban era hacer más simples los eslabones y los soportes del exoesqueleto. Se decidió eliminar el soporte interno de la junta de rodilla y de tobillo, además de hacer más simples los eslabones y reducir la cantidad de material necesaria para su manufactura. También se buscó la manera de unir tanto los soportes femorales y tibiales con los eslabones externos. En esta iteración se tenía pensado hacer uso de remaches, es por eso que se colocaron dos barrenos pasados tanto en los soportes como en los eslabones.

El cambio más evidente mostrado en la Figura 27 fue la forma de los eslabones, se aumentó la parte superior e inferior considerando el tamaño del actuador y el reductor, mientras que en la parte central se disminuyó el tamaño para reducir el uso de material. En esta iteración se planteó la necesidad de utilizar dos tipos de materiales, uno para la parte de los soportes y el otro para la parte de los eslabones, ilustrados en color amarillo y en color gris respectivamente.

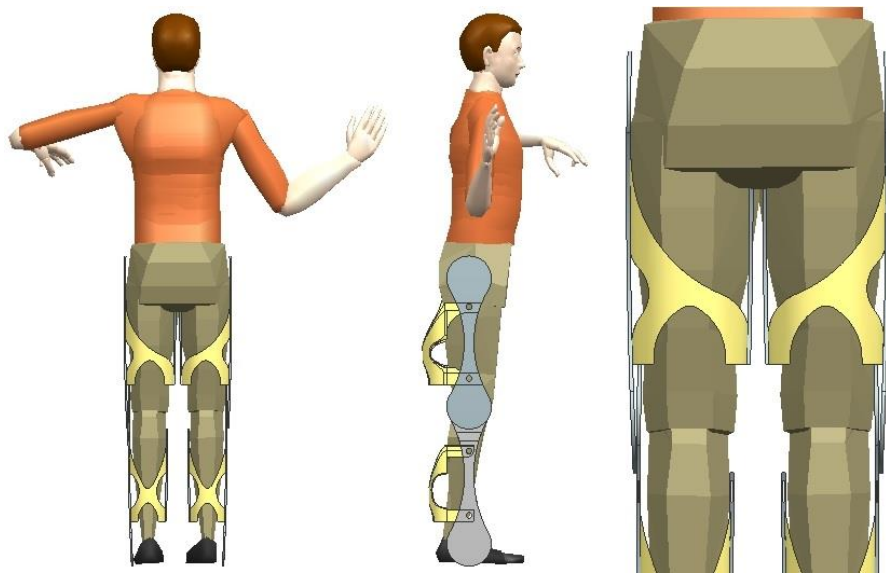


Figura 27. Cuarta iteración del concepto dibujada en Siemens NX 8.5.

La quinta iteración del diseño, Figura 28, fue la más radical, los soportes femoral y tibial se plasmaron embebidos en los eslabones externos, de esta manera se realizó un ranurado en cada uno de los eslabones para que los dos materiales interactuaran y quedaran unidos, eliminando el movimiento relativo que pudiese existir entre ellos, y así desechando el diseño con remaches. Además se pulió el diseño del soporte de cadera, mejorando las formas y añadiendo un soporte en la zona del coxis. Se eliminaron las barras interiores de los soportes y se depuraron las formas con base en la cédula antropométrica del usuario (Anexo A-4).

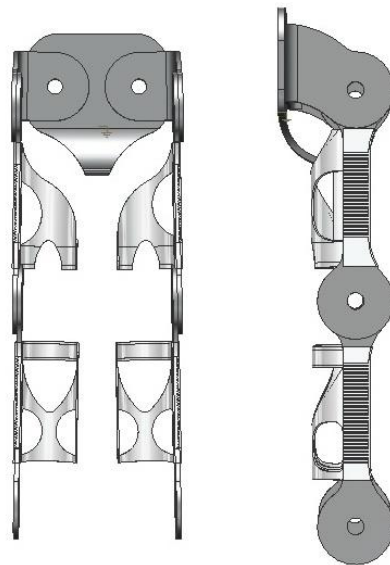


Figura 28. Quinta iteración del concepto dibujada en Siemens NX 8.5.

CAPÍTULO 3. DISEÑO MECÁNICO.

La interacción física entre humanos y robots representa la forma más fundamental de la interacción entre humanos y máquinas. Cualquier movimiento del robot que se produce en contacto con un ser humano, y cualquier fuerza ejercida por el robot, tiene que ser suave y compatible, nunca debe superar la fuerza ejercida por el ser humano para protegerse a sí mismo. Al abordar este tema, el diseño de la estructura del robot, sensores, actuadores y arquitectura de control deben ser considerados todos juntos, desde el específico punto de vista de la interacción con los seres humanos [26].

Con respecto a la interacción física entre humanos y robots, los objetivos de diseño de cualquier exoesqueleto en general deben considerar:

- **Seguridad:** El exoesqueleto debe evitar movimientos antinaturales o arbitrarios, por ejemplo hiperflexiones o hiperextensiones, las cuales pueden dañar las articulaciones humanas.

- **Rendimiento del actuador:** Las particularidades de cada aplicación define las restricciones en el diseño del sistema de accionamiento. En este caso las tareas a realizar por ejemplo subir escaleras, caminar en una rampa, etc.

- **Ergonomía y comodidad.** Uno de los retos en el diseño de exoesqueletos es la capacidad de adaptarse a las necesidades específicas y particularidades ergonómicas de los seres humanos. El exoesqueleto y las articulaciones del usuario deben alinearse exactamente durante la operación. La falta de alineación adecuada de las articulaciones podría generar fuerzas de interacción y puede producir úlceras por presión en la piel del usuario por mostrar. Por otra parte, el espacio de trabajo operativo del exoesqueleto debe ser compatible con el espacio de trabajo del miembro natural. Este problema exige el diseño de estructuras del exoesqueleto ergonómicas.

- **Aplicación de cargas al usuario.** El exoesqueleto necesita la transmisión de las cargas al sistema musculo esquelético humano, esto plantea la cuestión de analizar la intensidad, el modo y las áreas en el cuerpo humano donde es posible aplicar dichas cargas. Es un tema que requiere una atención especial ya que la define cómo el exoesqueleto puede ser acoplado a la extremidad humana.

- **Las estrategias de control.** En los exoesqueletos implica la cooperación de sistemas de control dinámico, y en un sistema de lazo cerrado. Deben ser capaces de adaptarse entre sí con el fin de lograr un objetivo común de forma estable.

- **Facilidad de uso.** Soluciones finales deben ser fáciles de poner, ajustar, usar y quitar. Esto impone limitaciones con respecto al tamaño y peso de la estructura del exoesqueleto [26].

Para el diseño mecánico del presente proyecto se han tomado en cuenta todos estos objetivos, algunos plasmados en los requerimientos, algunos en las especificaciones del diseño y otros se trabajan con el consenso del grupo de trabajo al que se pertenece. Es fundamental para el diseño de un exoesqueleto de miembro inferior la selección de la arquitectura estructural global de las rodillas y cadera. Muchos diseños diferentes de la manera en cómo articular y modelos de soporte en las extremidades pueden combinarse para conformar el funcionamiento de una pierna, pero cualquier arquitectura suele distribuirse en una de las siguientes categorías:

- **Arquitecturas antropomórficas:** Tratan de coincidir exactamente con la pierna humana. Haciendo coincidir cinemáticamente los grados de libertad humanos y las longitudes de las extremidades, la posición de las piernas del exoesqueleto sigue exactamente la posición de la pierna humana. Esto simplifica en gran medida muchos problemas de diseño. El diseñador no tiene que preocuparse por las colisiones humano/ exoesqueleto. Sin embargo una dificultad importante es que las articulaciones de las piernas humanas no pueden ser reproducidas tal fácilmente, por ejemplo, la rodilla humana no exhibe una rotación pura y la reproducción de la cinemática resultará en un sistema mecánico complicado. Otro punto importante de preocupación en esta arquitectura es que las longitudes de las extremidades del exoesqueleto deben ser igual a la longitud de las extremidades humana [27].



Figura 29. Exoesqueleto HAL-5 Antropomórfico [28].

- **Arquitecturas no antropomórficas:** Abren un amplio abanico de posibilidades para el diseño de las piernas, siempre y cuando el exoesqueleto nunca interfiera o limite el operador. A menudo es difícil desarrollar una arquitectura significativamente diferente de una pierna humana, que pueda realizar todas las tareas que ésta hace (por ejemplo, girando en esquinas estrechas). Los problemas de seguridad se vuelven más prominentes con diseños no antropomórficos, ya que el exoesqueleto debe evitar forzar al usuario a llegar a una configuración que no pueden alcanzar su cuerpo. Otro problema con esta arquitectura es que las piernas del exoesqueleto pueden colisionar con las piernas humanas u objetos externos más a menudo, porque las articulaciones del exoesqueleto no se encuentran en el mismo lugar que las articulaciones humanas [27].



Figura 30. Exoesqueleto Spring Walker No-Antropomórfico [29].

Pseudo-antropomórficas: Para la máxima seguridad y colisiones mínimas con el medio, el proyecto se basa en una arquitectura que es casi antropomórfica. Esto significa que la pierna es cinemáticamente similar a la de un humano, pero no incluye todos los grados de libertad de las piernas humanas. Además, los grados de libertad serán en su mayoría puramente rotatorios. Desde la cinemática las piernas humanas y exoesqueleto no son exactamente lo mismo, el humano y el exoesqueleto están sólo conectados rígidamente a las extremidades (piernas y torso). Cualquier otra conexión rígida daría lugar a grandes fuerzas impuestas al operador debido a las diferencias cinemáticas. Sin embargo, las conexiones son compatibles, permitiendo el movimiento relativo entre el humano y el exoesqueleto, y este movimiento es tolerable. Otro beneficio de que no coincida exactamente con la cinemática humana es que es más fácil adaptar este tipo de diseños para diferentes operadores si así se deseara [27].

3.1 DISEÑO DE DETALLE.

En general, el diseño de detalle está relacionado con el diseño de subsistemas y componentes que integran el conjunto, independientemente de la naturaleza del producto. Todos estos componentes estarán en mayor o menor grado definidos en la fase de diseño conceptual, pero pueden variar considerablemente en la de detalle debido a distintas alternativas de fabricación, conocimientos sobre materiales, nuevas tecnologías, formas, etc. Un diseño de detalle sólido es tan importante para el éxito del diseño global como lo es una buena solución conceptual, aunque es evidente que un diseño brillante no puede salvar una solución conceptual errónea, por mucha tecnología que se le añada a ésta.

Algunos aspectos generales a destacar en el diseño de detalle son:

- Nunca se debe llevar a cabo sin referirse al diseño conceptual obtenido en la fase previa.

- La interacción entre los diferentes subsistemas o componentes que intervienen en el diseño debe considerarse junto con las restricciones que cada uno de ellos impone. Hay que considerar cuáles de ellos son más importantes en el diseño global.
- El propio acto de definir un componente dentro de un sistema impone restricciones en el mismo.
- Generalmente, la reducción en la variedad de componentes conduce a una reducción de tiempos y a un menor coste del producto.
- Es conveniente diseñar pensando cómo se va a fabricar o instalar [30].

3.1.1 Selección de materiales.

La selección de materiales se apoyará en el uso del método de Ashby, en el cual, de acuerdo a las características deseadas de la pieza (propiedades a maximizar o a minimizar), se puede tener una gama de posibles materiales que cumplan con las restricciones establecidas por el diseñador.

Debido a las formas anatómicas del concepto, lo que se necesita es incrementar su resistencia y disminuir el peso de las piezas. La sección transversal de la pieza, es decir el espesor, como diseñadores se tiene la libertad de modificar para poder lograr los objetivos planteados. Se puede observar en la Figura 26 cómo las piezas estarán sometidas a un esfuerzo de compresión por el propio peso del dispositivo además del peso del usuario.

Inicialmente se determinan las características a maximizar y a minimizar:

- Maximizar: σ_y (Esfuerzo de fluencia).
- Minimizar: Peso

Esto con el propósito de que el dispositivo sea lo suficientemente resistente para soportar al usuario sin sufrir alguna fractura o daño pero que el peso del dispositivo sea el menor posible.

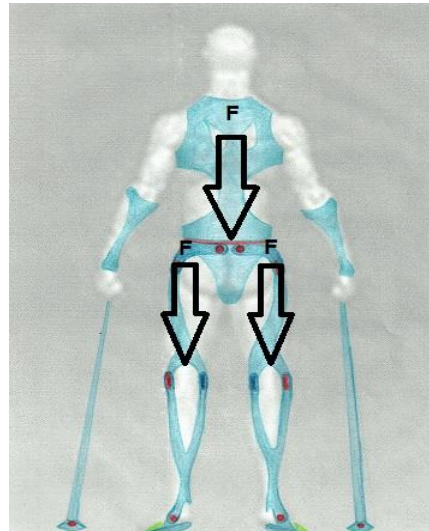


Figura 31. Fuerzas de Compresión Aplicadas al Exoesqueleto.

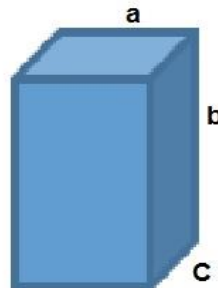
De la ecuación de densidad:

$$\rho = \frac{m}{V} \quad (1)$$

Se despeja la masa (ya que influye en el peso del dispositivo, el cual es el parámetro que se desea minimizar).

$$m = \rho V \quad (2)$$

Esta ecuación será la función objetivo. Considerando por simplicidad que la pieza es un paralelepípedo y asignando variables se tiene la siguiente figura.



A continuación se seleccionan las variables libres, en este caso será la "c" ya que es posible hacer esta sección mayor espesor o menor sin repercutir en la función, pero la

medida de la longitud “b” no es posible modificarla ya que están en función de las medidas antropométricas del usuario.

Se identifica una restricción de la pieza en este caso es el volumen de la misma:

$$V = a * b * c \quad (3)$$

Basándose en la ecuación de esfuerzo y sustituyendo las variables del área transversal de la pieza, como se muestra a continuación:

$$\sigma = \frac{F}{A} = \frac{F}{a * c} \quad (4)$$

Despejando a la variable libre la ecuación previamente mostrada, se obtiene:

$$c = \frac{F}{\sigma * a} \quad (5)$$

Se sustituye la variable libre en la función objetivo, apoyándose en la del volumen V :

$$m = \rho * V = \rho * a * b * c \quad (6)$$

Sustituyendo la variable libre:

$$m = \rho * a * b * \left(\frac{F}{\sigma * a} \right) \quad (7)$$

$$m = \rho * b * \left(\frac{F}{\sigma} \right) \quad (8)$$

$$m = \frac{\rho * b * F}{\sigma} \quad (9)$$

Teniendo el índice de funcionalidad (IF), el cual se expresa de la siguiente manera:

$$IF = \frac{1}{C} \frac{1}{G} \frac{1}{M} \quad (10)$$

Dónde:

C – Condición del problema: en este caso es la variable F

G – Geometría del componente: en este caso es la variable b

M – Propiedades del material: en este caso son las variables ρ, σ

Por lo que el índice de funcionalidad queda de la siguiente manera:

$$IF = \frac{\sigma}{Fb\rho} \quad (11)$$

Por lo que la pendiente que se busca ya que satisface las características indicadas, es esfuerzo sobre densidad del material:

$$M = \frac{\sigma}{\rho} \quad \text{Índice del material} \quad (12)$$

Teniendo estos dos parámetros, se selecciona la correcta gráfica de Ashby, en este caso se tiene la de densidad en el eje X contra resistencia a la fluencia en el eje Y, también se señala la pendiente obtenida, trazando una línea paralela en la Figura 32:

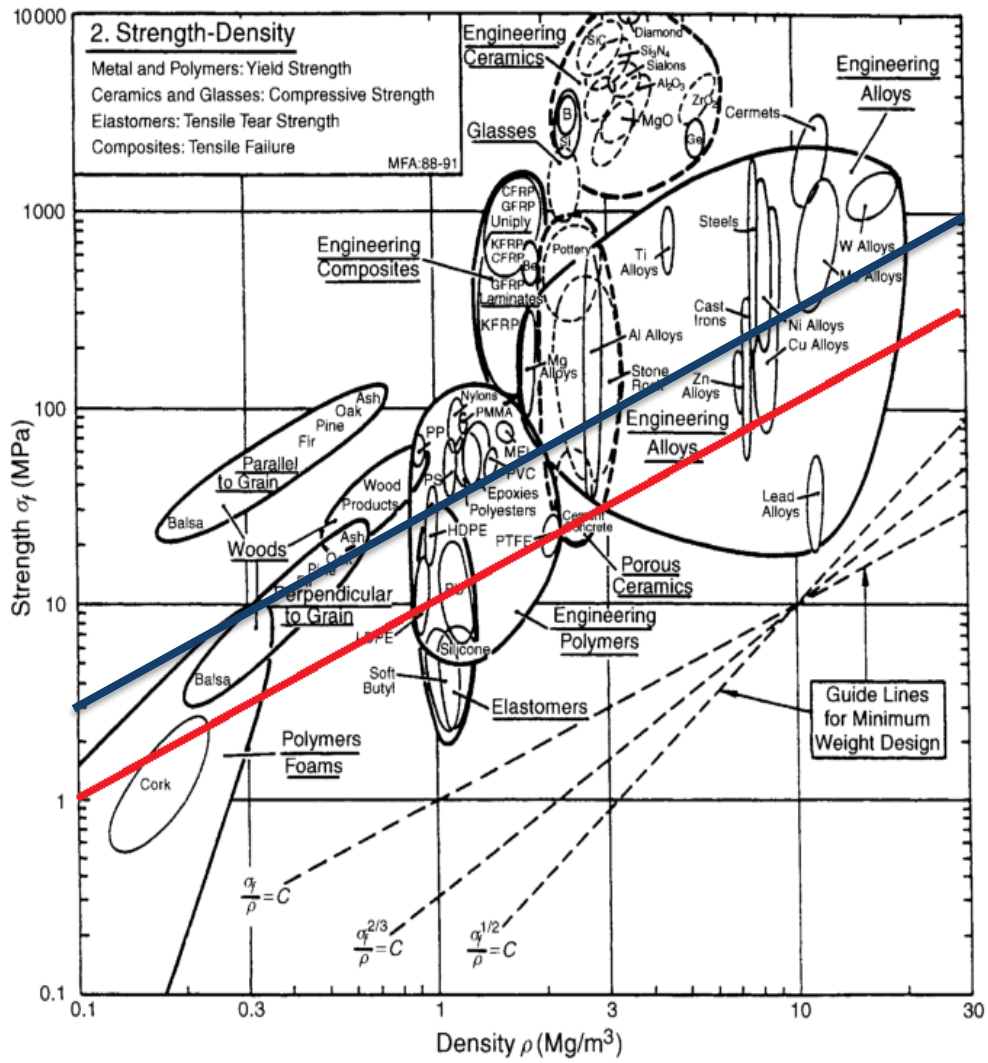


Figura 32. Gráfica de Ashby Densidad vs Esfuerzo de Fluencia.

El diseño tiene curvaturas, que son complejas de manufacturar en la parte de los soportes femorales y tibiales (Figuras 50 y 51), además de requerir un buen acabado final. Se tienen algunos posibles materiales como lo son: maderas, polímeros, cerámicos y algunas aleaciones metálicas. Se centró la investigación en un grupo: las aleaciones y materiales compuestos de ingeniería. Las aleaciones son consideradas para la parte de soporte general y los materiales compuestos para la parte de ergonomía del muslo y pantorrilla, los cuales por diferentes motivos de la lesión pueden tener variación en las dimensiones y es más recomendable tener la pieza que se “amolde” a la parte del cuerpo correctamente.

Selección del material para soportes.

En el análisis por el método de Ashby dentro de los materiales compuestos de ingeniería, este grupo de materiales son aquellos que están hechos a partir de la unión de dos o más componentes, que dan lugar a uno nuevo con propiedades y cualidades superiores, que no son alcanzables por cada uno de los componentes de manera independiente [31]. Este método acota la cantidad de materiales que se pueden utilizar para aplicación antes descrita en el análisis del método. Sobre la línea roja de la Figura 32, se muestran todos los “posibles materiales” sin embargo existen muchos que no cumplen con las características mecánicas que se necesitan. Los siguientes grupos de materiales que se observan sobre la línea roja son:

- Aleaciones de ingeniería.
- Maderas.
- Compositos de ingeniería.
- Cerámicos de ingeniería.
- Polímeros de ingeniería.

Se debe delimitar la variedad de materiales a utilizar, por lo que el grupo de maderas no será considerado, debido a que cambios en la temperatura incluso humedad, pueden afectar las dimensiones de dicho material. El grupo de cerámicos también será descartado, ya que a su alta dureza pero poca resistencia al impacto no será una buena opción en la aplicación deseada. El grupo de las aleaciones de ingeniería también será descartado, debido a su dificultad para poder manufacturar las formas complejas que se pretenden. Se decidió centrar la selección en dos grupos: polímeros y compositos de ingeniería, de estos dos grupos se realizó una comparación de sus propiedades mecánicas tomando como materiales base al polipropileno y a la fibra de carbono por ser los más comunes en aplicaciones ortésicas. En el anexo A-6 se muestra una comparación de sus ventajas y desventajas de cada uno. El análisis de estos dos materiales, se consultó con el grupo de trabajo, se consultó a un médico de rehabilitación y diseñadores industriales, así como las propiedades mecánicas de estos materiales mostradas también en el anexo A-6. Se decidió utilizar fibra de carbono por las mejores propiedades mecánicas de este material a pesar de su alto costo.

Además con las formas utilizadas en el diseño, se pueden elaborar moldes para la manufactura con fibra de carbono (Anexos A-7 planos de soportes femorales y tibiales) Las ventajas de seleccionar fibra de carbono sobre otros materiales son las siguientes [31].

- Estabilidad dimensional (logra mantener su forma).
- Amortiguamiento de vibraciones.
- Compatibilidad biológica.
- Elevada resistencia mecánica, con un módulo de elasticidad elevado.
- Baja densidad, en comparación con otros elementos como por ejemplo el acero.
- Resistencia a agentes externos.
- Gran capacidad de aislamiento térmico.

Una de sus aplicaciones de la fibra de carbono es en el campo de la medicina (prótesis, órtesis), con lo cual este proyecto está íntimamente ligado. La relación entre ligereza y resistencia de este material es excepcional, tiene propiedades mecánicas similares al acero y es tan ligera como la madera o el plástico.

Para lo que se pretende utilizar este material es para dar soporte y alineación a la pierna del usuario, la fibra de carbono se encontrará embebida en el metal base para un ensamble sin elementos externos como por ejemplo los tornillos. Su manufactura por medio de moldes hace que las medidas en base al paciente sean totalmente ajustables a sus medidas antropométricas, esto muestra una ventaja considerable sobre algún metal en este tipo de piezas, ya que la manufactura de un metal para piezas anatómicamente ajustables es muy complicado, por los mismos procesos y porque muchas de las veces no se asegura el 100% de ergonomía. La fibra de carbono será complementada por medio de sujetadores y un recubrimiento suave para la comodidad del usuario. Los análisis realizados en software indicaron que el peso total de las piezas manufacturadas con este material, con espesor de 3 [mm] es de 1.4 [kg], lo que lo hace compatible con los requerimientos planteados. (Soportes femorales y tibiales del diseño del exoesqueleto Anexo A-7)

Selección del material para eslabones.

Los eslabones femorales, tibiales y el soporte de la zona de cadera, necesita un balance de peso y resistencia. Una aleación de metal es lo más usado actualmente para poder diseñar adecuadamente las articulaciones de cadera y de rodilla, con el fin de brindar un mejor soporte, seguridad y reducir los costos de manufactura. La decisión también radica en la importancia de una manufactura fácil y que no aumente los costos de fabricación al utilizar fibra de carbono en todos los componentes del exoesqueleto.

La selección del metal se basó en el análisis por el método de Ashby también; teniendo como referencia la línea azul, ya que el esfuerzo mínimo es mayor al anterior indicado, conservando el índice de funcionalidad de la Figura 32, cabe señalar que en estas piezas se requiere de mayor resistencia, debido a las fuerzas a las cuales serán sometidas.

Realizando un método similar al anterior, en donde se seleccionó el material para los soportes femoral y tibial, se tienen los materiales que se observan sobre la línea azul, los cuales son:

- Aleaciones de ingeniería.
- Maderas.
- Compositos de ingeniería.
- Cerámicos de ingeniería.
- Polímeros de ingeniería.

Se debe delimitar la variedad de materiales a utilizar, por lo que el grupo de maderas no será considerado nuevamente, debido a que cambios en la temperatura incluso humedad, pueden afectar las dimensiones de dicho material. El grupo de cerámicos también será descartado, al tener poca resistencia al impacto, ya que estas piezas serán sometidas impactos constantes durante su funcionamiento. Se decidió centrar la selección en tres grupos: polímeros, compositos de ingeniería y aleaciones de ingeniería, de estos tres grupos se tomaron los materiales más atractivos como lo son: polipropileno, fibra de carbono, aluminio y acero por ser los más comunes en aplicaciones ortésicas, además de apoyarse de la información recabada en el estado del arte realizado en el presente trabajo. Sin embargo anteriormente se ya se había

realizado la comparación entre el polipropileno y la fibra de carbono, por lo que la fibra de carbono brinda más ventajas sobre el polipropileno, de esta manera se descarta el polipropileno, teniendo sólo tres opciones de material. Debido al costo de la fibra de carbono se decidió eliminar ese material, teniendo dos candidatos principales:

- Acero
- Aluminio

Se seleccionaron estos materiales ya que son los más utilizados en las estructuras de los exoesqueletos de miembro inferior actuales, basado en la investigación del estado de arte del presente trabajo.

Adequar los espesores a lo mínimo posible sin arriesgar la seguridad del diseño es también importante, por eso es que se realizaron análisis de elemento finito para poder determinar el mínimo espesor que se podía utilizar de alguno de estos dos materiales para su posterior manufactura. Se encontró que los espesores de las placas de acero y aluminio se comercializan principalmente en pulgadas, es por eso que el análisis siguiente se realizó en esta unidad de medida [32].

Las piezas que se analizaron fueron los eslabones femorales y tibiales, y la conexión de la cadera; con acero y después en aluminio con un grosor de 3/8 [in] y 1/2 [in] respectivamente. El primer análisis que se realizó fue el de encontrar los pesos totales de todas las piezas que comprenden este trabajo en los dos materiales anteriormente mencionados para determinar la viabilidad de alguno, recordando que se tiene como especificación que el dispositivo no alcance un peso mayor a 25 [kg]. Los resultados fueron los siguientes:

3/8" Acero		3/8" Aluminio 6061 T6	
Pieza	Peso [kg]	Pieza	Peso [kg]
Cadera centro	5.7	Cadera centro	1.9
Cadera Conexión derecha	3.6	Cadera Conexión derecha	1.2
Cadera Conexión izquierda	3.6	Cadera Conexión izquierda	1.2
Eslabón Muslo derecho	3.4	Eslabón Muslo derecho	1.1
Eslabón Muslo izquierdo	3.4	Eslabón Muslo izquierdo	1.1
Eslabón Pantorrilla	3.5	Eslabón Pantorrilla	1.2

derecha		derecha	
Eslabón Pantorrilla	3.5	Eslabón Pantorrilla	1.2
izquierda		izquierda	
Total	27.0	Total	9.3

Tabla 10. Análisis pesos de los elementos del exoesqueleto con espesor de 3/8[in].

1/2" Acero		1/2" Aluminio 6061 T6	
Pieza	Peso [Kg]	Pieza	Peso [Kg]
Cadera Central	7.6	Cadera Central	2.6
Cadera Conexión		Cadera Conexión	
derecha	4.9	derecha	1.7
Cadera Conexión		Cadera Conexión	
izquierda	4.9	izquierda	1.7
Eslabón Muslo		Eslabón Muslo	
derecho	4.6	derecho	1.6
Eslabón Muslo		Eslabón Muslo	
izquierdo	4.6	izquierdo	1.6
Eslabón Pantorrilla		Eslabón Pantorrilla	
derecha	4.7	derecha	1.6
Eslabón Pantorrilla		Eslabón Pantorrilla	
izquierda	4.7	izquierda	1.6
Total	36.2	Total	12.5

Tabla 11. Análisis pesos de los elementos del exoesqueleto con espesor de 1/2[in].

Con el análisis anterior se descartó la selección de acero ya que sobrepasa la especificación de peso de la estructura dada anteriormente. El paso siguiente fue realizar un análisis de elemento finito de las piezas en aluminio 6061 T6 en la posición más crítica, la cual sería la fase de apoyo simple de la marcha, es decir que sólo una pierna del exoesqueleto cargará todo el peso de él mismo y del usuario. La articulación crítica es la de rodilla en el diseño, es por eso que se realizaron dos análisis, uno con 3/8[in] y el otro con 1/2[in], se evaluaron los resultados que son los siguientes:

pantorrilla_estructura_3_8_sim2 : 38 Result
Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
Displacement - Nodal, Magnitude
Min : 0.000, Max : 0.975, Units = mm
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

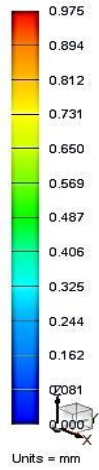


Figura 33. Desplazamiento en eslabón de 3/8[in].

pantorrilla_estructura_1_2_sim2 : 12 Result
Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
Displacement - Nodal, Magnitude
Min : 0.000, Max : 0.310, Units = mm
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

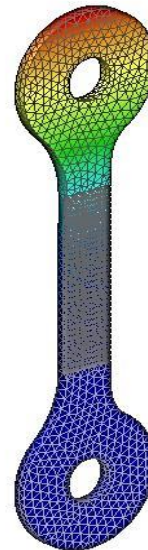
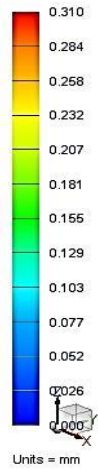


Figura 34. Desplazamiento en eslabón de 1/2[in].

pantomilla_estructura_3_8_sim2 : 38 Result
Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises
Min : 0.005, Max : 10.337, Units = N/mm^2(MPa)
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

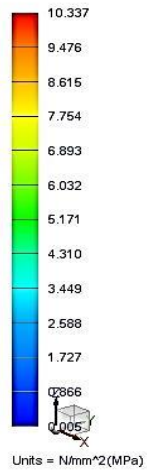


Figura 35. Esfuerzo nodal en eslabón de 3/8[in].

pantomilla_estructura_1_2_sim2 : 12 Result
Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises
Min : 0.002, Max : 6.707, Units = N/mm^2(MPa)
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

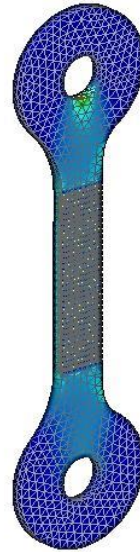
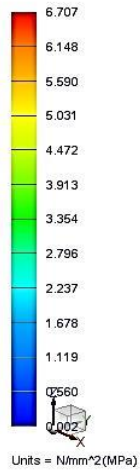


Figura 36. Esfuerzo nodal en eslabón de 1/2[in].

pantorrilla_estructura_3_8_sim2 : 38 Result
Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
Stress - Elemental, Von-Mises
Min : 0.073, Max : 7.807, Units = N/mm^2(MPa)
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

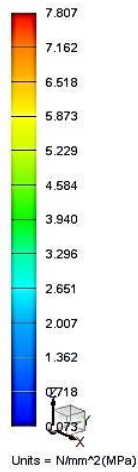


Figura 37. Esfuerzo elemental en eslabón de 3/8[in].

pantorrilla_estructura_1_2_sim2 : 12 Result
Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
Stress - Elemental, Von-Mises
Min : 0.006, Max : 4.633, Units = N/mm^2(MPa)
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

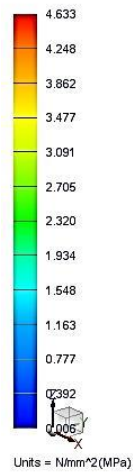


Figura 38. Esfuerzo elemental en eslabón de 1/2[in].

Las restricciones que se plantearon en el análisis fueron las siguientes:

- Esta parte soportaría el 100% estimado del total del peso del dispositivo más el peso del usuario, la suma de éstos es de 120 [kg].

- La posición crítica es la fase de apoyo simple de una sola pierna.

La fuerza es aplicada en la parte en donde se une la pieza del muslo y la pantorrilla, la tierra se encuentra en este caso en el tobillo. Se plasmó en el software Siemens NX 8.5, con un mallado de 10[mm] y en la parte superior el tipo de carga como rodamiento ya que en esa parte articulará la junta.

La información arrojada muestra que el comportamiento del espesor de ½[in], de acuerdo al resultado, es el que mejor se comporta y menor desplazamiento tiene, es decir la deformación es menor, a pesar de que el espesor de 3/8[in] hace el dispositivo 3.2 [kg] más ligero con información de la Tabla 10 y 11, sin embargo se considera más importante reducir la deformación del material en carga crítica lo más posible, es por eso que se seleccionó el Aluminio 6160 T6 con un espesor de ½ [in] como el material para la manufactura del exoesqueleto. A continuación se presenta la tabla 12 con un resumen de los resultados del material seleccionado:

Aluminio 6061 T6	
Desplazamiento	0.310 [mm]
Esfuerzo nodal	6.707 [MPa]
Esfuerzo elemental	4.633 [MPa]
Peso total de la estructura	12.5 [kg]

Tabla 12. Análisis de la estructura con Aluminio.

Análisis de resultados de la selección de materiales.

El resultado del análisis indica que la relación peso-resistencia que se busca, se puede encontrar en el aluminio 6061 T6 con un espesor de ½ [in], lo cual permitirá tener un exoesqueleto lo más ligero posible ya que el acero aumentaba considerablemente el peso general del dispositivo y por ende aumentaría el par de los actuadores en el funcionamiento. También, el aluminio posee propiedades mecánicas que lo hacen fácil de maquinar, es resistente a la corrosión y además es maleable.

Aleación dúctil y ligera, con gran resistencia y excelentes características de acabado, el aluminio 6061 T6 es ideal para la elaboración de piezas maquinadas con calidad de excelencia y para trabajos que requieran buen acabado superficial. Posee excelente resistencia a la corrosión y acabado, además de facilidad de soldadura y una resistencia parecida a la del acero. Ésta es una aleación de propósito general muy popular con buena facilidad de maquinado a pesar de su tratamiento de envejecimiento artificial (T6) [33].

Debido a las formas del diseño, se aconseja utilizar el corte de agua para la manufactura de las mismas. Existen muchos métodos para cortar aluminio, incluidos láser, plasma, sierra para metales e incluso cizallas para cortar láminas de aluminio muy finas, sin embargo, la herramienta de procesamiento más versátil es la que utiliza la tecnología de chorro de agua. El chorro de agua puede cortar hasta 40 cm de aluminio, incluso mediante un corte de cinco ejes. Las láminas de aluminio finas, incluida la aleación de aluminio 6061 T6, se pueden apilar para cortarlas con sistemas de chorro de agua. En este caso el espesor es de $\frac{1}{2}$ [in], siendo aplicable este proceso de manufactura.

Ventajas del corte de aluminio con chorro de agua:

- Los materiales no se deforman debido al calor.
- Los materiales no se endurecen a lo largo del borde de corte.
- No se producen cambios en la estructura metálica.
- No es necesaria ninguna rectificación o ésta es mínima [34].

En la Figura 39 se muestra la distribución de materiales del diseño mecánico. Se presenta el diseño del exoesqueleto en dos colores, el color gris claro muestra lo que se pretende manufacturar con fibra de carbono y las piezas en color gris oscuro de aluminio, los eslabones de la parte del muslo, pantorrilla y el soporte de cadera. En la parte de los eslabones de muslo y pantorrilla se tiene un agregado para la fácil interacción con la fibra de carbono ya que necesita estar sujeta con el aluminio, se realizó un ranurado para que la fibra de carbono se coloque embebida junto con los

eslabones de aluminio, esto evitará el uso de elementos de sujeción de ambas piezas reduciendo el número de éstas.

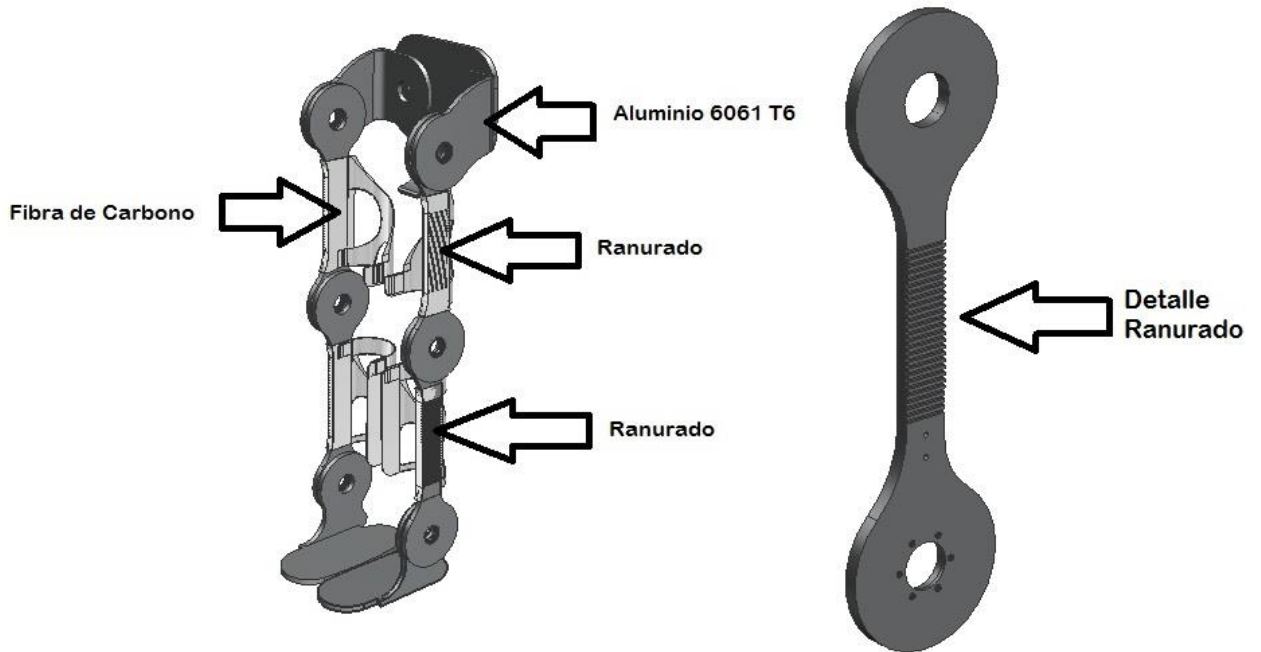


Figura 39. Distribución de materiales del exoesqueleto.

Nota: El diseño de la zona del tobillo sólo se dibujó de forma demostrativa, para completar el diseño y se resalta que no forma parte de los objetivos del presente trabajo.

3.1.2 Diseño del eje.

Un eje de transmisión es un elemento cilíndrico de sección circular, que puede estar fijo o estar girando, sobre el que se montan engranes, poleas, volantes, ruedas de cadena, manivelas o manubrios, así como otros elementos mecánicos de transmisión de fuerza o potencia [35]. Los ejes de transmisión, o simplemente ejes son barras sometidas a cargas de flexión, tensión, compresión o torsión que actúan individualmente o combinadas [35].

El cálculo de los ejes de transmisión se hace basado en las teorías de falla estática. En el diseño el punto crítico es la articulación de rodilla, la cual en algún momento

podría llegar a soportar la mayor parte del peso del usuario y del exoesqueleto, las cargas a las que está sometido el eje son considerando el peso máximo del usuario de 78 [kg] y el peso de la estructura y los componentes de 25 [kg], más la carga de la instrumentación de 10 [kg] y alguna carga extra considerada de 7 [kg]. Se tiene que el eje debe soportar 120 [kg] de peso, para la conversión en Newtons se debe multiplicar dicho valor por 9.81 [m/s²], la cual es la aceleración de la gravedad dando el valor de 1177.2 [N].

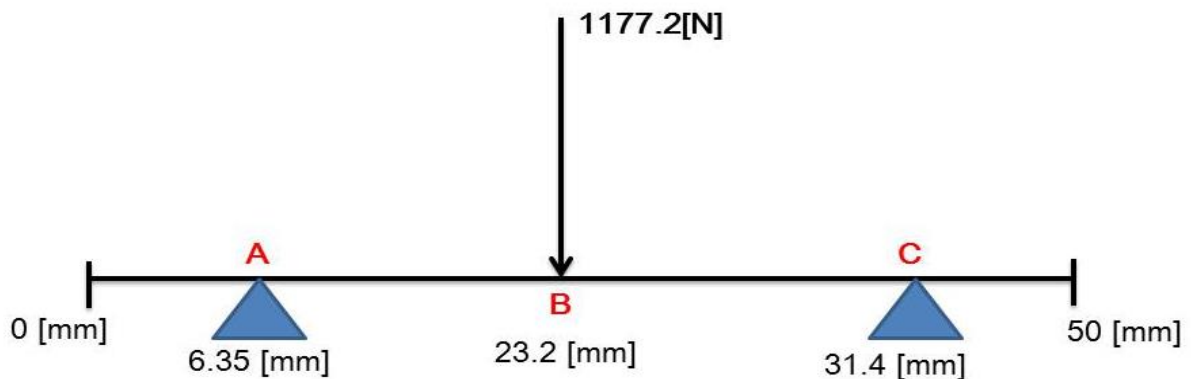


Figura 40. Diagrama de cuerpo libre del eje de rodilla.

Como muestra la figura anterior, el eje se toma con una viga a flexión con doble apoyo y una longitud de 50 [mm], a los 6.35 [mm] se tiene el primer apoyo del eslabón inferior y a los 23.2 [mm] se aplica una fuerza de 1177.2 [N] que es la suma de todos los pesos descritos anteriormente, el apoyo B es parte de la base que pertenece a la configuración de actuación del dispositivo [36]. El eje se encuentra sometido a fuerzas de flexión y de torsión por el par del motor y reductor seleccionados, el dato para la fuerza de torsión máximo se tomará de 100 [Nm] ya que basado en las especificaciones dadas en el capítulo 2, el par máximo del diseño se encuentra en la cadera y debido a que se usará la misma configuración en esta articulación, se decidió seleccionar dicho par, el cual es de 98 [Nm] pero se redondeará a 100 [Nm] para cálculos prácticos. Basados en la referencia del libro de diseño de máquinas Mott [37], el diámetro mínimo de un eje a torsión y flexión se calcula mediante la siguiente fórmula:

$$d = \sqrt[3]{\left(\frac{32N}{\pi} \sqrt{\left(\frac{K_t M}{S'_n}\right)^2 + \frac{3}{4} \left(\frac{T}{S_y}\right)^2}\right)} \quad (13)$$

Donde:

M =Momento flexionante en la sección analizada.

T = Par de torsión en la sección analizada.

N =Factor de seguridad.

S_y =Límite a la fluencia (MPa).

K_t =Factor de concentración de esfuerzos.

S'_n =Resistencia a la fatiga modificada.

Esta ecuación es compatible con la norma ANSI/ASME B 106 IM-1985 [37]. Sin embargo, como se puede notar, se tienen que saber las propiedades del material con el cual se va a manufacturar el eje, como se había seleccionado anteriormente el aluminio 6061 T6 cuenta con propiedades adecuadas también para este tipo de aplicación, se enlistan las propiedades de este material necesarias para el cálculo del eje:

S_y =Límite a la Fluencia: 270 [MPa]

S'_n =Resistencia a la fatiga: 98.1 [MPa]

A continuación se presenta el desarrollo del diagrama de esfuerzo cortante y momento flexionante basádo en el diagrama de cuerpo libre de la Figura 40. Las reacciones en los puntos A y C se calculan de la siguiente manera:

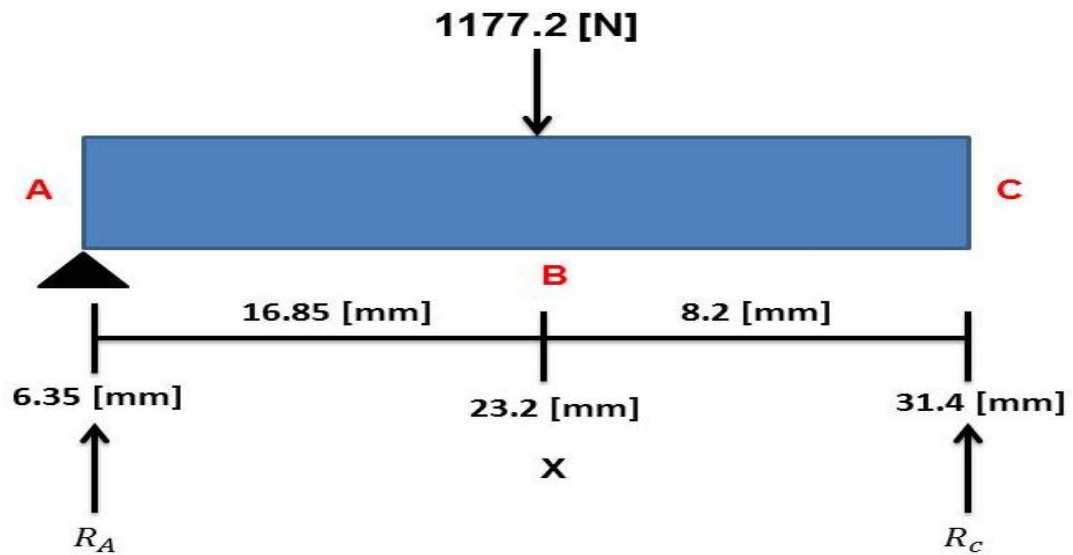


Figura 41. Reacciones en puntos A y C.

$$\sum M_A = 0 \quad (14)$$

$$\sum M_A = -1177.2[N] * 16.85[mm] + R_c * 25.05[mm] = 0 \quad (15)$$

$$R_c = \frac{1177.2[N] * 16.85[mm]}{25.05[mm]} \quad (16)$$

$$R_c = 791.8 [N] \quad (17)$$

$$\sum F_y = 0 \quad (18)$$

$$\sum F_y = R_A + R_c - 1177.2[N] = 0 \quad (19)$$

$$R_A = 1177.2[N] - 791.8[N] = 0 \quad (20)$$

$$R_A = 385.3[N] \quad (21)$$

Ya que se calcularon las reacciones en el punto A y C respectivamente, se procede a obtener las ecuaciones del diagrama de fuerzas cortantes y momentos flexionantes.

Para el tramo AB se tiene lo siguiente:

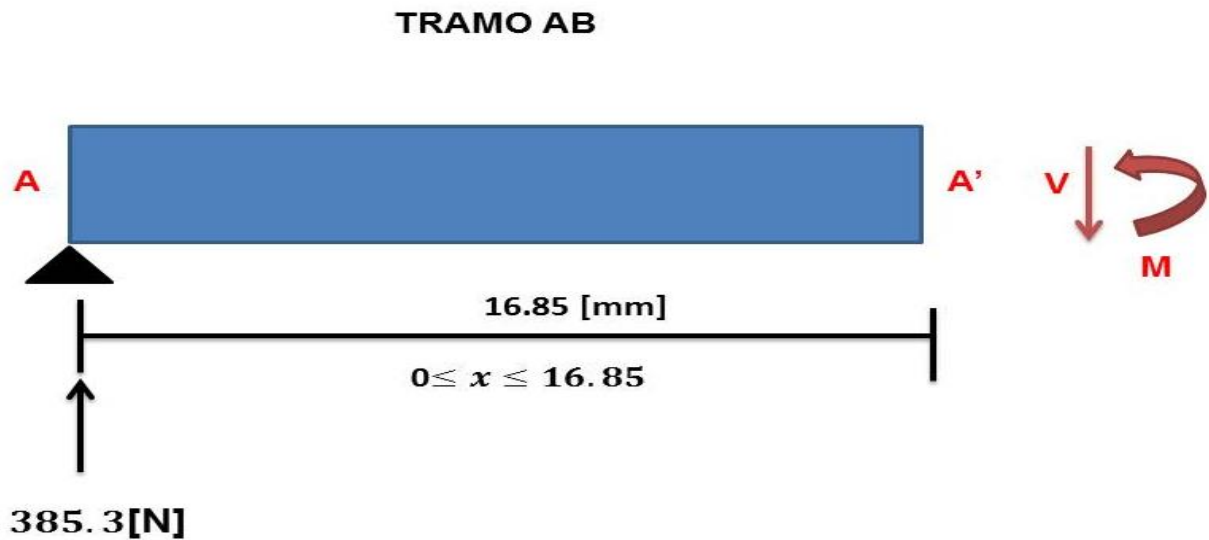


Figura 42. DCL tramo AB del eje de rodilla.

$$\sum F_y = 0 \quad (22)$$

$$385.3[N] - V = 0 \quad (23)$$

$$V = 385.3[N] \quad (24)$$

$$\sum M_{A'} = 0 \quad (25)$$

$$-385.3[N] * x + M = 0 \quad (26)$$

$$M = 385.3[N] * x \quad (27)$$

$$M = 385.3[Nm](x) = \begin{cases} x = 0[mm], & M = 0[Nm] \\ x = 16.85[mm], & M = 6.49 [Nm] \end{cases} \quad (28)$$

Para el tramo BC se tiene lo siguiente:

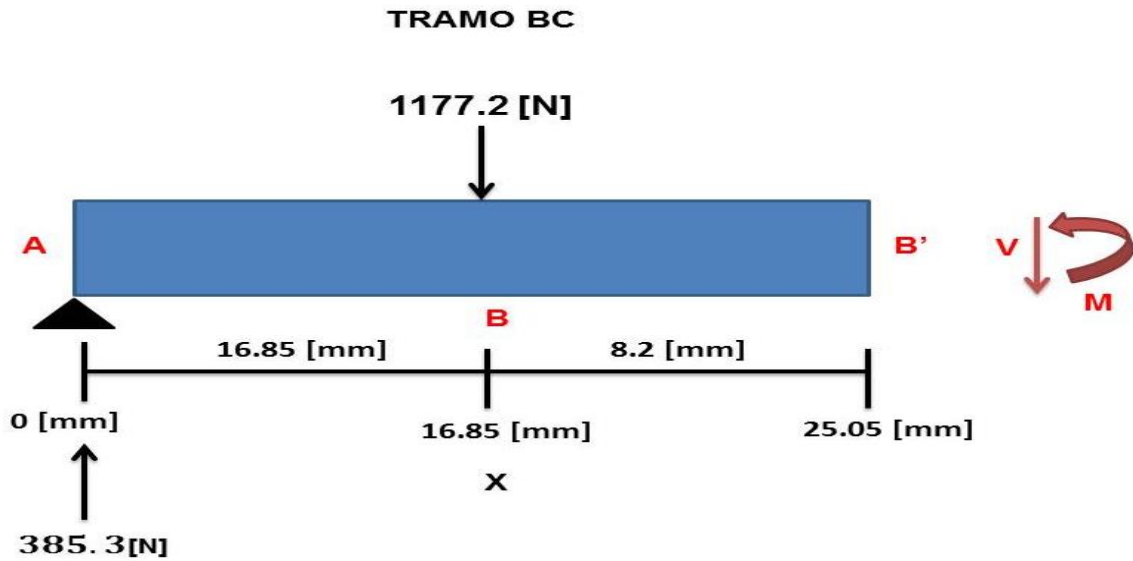


Figura 43. DCL tramo BC del eje de rodilla.

$$\sum F_y = 0 \quad (29)$$

$$385.3[N] - 1177.2[N] - V = 0 \quad (30)$$

$$V = -791.8[N] \quad (31)$$

$$\sum M_{B'} = 0 \quad (32)$$

$$-385.3[N] * x + 1177.2[N] * (x - 16.85[mm]) + M = 0 \quad (33)$$

$$M = -791.8[Nm](x) + 19.8358 = \begin{cases} x = 16.85[mm], & M = 6.49[Nm] \\ x = 25.05[mm], & M = 0[Nm] \end{cases} \quad (34)$$

Después de realizar los cálculos necesarios, se muestra a continuación el diagrama de cuerpo libre del eje y su respectivo diagrama de fuerzas cortantes y momentos flectores plasmando los resultados anteriores.

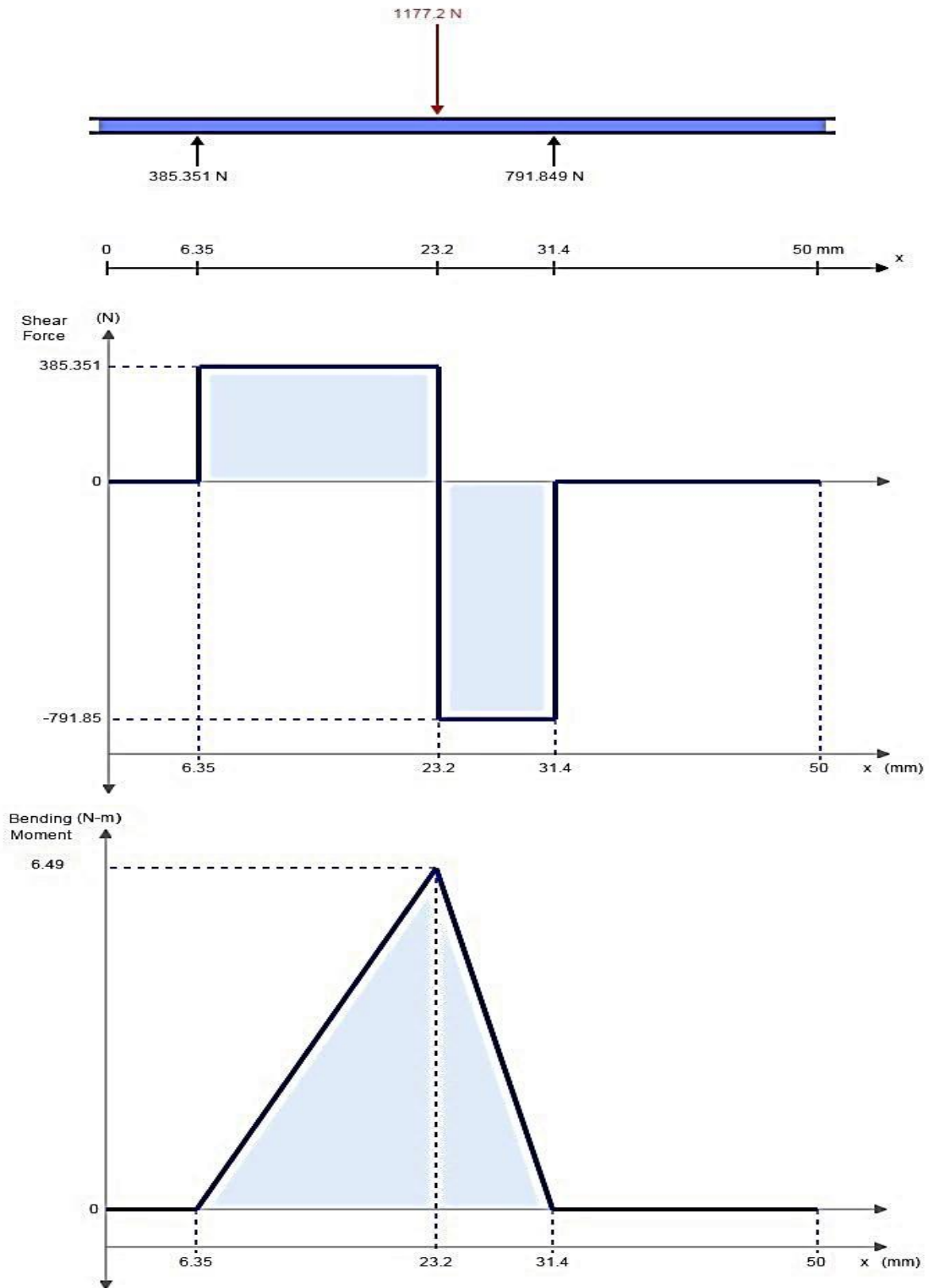


Figura 44. Diagrama de fuerzas cortantes y momentos flectores [38].

Ahora se debe calcular la resistencia a la fatiga modificada del material con la siguiente ecuación:

$$S'_n = S_n C_s C_r \quad (35)$$

Donde:

S_n =Resistencia a la fatiga del material en [MPa]

C_s =Factor de tamaño del eje

C_R =Factor de confiabilidad en el diseño

La resistencia a la fatiga la obtenemos de la página 71 del presente trabajo, el factor de tamaño para el eje seleccionado se calcula de la siguiente manera para diámetros entre 7.62 [mm] y 50 [mm] según la referencia del libro Mott [37] en la página 175.

$$C_s = \left(\frac{D}{7.62} \right)^{-0.11} \quad (36)$$

Donde D es el diámetro mínimo en milímetros considerado por el diseñador, en este caso se seleccionó un diámetro mínimo aproximado de 20 [mm], por las restricciones geométricas de las articulación de rodilla.

$$C_s = \left(\frac{20}{7.62} \right)^{-0.11} = 0.89 \quad (37)$$

El factor de confiabilidad en el diseño seleccionado es:

$$C_R = 0.81 \quad (38)$$

Para una confiabilidad del 99% según la referencia [37] en la página 175. Ahora realizando el cálculo de la resistencia a la fatiga modificada obtenemos lo siguiente:

$$S'_n = 98.1[MPa] * 0.89 * 0.81 \quad (39)$$

$$S'_n = 71.45[MPa] \quad (40)$$

El factor de concentración de esfuerzos en el eje para chaflanes agudos según la referencia [37] pagina 542 recomienda hacer uso de:

$$K_t = 2.5 \quad (41)$$

Y el último de los parámetros necesarios para calcular el diámetro mínimo del eje es el factor de seguridad N de diseño, en este caso se seleccionará con un valor de:

$$N = 2 \quad (42)$$

Ya que se cuenta con cargas dinámicas y se tiene una confianza promedio en todos los datos de diseño recomendado por la referencia [37] en la página 185.

Substituyendo los datos necesarios en la ecuación de la norma ASME se tiene lo siguiente:

$$d = \sqrt[3]{\left(\frac{32 * 2}{\pi} \sqrt{\left(\frac{2.5 * 6.49[Nm]}{71.45 * 10^6[Pa]}\right)^2 + \frac{3}{4} \left(\frac{100[Nm]}{270 * 10^6[Pa]}\right)^2}\right)} \quad (43)$$

Resolviendo en el software Matlab con el programa del Anexo A3, tenemos que el diámetro mínimo necesario en el eje de cadera y rodilla es de

$$d = 19.91[mm] \quad (44)$$

El mismo eje que se utilice en la rodilla podrá ser usado en la cadera ya que soportaría una carga menor, con el mismo par de torsión aplicado por el motor de 100[Nm], la utilización de la misma configuración en dichas articulaciones simplifica el

diseño mecánico general y el diseño del sistema de actuación puede ser uno solo para todos los grados de libertad considerados en el presente trabajo.

3.1.3 Selección del rodamiento radial.

En este diseño se utilizarán rodamientos radiales para las juntas de los grados de libertad de flexión/extensión así como aducción abducción de cadera, y el de flexión extensión de rodilla. Los cojinetes se usan para soportar una carga y al mismo tiempo permitir el movimiento relativo entre dos elementos de una máquina [37].

Los rodamientos se clasifican principalmente por la forma geométrica de los elementos rodantes de los que están compuestos

- Bolas
- Rodillos cilíndricos
- Rodillos cónicos
- Rodillos esféricos
- Rodillo de aguja



Figura 45. Tipo de elementos rodantes de un rodamiento [39].

Y también se clasifican por las cargas a las que se someten:

- Axiales

- Radiales
- Combinados
- Lineales

Existen muchas combinaciones posibles para poder clasificar a los rodamientos a continuación se presenta en la Tabla 16 que resume las principales ventajas de los rodamientos de acuerdo a su clasificación.

Tipos de rodamiento	Capacidad de carga	Capacidad de carga axial o de empuje	Capacidad de desalineación
Bolas con hilera única	Buena	Aceptable	Aceptable
Bolas de doble hilera	Excelente	Buena	Aceptable
Rodillos cilíndricos	Excelente	Mala	Aceptable
Rodillos esféricos	Excelente	Aceptable/Buena	Excelente
Rodillos cónicos	Excelente	Excelente	Mala

Tabla 16. Capacidades de los rodamientos [37].

De acuerdo a la Tabla 16 y la aplicación que se llevará a cabo, se decidió trabajar con rodamientos radiales de bolas de una hilera, ya que son los que trabajan mejor en las condiciones de operación para el exoesqueleto en cadera y rodilla, en estas dos articulaciones se presentarán principalmente cargas radiales, sin embargo por pequeñas perturbaciones del sistema pudiesen presentarse cargas axiales, que este tipo de rodamientos tienen una respuesta aceptable. La selección de rodamientos se presenta de la siguiente manera.

Los parámetros que se tienen en la posición crítica del exoesqueleto son: en determinado momento si se mantuviera el equilibrio con una sola pierna, ejerciendo

una carga de 120 [kg], respectiva a la suma del exoesqueleto y el usuario, la carga radial o carga del diseño que sufrirá el rodamiento se representa como:

$$P_d = PV \quad (45)$$

Donde:

$P_d =$ Carga equivalente

$V =$ Factor de rotación con valor de 1.0, si lo que gira es la pista interior .

Haciendo los cálculos respectivos tenemos:

$$P_d = 120 [kg] * 9.81 \left[\frac{m}{s} \right] = 1177.2 [N] \quad (46)$$

La duración nominal, es decir la duración con la carga del diseño aplicada se define de la siguiente manera:

$$L_d = (h)(v)\left(60 \frac{min}{h}\right) \quad (47)$$

Donde:

$h =$ duración del diseño en horas

$v =$ velocidad en RPM

La duración del diseño viene dada según la aplicación del rodamiento, en la bibliografía consultada [37], se puede ver la Tabla 17 en la cual se muestra la duración del diseño en distintas aplicaciones posibles.

Aplicación	Duración de diseño L_{10} , h
Electrodomésticos	1000-2000
Motores de aviación	1000-4000
Automotores	1500-5000
Equipo agrícola	3000-6000
Elevadores, ventiladores industriales, transmisiones de usos múltiples	8000-15 000
Motores eléctricos, sopladores industriales, máquinas industriales en general	20 000-30 000
Bombas y compresores	40 000-60 000
Equipo crítico en funcionamiento durante 24 h	100 000-200 000

Tabla 17. Duración del diseño de un rodamiento de bolas [37].

Se escogerá una duración del diseño de 1200 horas, haciendo la suposición que el exoesqueleto de usará por tres horas continuas los 365 días del año con algunas horas de uso extra. Existe un parámetro importante en la selección de rodamientos el cual es la carga dinámica básica que en todas las tablas de selección de rodamientos viene expresada y se define como la carga con la cual puede funcionar el rodamiento con una duración nominal L_{10} de un millón de revoluciones. La duración nominal L_{10} se define como la duración que no alcanzaría el 10 % de los rodamientos sometidos a pruebas con una determinada carga nominal [37]. La carga dinámica se calcula de la siguiente manera:

$$C = (P_d * \frac{L_d}{10^6})^{\frac{1}{k}} \quad (48)$$

Donde:

P_d = carga radial del rodamiento

L_d = duración nominal

k = Factor entre carga y duracion del rodamiento ($k = 3$ rodamiento de bolas)

Se hizo el cálculo para cada una de las articulaciones de cadera y de rodilla, las velocidades de operación fueron para los grados de libertad de la cadera de 2.25 [rad/s] y para la rodilla de 3.29 [rad/s] [22]. En la sección de anexos se encuentra un

archivo de los cálculos realizados para la selección del rodamiento realizado en Matlab. A continuación se muestra la Tabla 18 con los resultados arrojados.

Articulación	RPM	h (horas)	Ld	Pd [N]	C [N]
Cadera	21.4859	1200	1.5470E+06	1177.2	631.9
Rodilla	31.4172	1200	2.2620E+06	1177.2	717.2

Tabla 18. Carga dinámica básica.

La restricción que se tenía es respecto al ancho y diámetro interno del rodamiento, los cuales eran de 9 [mm] y 30 [mm] respectivamente, es por eso que se buscó a diferentes proveedores encontrando el modelo 61906- 2RS1 de SKF para cumplir adecuadamente con los requerimientos dimensionales y de carga dinámica básica.

Articulación	Modelo de rodamiento	C _{rod} [kN]	C _{cal} [kN]	Factor de seguridad
Cadera	61906- 2RS1	7.28	0.631	11.5
Rodilla	61906- 2RS1	7.28	0.717	10.1

Tabla 19. Rodamiento radial seleccionado.

El factor de seguridad es grande, en algunas consideraciones puede ser excesivo, sin embargo, se debe tener en cuenta que la mayoría de los rodamientos se diseñan para ambientes industriales con cargas grandes.

3.1.4 Selección del rodamiento axial.

La necesidad de un rodamiento radial es para mantener el paralelismo de los eslabones y conexiones del diseño en cada una de las articulaciones y para resistir las cargas axiales que se pudiesen encontrar. La selección se realizó considerando que el rodamiento axial soportara la carga máxima de 1177.2 [N], que es la suma del

exoesqueleto completo y el peso del usuario, se busca un rodamiento de doble efecto, es decir que pueda soportar las cargas, ya sea en un sentido de acción o en otro como lo muestra la siguiente figura:

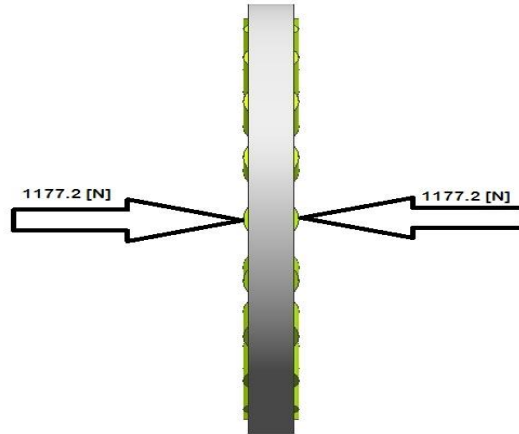


Figura 46. Carga en rodamiento axial de doble efecto.

Se decidió trabajar con un rodamiento axial de rodillos cilíndricos porque el área de contacto sería mayor en comparación con uno de bolas, en este caso la pista serán los eslabones y conexiones del Aluminio 6061 T6 ya que no se necesita hacer uso de las pistas del rodamiento axial. De acuerdo a la bibliografía consultada, la mayoría de los rodamientos de carga axial pueden tomar poca o ninguna carga radial. En ese caso, el diseño y la selección de esos rodamientos dependen sólo de la magnitud de la carga de empuje y de la duración del diseño [37].

De la ecuación 47 y ya que la velocidad en RPM son las mismas que para la selección de los rodamientos radiales, se tienen los mismos datos de la Tabla 18. El cambio vendría en la ecuación 49, ya que en este caso se utilizará un rodamiento de rodillos y su coeficiente $k=3.3$ como se muestra en la ecuación 49.

$$C = (P_d * \frac{L_d}{10^6})^{\frac{1}{k}} \quad (49)$$

Donde:

P_d = carga axial del rodamiento

L_d = duración nominal

k = Factor entre carga y duracion del rodamiento ($k = 3.3$ rodamiento de rodillos)

La restricción que se tenía es respecto al diámetro del eje donde irá montado el cual es menor a 47 [mm] y mayor a 30[mm], es por eso que se buscó a diferentes proveedores encontrando el modelo K81108TN de SKF para cumplir adecuadamente con los requerimientos dimensionales, los cuales son radio interno de 40[mm] y radio externo de 60 [mm] y de carga dinámica básica.

Articulación	Modelo de rodamiento	C _{rod} [kN]	C _{cal} [kN]	Factor de seguridad
Cadera	K81108TN	43	0.668	64.3
Rodilla	K81108TN	43	0.750	57.3

Tabla 20. Rodamiento axial seleccionado.

Este rodamiento tiene un peso de 0.031[kg] y sus dimensiones se acoplan al tamaño del eje.

3.1.5 Dibujos de trabajo

Se presenta el ensamble general del exoesqueleto de cadera y rodilla, se puede apreciar que se encuentran añadidos a los objetivos primarios, como es, dotar de la parte del tobillo al diseño, sin embargo se sigue trabajando en el grupo para la elaboración de un mejor diseño al propuesto en esta parte. Las principales características son un diseño único de articulación, el diseño se procuró que fuera igual para cada uno de los grados de libertad, se consideraron las necesidades de la articulación de cadera y rodilla para diseñar un solo eje que funcionara en las dos zonas. La integración del aluminio 6061-T6 con la fibra de carbono redujo el peso total del dispositivo y permitirá una manufactura precisa de las formas complejas acorde a las medidas antropométricas del usuario.

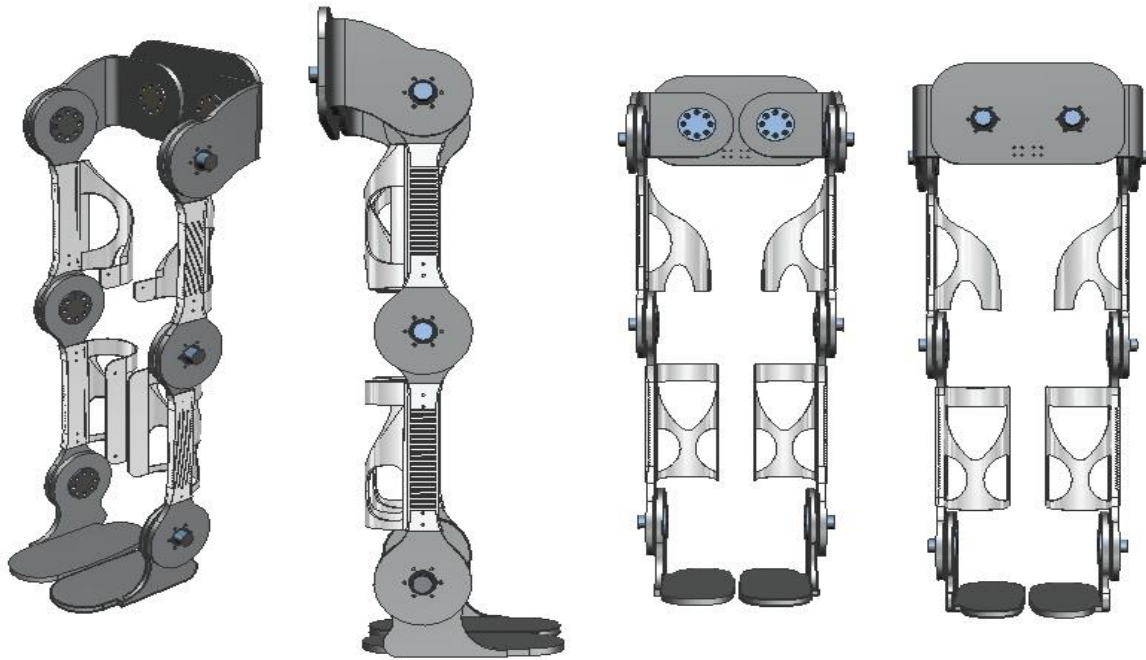


Figura 47. Vistas isométrico, lateral, frontal y trasera del exoesqueleto.

Articulación de cadera

La cadera se compone de tres piezas principales: las conexiones laterales izquierda y derecha, en el centro, estas dos piezas son conectadas por el soporte central de cadera. En la cadera se tienen dos grados de libertad para realizar el movimiento de aducción/abducción y flexión/extensión, el grado de libertad de aducción/abducción se encuentra separado para cada una de las piernas del exoesqueleto, localizado en el soporte central de cadera. Las conexiones laterales cuentan con un rodamiento de bolas para cargas radiales SKF modelo 61906-2RS1, para articular con los eslabones femorales, a su vez se colocó un rodamiento axial SKF modelo 81108 TN de cilindros para conservar el paralelismo y soportar las cargas axiales generadas. El eje de transmisión de potencia es manufacturado con Aluminio 6061 T6 y cuenta con escalones con chaflán agudo para la colocación de los eslabones y de los rodamientos. La sujeción del eje con los eslabones femorales y el soporte central de cadera, se realiza con tornillos Allen M6x12 normalizados por la norma DIN 7991.



Figura 48. Vistas frontal, trasera y lateral de la articulación de cadera.

Articulación de rodilla

La articulación de rodilla cuenta con el eslabón superior paralelo al fémur y el eslabón inferior paralelo a la tibia y peroné del cuerpo del usuario, en el interior del eslabón superior se encuentra un rodamiento de bolas. Éste permite que el eje que va a ir conectado al motor transmita el par de 120 [Nm] al eslabón inferior para realizar el movimiento necesario para la marcha del exoesqueleto. Para mantener el paralelismo de los eslabones y permitir la libre articulación entre los eslabones, el diseño cuenta con un rodamiento axial de cilindros, el cual soportará las cargas axiales que pudiesen existir en la articulación. El eje manufacturado en aluminio 6061 T6 cuenta con escalones para la colocación de los dos rodamientos y la interacción con los eslabones, la sujeción del eje con el eslabón inferior se realiza con tornillos Allen M6x12 normalizados por la norma DIN 7991.

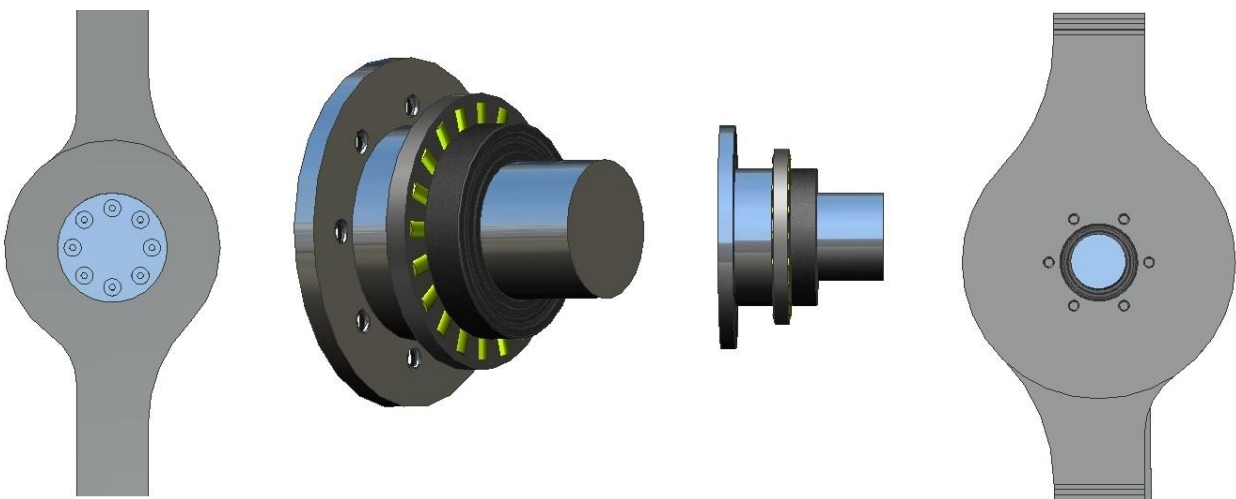


Figura 49. Vistas interna, isométrica, frontal y externa de la articulación de rodilla.

Alineación de rodilla

Para la alineación de la rodilla y evitar desviaciones hacia los costados, lo que ocasionaría lesiones al usuario, se presentan dos soportes (femoral y tibial), para su alineación correcta con el dispositivo y para la seguridad del usuario. Estos dos soportes se elaborarán de fibra de carbono y a su vez los eslabones de metal van embebidos en estos soportes, en los eslabones se aprecia el ranurado para tal fin de unir los dos materiales y que no exista movimiento relativo entre ellos. Las geometrías que se requieren son complejas acorde al cuerpo del usuario, al elegir dicho material proporciona mayor facilidad en la manufactura en comparación con un metal (Figuras 50 y 51).



Figura 50. Vistas frontal, lateral de soporte femoral.



Figura 51. Vistas frontal, lateral de soporte tibial.

CAPÍTULO 4. SIMULACIONES Y RESULTADOS

Simulación es una técnica numérica para conducir experimentos en una computadora digital. Estos experimentos comprenden ciertos tipos de relaciones matemáticas y lógicas, las cuales son necesarias para describir el comportamiento y la estructura de sistemas complejos del mundo real a través de largos periodos de tiempo [39]. En el presente proyecto se realizaron simulaciones de movimiento para comprobar que el diseño mecánico cumpliera su función correctamente, sin que ninguna de sus piezas interfiriera con la trayectoria correcta del exoesqueleto, también sirvieron para poder evaluar y sugerir mejores estrategias de operación y optimización del sistema mecánico. También se realizaron análisis de elemento finito los cuales evaluaron el comportamiento del diseño con relación a las fuerzas de tensión, compresión o torsión que se presentan en las trayectorias del exoesqueleto y así evitar deformaciones que dañen las funciones principales del dispositivo.

4.1 SIMULACIÓN DE MOVIMIENTO.

La simulación de movimiento realizada no tiene otro objetivo mas que corroborar el comportamiento de las piezas del dispositivo en un probable escenario de funcionamiento. Principalmente se verificó que las piezas no interfirieran entre sí al moverse y los grados de movimiento de cada una de las articulaciones, a continuación se explican las simulaciones realizadas.

4.1.1 Prueba de marcha.

Se realizó una simulación en el software Siemens NX 8.5 con el asistente “Motion Simulation” en la cual, introduciendo los rangos de movimientos necesarios para efectuar la marcha, se corroboró la correcta interacción de los elementos mecánicos, principalmente para observar que el exoesqueleto puede alcanzar sin problemas en el principal escenario de uso planteado. Las restricciones establecidas fueron que se

utilizarían juntas rotatorias tanto en el grado de libertad de flexión/extensión de cadera como en el de rodilla. Los principales elementos móviles que se establecieron fueron el eslabón femoral y tibial, se propuso que el soporte de cadera fuera la tierra del sistema ya que aún no se tienen las trayectorias, así como los perfiles de velocidad y posición de cada una de las articulaciones del exoesqueleto.

Esta simulación de movimiento sirvió como punto de comparación con el análisis cinemático realizado por [23] y los videos del software Mathematica, se plantearon además diversos escenarios de movimiento de los eslabones con el primer objetivo de que los grados de libertad llegaran a los puntos deseados de la cinemática, al cumplirse éste, se corroboró la articulación correcta de cada una de las juntas y los resultados fueron satisfactorios. Los escenarios establecidos consistieron en mover cada parte del exoesqueleto por sí sola y al final se realizó la simulación completa de la marcha con las anteriores restricciones.

El grado de libertad de abducción/aducción se comportó dentro de los límites establecidos sin interferencias mecánicas, así como los grados de libertad de flexión extensión de cadera y de rodilla

4.1.2 Prueba de levantarse de una silla.

En esta simulación, cabe señalar que es una de las situaciones más importantes, debido al ángulo formado por el fémur y la tibia, que es cercano a los 90° . La principal preocupación en esta situación es el posible contacto que pueda existir entre las piezas “soporte femoral” y “soporte tibial” del exoesqueleto (Figura 50 y 51), al estar flexionada la articulación de la rodilla.

El software utilizado para ésta simulación fue Siemens NX 8.5, con el asistente “Motion Simulation”. Como parte inicial de la simulación se colocó el exoesqueleto en la posición “sentado”, dicha posición se compone de los siguientes tres ángulos (vistos desde el plano sagital):

- Ángulo formado por la tibia y la superficie en la cual se encuentra la persona (Suelo): 69.72° .

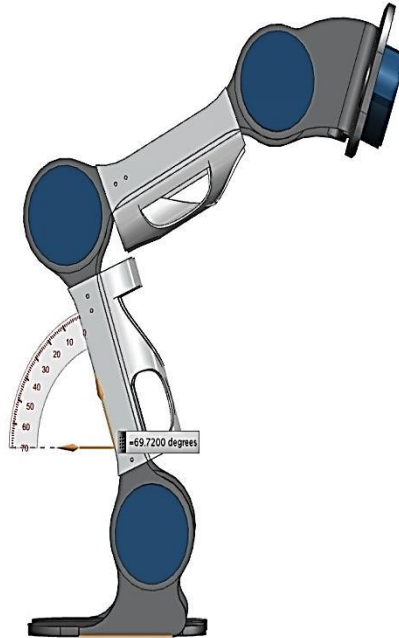


Figura 52. Ángulo tibial-superficie.

- Ángulo formado por la tibia y el fémur: 94.6° .

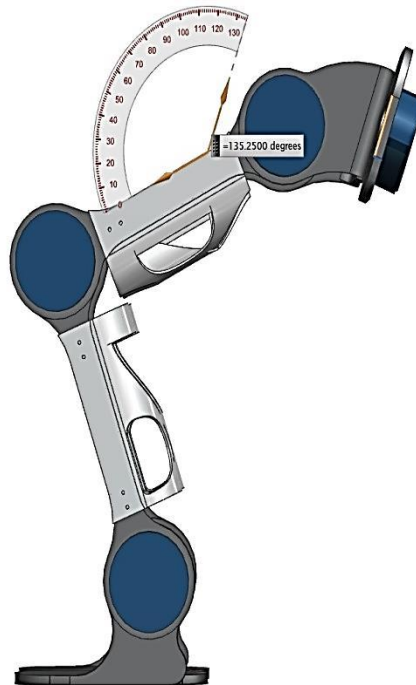


Figura 53. Ángulo tibial-femoral.

- Ángulo formado por el fémur y la pelvis: 135.25° .

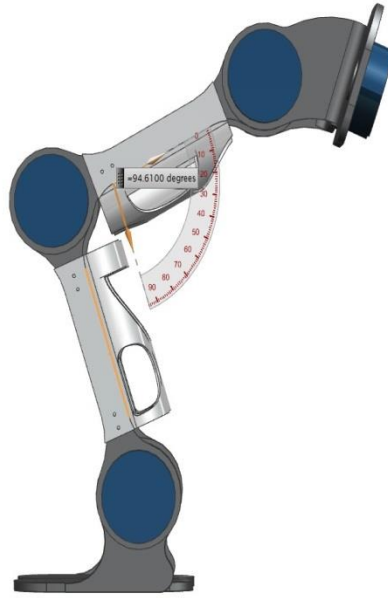


Figura 54. Ángulo femoral-pelvis.

La información previamente mencionada fue tomada con las siguientes consideraciones: una silla de madera sin descanso para brazos, con una altura de 46 [cm] [46].

En la simulación cada una de las articulaciones recorrió diversos ángulos, de tal manera que al final, el exoesqueleto se encuentre en posición erguida. En la simulación no se contemplaron las velocidades reales de cada articulación para realizar dicha tarea, debido a que el propósito de la simulación era únicamente analizar los rangos de movimiento, así como una posible interferencia entre las piezas del exoesqueleto. El diseño tiene los grados de libertad requeridos para realizar dicha acción sin ningún problema.

4.2 SIMULACIÓN DE ELEMENTO FINITO.

Muchas veces las formas básicas como vigas y barras simples son analizadas de maneras simples con elementos de la mecánica básica, sin embargo la complejidad de muchas de las formas de las piezas hacen que el análisis se realice mediante herramientas computacionales principalmente aplicando métodos numéricos. El método de análisis elemento finito es una herramienta que se aplica principalmente con

software de CAD, algunos ejemplos de ellos son ANSYS, NASTRAM etc. En este caso el software SIEMENS NX, por lo que se utilizará el paquete NASTRAM para analizar las piezas críticas del diseño.

El análisis por elemento finito puede ser utilizado en el diseño de nuevos productos, o para refinar un producto ya existente, para asegurar que el diseño será capaz de realizar las tareas establecidas antes de la fabricación. Con el análisis por elemento finito se puede [41]:

- Predecir y mejorar el rendimiento y fiabilidad del producto.
- Reducir la creación de prototipos físicos y pruebas.
- Evaluar los diferentes diseños y materiales.
- Optimizar el diseño y reducir el uso de materiales.

4.2.1 Simulaciones en cadera.

Simulación 1

Conexión de cadera central. (Usuario apoyado con ambos pies).

Se aplica en la parte superior de la pieza una carga vertical distribuida dirigida hacia abajo, dicha carga es ejercida por el peso de la parte superior del cuerpo del usuario (manos, brazos, cabeza, cuello y torso), y por el peso de las piezas del exoesqueleto que se encuentran en la parte superior a esta pieza. Las tierras se colocan en los dos barrenos.

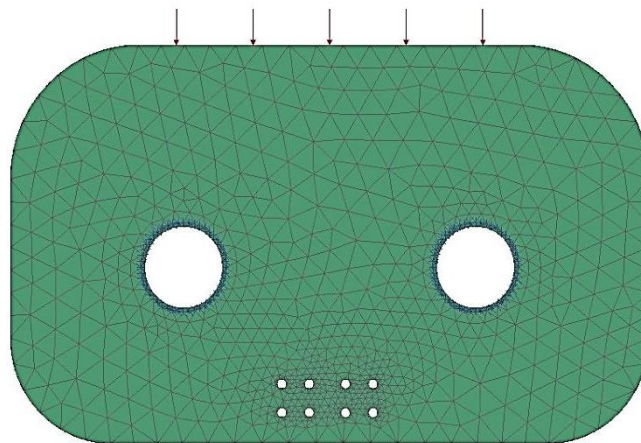


Figura 55. Conexión central de cadera-simulación 1.

Simulación 2

Conexión de cadera central. (Usuario apoyado únicamente con un pie)

Se aplica en la parte superior de la pieza una fuerza vertical distribuida dirigida hacia abajo, dicha fuerza es ejercida por el peso de la parte superior del cuerpo del usuario (manos, brazos, cabeza, cuello y torso), y por el peso de las piezas del exoesqueleto que se encuentran en la parte superior a esta pieza. La tierra se coloca en uno de los barrenos, mientras que en el otro barreno se encuentra una fuerza vertical dirigida hacia abajo, generada por el peso de una de las piernas del usuario, así como por las piezas del exoesqueleto que forman parte de ésta.

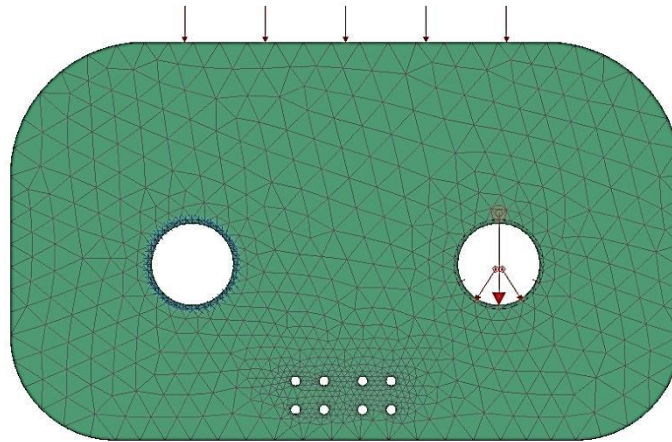


Figura 56. Conexión central de cadera-simulación 2.

Simulación 3

Conexión de cadera central. (Usuario apoyado con ambos pies).

Se coloca la tierra en la parte superior de la pieza, mientras que en los barrenos se aplica una fuerza vertical dirigida hacia arriba, que es ejercida como reacción de soportar el peso de la parte superior del cuerpo del usuario (manos, brazos, cabeza, cuello y torso), así como el peso de las piezas del exoesqueleto que se encuentran en la parte superior a la pieza analizada, incluyendo ésta. Dicha fuerza se distribuye de manera equitativa en los dos barrenos.

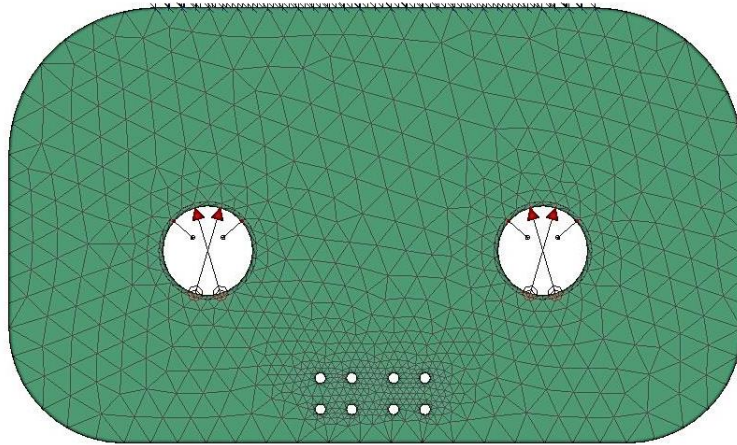


Figura 57. Conexión central de cadera-simulación 3.

Simulación 4

Conexión de cadera central. (Usuario apoyado únicamente con un pie).

Se coloca la tierra en la parte superior de la pieza, mientras que en uno de los barrenos se aplica una fuerza vertical dirigida hacia arriba, dicha fuerza es ejercida como reacción de soportar el peso de la parte superior del cuerpo del usuario (manos, brazos, cabeza, cuello y torso), y por el peso de las piezas del exoesqueleto que se encuentran en la parte superior a esta pieza. Mientras que en el otro barreno se encuentra una fuerza vertical dirigida hacia abajo, generada por el peso de una de las piernas del usuario, así como por las piezas del exoesqueleto que forma parte de la pierna del usuario.

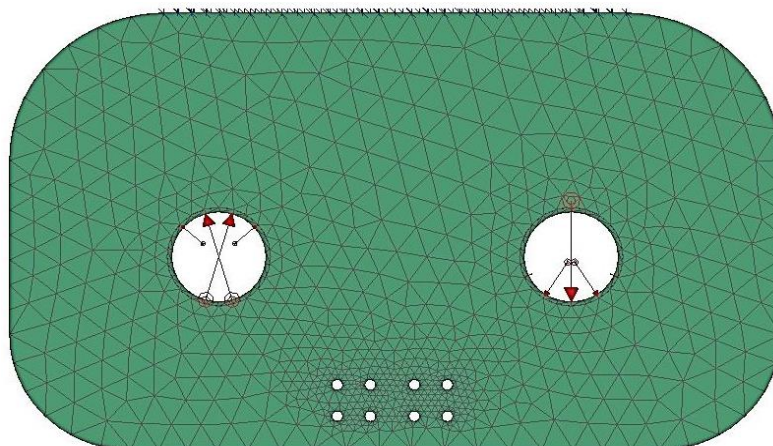


Figura 58. Conexión central de cadera-simulación 4.

Simulación 5

Conexión de cadera lateral. (Usuario apoyado únicamente con un pie).

En el barreno donde se encuentra la unión con el muslo se coloca la tierra. Mientras que en otro barreno se coloca una fuerza vertical dirigida hacia abajo, generada por el peso de las partes del cuerpo del usuario que se encuentran en la parte superior a esta pieza (torso, manos, brazos, cuello y cabeza), por el peso de las piezas del exoesqueleto que se encuentran en la parte superior a la pieza analizada, por el peso de una de las piernas del usuario (muslo, pantorrilla y pie), así como el peso de las piezas del exoesqueleto que conforman dicha parte del cuerpo del usuario.



Figura 59. Conexión de cadera izquierda-simulación 5.

Simulación 6

Conexión de cadera lateral. (Usuario apoyado únicamente con un pie).

En el barreno que se encuentra la unión con el muslo se coloca una fuerza vertical dirigida hacia arriba, generada como reacción de soportar el peso de las partes del cuerpo del usuario que se encuentran superior a esta pieza (torso, manos, brazos, cuello y cabeza), por el peso de las piezas del exoesqueleto que se encuentran en la parte superior a la pieza analizada, por el peso de una de las piernas del usuario (muslo, pantorrilla y pie), así como el peso de las piezas del exoesqueleto que

conforman dicha parte del cuerpo del usuario, y por el propio peso de la pieza analizada. Mientras que el en otro barreno se coloca la tierra.



Figura 60. Conexión de cadera izquierda-simulación 6.

4.2.2 Simulaciones en los eslabones femorales y tibiales.

Simulación 7

Eslabón femoral. (Usuario apoyado únicamente con un pie).

En el barreno superior se coloca una fuerza vertical dirigida hacia abajo, que es ejercida por el peso del cuerpo del usuario que se encuentra superior a la pieza analizada (cadera, torso, brazos, manos, cuello y cabeza), por el peso de las piezas del exoesqueleto que se encuentran superiores a la pieza analizada, por el peso de una de las piernas del usuario, así como el peso de al piezas del exoesqueleto que conforman dicha parte del cuerpo del usuario. Mientras que en el barreno que se encuentra en la parte inferior se coloca la tierra.

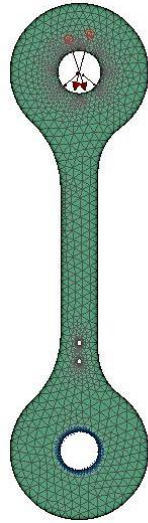


Figura 61. Eslabón femoral-simulación 7.

Simulación 8

Eslabón femoral. (Usuario apoyado únicamente con un pie).

En el barreno superior se colocará la tierra. Mientras que en el barreno inferior se coloca una fuerza vertical dirigida hacia arriba, que es ejercida como reacción de soportar el peso del cuerpo del usuario que se encuentra superior a la pieza analizada (cadera, torso, brazos, manos, cuello y cabeza), el peso de las piezas del exoesqueleto que se encuentran superiores a la pieza analizada, el peso de una de las piernas del usuario, así como el peso de las piezas del exoesqueleto que conforman dicha parte del cuerpo del usuario, y finalmente el peso del propio muslo del usuario así como las piezas del exoesqueleto que lo conforman.

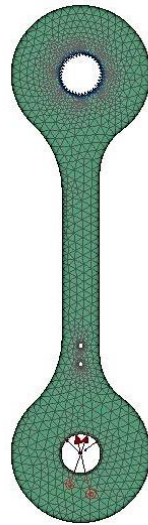


Figura 62. Eslabón femoral-simulación 8.

Simulación 9

Eslabón femoral. (Usuario apoyado únicamente con un pie).

En el barreno del lado derecho se coloca la tierra. Mientras que en el barreno del lado izquierdo se coloca una fuerza vertical dirigida hacia abajo, que es ejercida por el peso de la pantorrilla y el pie del usuario, así como las piezas del exoesqueleto que conforman dichas partes. Además de contemplar el peso de la pieza misma, así como el soporte que se une a ella, representando dicho peso con una carga distribuida. Esto con el fin de emular la situación en la que el muslo y la pantorrilla formen un ángulo aproximado de 90° y la pieza del muslo sostenga las partes inferiores a ésta.

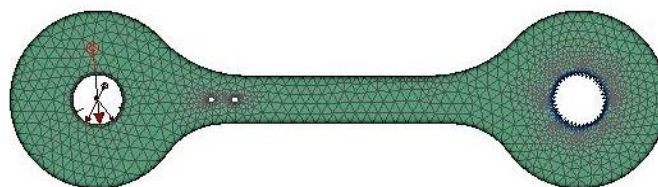


Figura 63. Eslabón femoral-simulación 9.

Simulación 10

Eslabón femoral. (Usuario apoyado únicamente con un pie).

En el barreno superior se coloca la tierra. Mientras que en el barreno inferior se coloca una fuerza vertical dirigida hacia abajo, que es ejercida por el peso de la pantorrilla y del pie del usuario, así como las piezas del exoesqueleto que conforman dichas partes. Esto con el fin de emular un momento después de la finalización de la fase de doble apoyo en la marcha humana.



Figura 64. Eslabón femoral-simulación 10.

Simulación 11

Eslabón femoral. (Usuario apoyado únicamente con un pie).

En el barreno superior se coloca una fuerza vertical dirigida hacia arriba, que es ejercida por el peso del propio muslo, la pantorrilla y el pie del usuario, así como las piezas del exoesqueleto que conforman dichas partes. Mientras que en el barreno inferior se coloca la tierra. Esto con el fin de emular un momento después de la finalización de la fase de doble apoyo en la marcha humana.

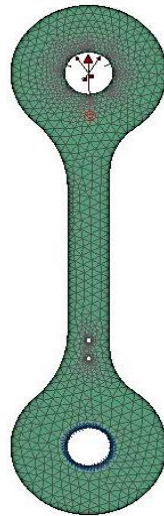


Figura 65. Eslabón femoral-simulación 11.

Simulación 12

Eslabón tibial. (Usuario apoyado únicamente con un pie).

En el barreno superior se coloca una fuerza vertical dirigida hacia abajo, que es ejercida por el peso del cuerpo del usuario que se encuentra superior a la pieza analizada (muslo, cadera, torso, brazos, manos, cuello y cabeza), por el peso de las piezas del exoesqueleto que se encuentran superiores a la pieza analizada, por el peso de una de las piernas del usuario, así como el peso de las piezas del exoesqueleto que conforman dicha parte del cuerpo del usuario. Mientras que en el barreno que se encuentra en la parte inferior se coloca la tierra.

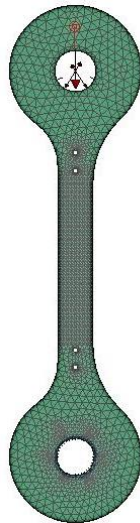


Figura 66. Eslabón tibial-simulación 12.

Simulación 13

Eslabón tibial. (Usuario apoyado únicamente con un pie).

En el barreno superior se coloca la tierra. Mientras que en el barreno inferior se coloca una fuerza vertical dirigida hacia arriba, que es ejercida como reacción de soportar el peso del cuerpo del usuario que se encuentra superior a la pieza analizada (muslo, cadera, torso, brazos, manos, cuello y cabeza), el peso de las piezas del exoesqueleto que se encuentran superiores a la pieza analizada, el peso de una de las piernas del usuario, así como el peso de las piezas del exoesqueleto que conforman dicha parte del cuerpo del usuario, y finalmente el peso de la propia pantorrilla del usuario así como las piezas del exoesqueleto que la conforman.



Figura 67. Eslabón tibial-simulación 13.

Simulación 14

Eslabón tibial. (Usuario apoyado únicamente con un pie).

En el barreno del lado derecho se coloca la tierra. Mientras que en el barreno del lado izquierdo se coloca una fuerza vertical dirigida hacia abajo, que es ejercida por el peso del pie del usuario, así como las piezas del exoesqueleto que conforman dicha parte. Además de contemplar el peso de la pieza misma, así como el soporte que se une a ella, representando dicho peso con una carga distribuida. Esto con el fin de

emular la situación en la que la pierna esté completamente extendida y la pieza de la pantorrilla sostenga las partes inferiores a ésta.



Figura 68. Eslabón tibial-simulación 14.

Simulación 15

Eslabón tibial. (Usuario apoyado únicamente con un pie).

En el barreno superior se coloca la tierra. Mientras que en el barreno inferior se coloca una fuerza vertical dirigida hacia abajo, que es ejercida por el peso del pie del usuario, así como las piezas del exoesqueleto que conforman dicha parte. Esto con el fin de emular un momento después de la finalización de la fase de doble apoyo en la marcha humana.



Figura 69. Eslabón tibial-simulación 15.

Simulación 16

Eslabón tibial. (Usuario apoyado únicamente con un pie).

En el barreno superior se coloca una fuerza vertical dirigida hacia arriba, que es ejercida por el peso de la pantorrilla y el pie del usuario, así como las piezas del exoesqueleto que conforman dichas partes. Mientras que en el barreno inferior se coloca la tierra. Esto con el fin de emular un momento después de la finalización de la fase de doble apoyo en la marcha humana.



Figura 70. Eslabón tibial-simulación 16.

4.2.3 Simulaciones en rodilla.

Simulación 17

Eje a torsión

En cada uno de los barrenos se coloca la tierra, mientras que en el eje de donde se transmite el movimiento, se coloca un par correspondiente al máximo generado por el motor.

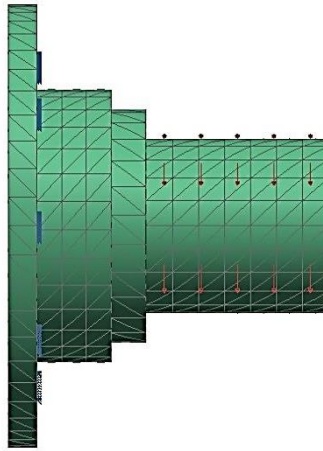


Figura 71. Eje-simulación 17.

Simulación 18

Eje a cortante. (Usuario apoyado únicamente con un pie).

En la parte donde hace contacto el eje con el eslabón que forma parte de la pantorrilla se coloca la tierra, mientras que en la parte del eje donde hace contacto con el eslabón que forma parte del muslo, se coloca una fuerza vertical dirigida hacia abajo, que es ejercida por el peso del cuerpo del usuario que se encuentra superior a la pieza analizada (muslo, cadera, torso, brazos, manos, cuello y cabeza), por el peso de las piezas del exoesqueleto que se encuentran superiores a la pieza analizada, por el peso de una de las piernas del usuario, así como el peso de al piezas del exoesqueleto que conforman dicha parte del cuerpo del usuario.

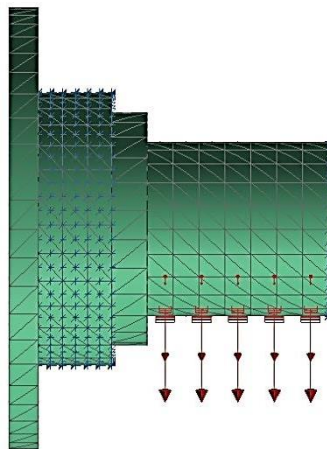


Figura 72. Eje-simulación 18.

Simulación 19

Eje a cortante. (Usuario apoyado únicamente con un pie).

En la parte donde hace contacto el eje con el eslabón que forma parte de la pantorrilla, se coloca una fuerza vertical dirigida hacia arriba, que es ejercida como reacción de soportar el peso del cuerpo del usuario que se encuentra superior a la pieza analizada (muslo, cadera, torso, brazos, manos, cuello y cabeza), por el peso de las piezas del exoesqueleto que se encuentran superiores a la pieza analizada, por el peso de una de las piernas del usuario, así como el peso de las piezas del exoesqueleto que conforman dicha parte del cuerpo del usuario. Mientras que en la parte del eje donde hace contacto con el eslabón que forma parte del muslo, se coloca la tierra.

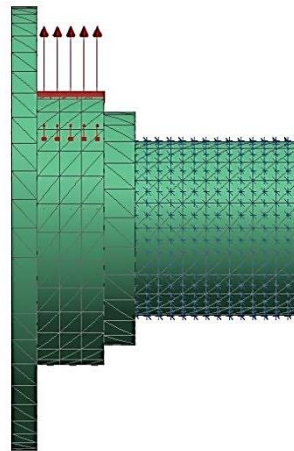


Figura 73. Eje-simulación 19.

Simulación 20

Eje a cortante

Tanto en la parte donde hace contacto el eje con el eslabón que forma parte del muslo, como en donde el eje hace contacto con el eslabón que forma parte de la pantorrilla, se coloca una fuerza vertical en sentido contrario (representando un esfuerzo cortante) que es producido por el peso del cuerpo del usuario que se encuentra superior a la pieza analizada (muslo, cadera, torso, brazos, manos, cuello y

cabeza), por el peso de las piezas del exoesqueleto que se encuentran superiores a la pieza analizada, por el peso de una de las piernas del usuario, así como el peso de las piezas del exoesqueleto que conforman dicha parte del cuerpo del usuario. Mientras que en la parte del eje donde se sujeta con tornillos al eslabón de la pantorrilla, así como la parte en donde el eje se sujetará con el reductor, se colocan las tierras.

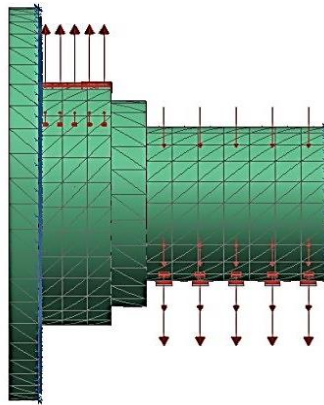


Figura 74. Eje-simulación 20.

4.2.4 Simulaciones en los soportes femorales y tibiales.

Simulación 21

Soporte femoral con que simulan la función en un paso del usuario

En la parte del ranurado de la pieza se coloca la tierra, mientras que en la curvatura de la pieza se coloca una fuerza horizontal dirigida hacia el lado izquierdo, simulando de esta manera la situación en la que el muslo del usuario es soportado por la pieza analizada, en donde el muslo se encuentra totalmente horizontal.

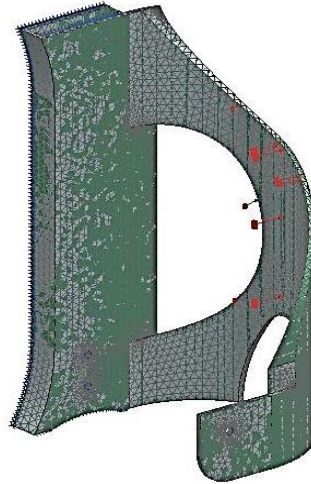


Figura 75. Soporte femoral-simulación 21.

Simulación 22

Soporte femoral con que simulan la función en un paso del usuario

En la parte del ranurado de la pieza se coloca la tierra, mientras que en la curvatura de la pieza se coloca una fuerza vertical dirigida hacia abajo, simulando de esta manera la situación en la que el muslo del usuario es soportado por la pieza analizada, en donde el muslo se encuentra totalmente vertical.



Figura 76. Soporte femoral-simulación 22.

Soporte tibial.

Simulación 23

Soporte tibial con cargas que simulan la función en un paso del usuario

En la parte del ranurado de la pieza se coloca la tierra, mientras que en la curvatura de la pieza se coloca una fuerza horizontal dirigida hacia el lado izquierdo, simulando de esta manera la situación en la que la pantorrilla del usuario es soportada por la pieza analizada, en donde la pantorrilla se encuentra totalmente horizontal.

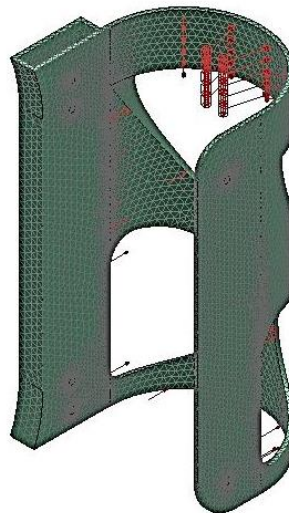


Figura 77. Soporte tibial-simulación 23.

Simulación 24

Soporte tibial con cargas que simulan la función en un paso del usuario

En la parte del ranurado de la pieza se coloca la tierra, mientras que en la curvatura de la pieza se coloca una fuerza vertical dirigida hacia abajo, simulando de esta manera la situación en la que la pantorrilla del usuario es soportada por la pieza analizada, en donde la pantorrilla se encuentra totalmente vertical.

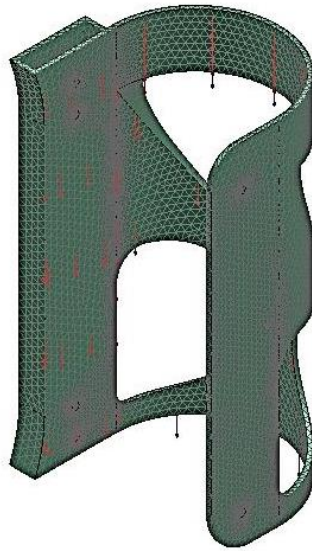


Figura 78. Soporte tibial-simulación 24.

4.3 ANÁLISIS SOBRE LAS SIMULACIONES.

El análisis en las simulaciones de elemento finito tienen una particular importancia, principalmente los resultados obtenidos son para saber si el material va a fallar bajo ciertas cargas o bien en qué lugar específico se presentan mayores esfuerzos, y a su vez se pueda corregir el diseño. También son usados para calcular un factor de seguridad de pieza específicas que cumpla una función en particular como lo puede ser un eje para transmitir potencia (torsión) o bien un tornillo de sujeción (cortante).

4.3.1 Esfuerzos en las piezas

Un esfuerzo es la resistencia interna que ofrece un área unitaria del material del que está hecho un elemento para una carga externa aplicada [41]. El análisis de esfuerzos mediante el software Siemens NX 8.5 arroja el esfuerzo máximo bajo el criterio de la máxima energía de distorsión o Von Mises el cual consiste en el cálculo de la energía de distorsión en un material dado, es decir, de la energía asociada con cambios en la forma del material (distinto de la energía asociada con el cambio de volumen en el mismo material). De acuerdo con este criterio, también conocido como el *criterio de*

Von Mises, en honor del matemático germano-estadounidense Richard Von Mises (1883-1953), un componente estructural dado es seguro siempre que el valor máximo de la energía de distorsión por unidad de volumen en ese material permanezca más pequeño que la energía de distorsión por unidad de volumen requerida para hacer fluir una probeta del mismo material sometida a tensión [43]. El esfuerzo mediante este criterio se calcula de la siguiente manera:

$$\sigma_V = \sqrt{\sigma_a^2 - \sigma_a\sigma_b + \sigma_b^2} \quad (49)$$

Donde

σ_a =Esfuerzo principal máximo

σ_b =Esfuerzo principal mínimo

σ_V =Esfuerzo de Von Mises

Los resultados de los análisis de esfuerzos de cada simulación de los casos descritos anteriormente se pueden observar en las siguientes tablas:

Conexiones de cadera.

No. de simulación	Pieza	Carga aplicada [N]	Esfuerzo de cedencia [MPa] (Aluminio 6061-T6)	Esfuerzo Elemental-nodal [Mpa]
1	Conexión central	644.891 (distribuida)	270	1.132
2	Conexión central	644.891 (distribuida) 247.021 (puntual)	270	8.575
3	Conexión central	670.881 (dividida en cada barreno)	270	1.878
4	Conexión central	670.881 (hacia arriba) 247.021	270	3.868

(hacia abajo)				
5	Conexión lateral	923.297	270	75.97
6	Conexión lateral	939.979	270	100.78

Tabla 21. Esfuerzos de Von Mises en simulaciones de cadera.

Como se puede apreciar en la Tabla 21, la prueba más crítica fue la de la simulación 6, en la cual se alcanza un esfuerzo elemental-nodal de 100.78 [Mpa], sin embargo aún se encuentra debajo del esfuerzo de cedencia del material el cual nos indica que habría una deformación permanente que afecte el funcionamiento del diseño de la cadera en general aún en posición crítica.

Eslabones femoral y tibial.

No. de simulación	Pieza	Carga aplicada [N]	Esfuerzo de cedencia [Mpa] (Aluminio 6061-T6)	Esfuerzo Elemental-nodal [Mpa]
7	Eslabón femoral	945.374	270	9.969
8	Eslabón femoral	1044.555	270	9.54
9	Eslabón femoral	120.367 (puntual) 18.84 (Distribuida)	270	25.32
10	Eslabón femoral	120.367	270	1.103
11	Eslabón femoral	219.548	270	2.179
12	Eslabón tibial	1049.951	270	11.449
13	Eslabón tibial	1104.394	270	10.236
14	Eslabón tibial	60.528 (puntual) 20.01	270	13.78

(Distribuida)				
15	Eslabón tibial	60.528	270	0.561
16	Eslabón tibial	114.971	270	1.113

Tabla 22. Esfuerzos de Von Mises en simulaciones de eslabones femoral y tibial.

La simulación 9 arrojó el valor más alto en el esfuerzo elemental-nodal con un valor de 24.15 [Mpa] sin embargo su valor está muy por debajo del esfuerzo de cedencia del aluminio 6061-T6 con lo cual no se alcanzaría una deformación permanente que afectara el funcionamiento de la pieza a pesar de estar en la situación más crítica.

Eje

No. de simulación	Pieza	Carga aplicada [N]	Esfuerzo de cedencia [Mpa]	Esfuerzo Elemental-nodal [Mpa]
17	Eje	120 [Nm]	270	110.93
18	Eje	1049.951	270	12.18
19	Eje	1049.951	270	7.252
20	Eje	1049.951	270	8.924

Tabla 23. Esfuerzos de Von Mises en simulaciones del eje.

La simulación 17 donde se aplica un par de torsión de 120 [Nm] es la situación más crítica para el eje de cadera y rodilla, arrojó un esfuerzo elemental-nodal de 110.93 [Mpa], esta pieza es donde existen cargas de torsión y a cortante, sin embargo en las dos situaciones, los resultados de esfuerzo del análisis realizado se mantuvieron por debajo del esfuerzo de cedencia, con lo cual se comprueba que no existirán deformaciones permanentes en la posición más crítica.

Soportes femoral y tibial.

No. de simulación	Pieza	Carga aplicada [N]	Esfuerzo de cedencia [Mpa] Fibra de carbono	Esfuerzo Elemental-nodal [Mpa]
21	Soporte femoral	80.34	208	169.3
22	Soporte femoral	80.34	208	51.35
23	Soporte tibial	34.43	208	31.21
24	Soporte tibial	34.43	208	7.741

Tabla 24. Esfuerzos de Von Mises en simulaciones de soportes femoral y tibial.

4.3.2 Desplazamiento de las piezas.

El desplazamiento nodal nos indica cuanto se ha desplazado un nodo del mallado realizado, con el material elegido en nuestro caso es el aluminio 6061 T6 y con las cargas aplicadas a continuación se presenta una tabla a manera de resumen de todas las piezas analizadas con su respectivo resultado.

Conexiones de cadera.

No. de simulación	Pieza	Carga aplicada [N]	Desplazamiento máximo [mm]	
			Magnitud	Eje
1	Conexión central	644.891 (distribuida)	0.0005085	z
2	Conexión central	644.891 (distribuida) 247.021 (puntual)	0.0135	z
3	Conexión central	670.881 (dividida en	0.004535	y

cada barreno)				
4	Conexión central	670.881 (hacia arriba) 247.021 (hacia abajo)	0.004573	y
5	Conexión lateral	923.297	1.02	z
6	Conexión lateral	939.979	0.837	z

Tabla 25. Desplazamiento en simulaciones de cadera.

Eslabones femoral y tibial.

No. de simulación	Pieza	Carga aplicada [N]	Desplazamiento máximo [mm]	
			Magnitud	Eje
7	Eslabón femoral	945.374	0.244	x
8	Eslabón femoral	1044.555	0.267	x
9	Eslabón femoral	120.367 (puntual) 18.84 (Distribuida)	0.51	y
10	Eslabón femoral	120.367	0.0319	x
11	Eslabón femoral	219.548	0.0565	x
12	Eslabón tibial	1049.951	0.355	x
13	Eslabón tibial	1104.394	0.309	x
14	Eslabón tibial	60.528 (puntual) 20.01 (Distribuida)	0.344	y
15	Eslabón tibial	60.528	0.0175	x
16	Eslabón tibial	114.971	0.0388	x

Tabla 26. Desplazamiento en simulaciones de los eslabones femoral y tibial.

Eje

No. de simulación	Pieza	Carga aplicada [N]	Desplazamiento máximo [mm]	
			Magnitud	Eje
17	Eje	120 N m	0.0206	x,z
18	Eje	1049.951	0.005238	z
19	Eje	1049.951	0.001712	z
20	Eje	1049.951	0.0005727	z

Tabla 27. Desplazamiento en simulaciones del eje.

Soportes femoral y tibial.

No. de simulación	Pieza	Carga aplicada [N]	Desplazamiento máximo [mm]	
			Magnitud	Eje
21	Soporte femoral	80.34	3.804	y
22	Soporte femoral	80.34	0.443	z
23	Soporte tibial	34.43	1.324	x
24	Soporte tibial	34.43	0.186	y

Tabla 28. Esfuerzos de Von Mises en simulaciones del eje.

Como se puede observar, ningún desplazamiento en el aluminio es considerable para una deformación permanente, en cada una de las simulaciones realizadas donde está presente este material, este resultado es complementado con los resultados del esfuerzo de Von Mises y comparando con el esfuerzo de fluencia. Si bien existen desplazamientos considerables en las piezas de fibra de carbono, no obstante, se eligió este material en estas zonas del exoesqueleto precisamente para aprovechar las propiedades mecánicas de la fibra de carbono. Un elemento rígido que lastimara al

usuario no sería conveniente, lo que se buscó fue que se amoldara a las condiciones del movimiento tratando de realizar la marcha lo más natural posible.

4.3.3 Factor de seguridad.

La máxima carga que puede soportar a un elemento estructural o un componente de maquinaria en condiciones normales de uso es considerablemente más pequeña que la carga última. Esta carga más pequeña se conoce como la carga permisible y, en ocasiones, como la carga de trabajo o carga de diseño. Así, sólo una fracción de la capacidad última de carga del elemento se utiliza cuando se aplica la carga permisible. El remanente de la capacidad portadora de carga del elemento se mantiene en reserva para asegurar su desempeño seguro. La razón de la carga última a la carga permisible se emplea para definir el factor de seguridad [43]. Se tiene que:

$$\text{Factor de seguridad} = F.S. = \frac{\text{carga última}}{\text{carga permisible}} \quad (50)$$

Una definición alterna del factor de seguridad se basa en el uso de esfuerzos:

$$\text{Factor de seguridad} = F.S. = \frac{\text{esfuerzo último}}{\text{esfuerzo permisible}} \quad (51)$$

Sin embargo, el uso del esfuerzo último del material indica que el material va a tener una fractura, es por eso que se hará la siguiente consideración para el cálculo del factor de seguridad de las piezas, sustituyendo el esfuerzo último del material por el de fluencia ya que es importante que el material permanezca dentro del intervalo linealmente elástico, para evitar deformaciones permanentes cuando se quiten las cargas [44].

$$\text{Factor de seguridad} = F.S. = \frac{\text{esfuerzo de fluencia}}{\text{esfuerzo permisible}} \quad (52)$$

En este caso particular, se analizó cada una de las pruebas y se consideró como esfuerzo permisible o esfuerzo de trabajo al arrojado por el software Siemens NX 8.5

con el criterio de Von Mises, calculando en cada pieza el factor de seguridad, utilizando el valor del esfuerzo último del aluminio 6061 T6 el cual es de $\sigma_y = 270$ [MPa] y de la fibra de carbono $\sigma_y = 208$ [MPa] (cabe señalar que este dato es considerado el más bajo, ya que existen fibras con mayor resistencia) [33] . Los resultados se muestran en la siguiente tabla.

Pieza	Esfuerzo Elemental-nodal [MPa]	Esfuerzo de cedencia [Mpa]	Factor de seguridad
Conexión central de cadera	58.24	270	4.6
Conexión lateral de cadera	100.78	270	2.6
Eslabón femoral	25.32	270	10.66
Eslabón tibial	13.78	270	19.6
Eje	110.93	270	2.4
Soporte femoral	71.71	208	2.9
Soporte tibial	31.21	208	6.6

Tabla 29. Esfuerzos de Von Mises en simulaciones del eje.

Los factores de seguridad garantizan que todas las piezas analizadas no tendrán problemas al realizar su función cuando el exoesqueleto esté en operación, las simulaciones realizadas son situaciones extremas en el uso del exoesqueleto que no siempre estarán presentes. Cada una se trató de simular, las situaciones descritas y en ninguna se presentó problema alguno, algunos factores de seguridad son muy altos y pudiesen parecer excesivos; no obstante la seguridad del usuario es lo más importante para el presente trabajo ya que se pretende ser un medio para poder mejorar la calidad de vida de las personas con lesión medular torácica nivel 5 y no perjudicar o agravar más su situación.

CONCLUSIONES

El proceso de diseño del exoesqueleto de cadera y rodilla consistió en documentación sobre las estadísticas de las lesiones medulares en México; descripción de la anatomía del cuerpo humano, que toma en cuenta el presente trabajo; el cuadro clínico de la lesión medular a nivel de la vértebra torácica 5; una investigación sobre el ciclo de la marcha humana y el estado del arte de los exoesqueletos de miembro inferior a nivel mundial. Este proceso de diseño basado en la metodología de QFD (Quality Function Deployment) que se llevó a cabo el presente trabajo fue fundamental para obtener las especificaciones que tradujeron los requerimientos necesarios para el desarrollo del proyecto del exoesqueleto en el diseño mecánico.

El diseño generado se apegó a la mayoría de los requerimientos y especificaciones que se buscaban para tener un exoesqueleto de calidad que compita con los diferentes dispositivos en el mercado y en los centros de investigación de universidades a nivel mundial. Todo este proceso se desarrolló en el capítulo 2, se sentaron las bases paso a paso primero los requerimientos, posteriormente las especificaciones después de aplicar la herramienta de QFD, a su vez se realizó un análisis funcional y se tomaron las consideraciones generales del diseño de un exoesqueleto de miembro inferior aplicadas al concepto generado.

Una vez generado el concepto, en el capítulo 3 de diseño de detalle; se desarrollaron todos los cálculos y selección de los elementos que compondrían los subsistemas del dispositivo. En esta sección se utilizaron herramientas de la mecánica de sólidos y la estática para el cálculo del eje. También se implementó el método de Ashby para la selección de cada uno de los materiales que se utilizarán en el exoesqueleto para su manufactura. Además se contemplaron los elementos de selección de rodamientos axiales y radiales basados en análisis de la mecánica de sólidos y la estática, considerando siempre el concepto de factor de seguridad.

Las simulaciones de movimiento analizadas en el capítulo 4, dan certeza en la interacción de cada una de las piezas involucradas en el movimiento del dispositivo,

esto es muy importante para la seguridad del usuario, ya que debido a su condición médica, el cuidado de los rangos de movimiento es muy importante para su seguridad, ya que un exceso en alguno de ellos podría lastimarlo o bien no se hubiera logrado alcanzar los rangos de movimientos necesarios en la marcha, tampoco se hubiera podido lograr el objetivo principal del exoesqueleto. Aunado a esto, las simulaciones de movimiento proporcionaron la seguridad que el exoesqueleto cuenta con los grados libertad necesarios para desempeñar las tareas planteadas previamente. Haciendo un resumen este trabajo considera dos grados en la cadera (flexión/extensión y aducción abducción), y uno en la rodilla (flexión/extensión). Esto en cada una de las piernas del usuario dando un total de seis grados de libertad considerados en el presente trabajo.

Al igual que las simulaciones de movimiento, las de elemento finito de deformación y esfuerzos ejemplifican cómo se comportan las piezas en situaciones de cargas extremas, también es útil para comprobar que el diseño soportaría al usuario, que las deformaciones no afectan al material seleccionado, con el motivo de no alcanzar una fractura o deformación crítica, también sirvió para optimizar las dimensiones las piezas del diseño con el fin de reducir el uso del material lo más posible, sin arriesgar la seguridad del usuario.

El diseño conceptual logró plasmarse en su mayoría en el diseño final. Uno de los puntos importantes del proyecto son los planos para su posterior manufactura en los cuales se fundamentan las tolerancias y los ajustes necesarios para lograr el ensamble correcto de todas las piezas así como el movimiento e interacción correcto de todas las piezas del exoesqueleto de cadera y rodilla.

El presente trabajo muestra un dispositivo que compite directamente con los mejores exoesqueletos actuales en cuanto a las prestaciones del diseño mecánico, obviamente se tienen desventajas en materia económica a la hora de seleccionar materiales para la manufactura del dispositivo así como los componentes del mismo, sin embargo, se demuestra que este tipo de tecnologías pueden ser accesibles a más personas en el mundo con este tipo de discapacidad. Además que las investigaciones en este rubro deben continuar para lograr mayores beneficios a una escala más grande, principalmente en este país.

Simplemente a manera de resumen se mencionarán los pesos de las diferentes piezas del exoesqueleto: cadera central de 2.65 [Kg], las piezas cadera lateral izquierda y derecha de 3.4 [Kg], los eslabones femorales de 3.22 [Kg], los eslabones tibiales de 3.3 [Kg], los soportes femorales de 0.624 [Kg] y finalmente los soportes tibiales de 0.78 [Kg], dando como resultado un peso total de 13.97 [Kg]. Con el resultado obtenido se concluye que se cumplió con la especificación establecida relacionada al peso del exoesqueleto menor o igual a 25[Kg], se llegó a dicha especificación a pesar de no ser el peso final del exoesqueleto. Los cálculos realizados en este trabajo se tomaron en cuenta los pesos estimados de los elementos faltantes, como lo son el peso de la instrumentación, la parte superior del exoesqueleto, elementos adicionales como sujetadores, material de recubrimiento, así como la base en donde el usuario colocará sus pies.

Los ángulos de la cadera son: flexión-extensión: - 40° a 120°. abducción-aducción: - 10° a 90°. Mientras en que la rodilla el ángulo es: flexión/extensión: - 90° a 90°. Los ángulos son superiores a los establecidos en las especificaciones, sin embargo se deben de restringir por seguridad del usuario con algunos elementos mecánicos en la configuración del motor, como topes mecánicos.

TRABAJO A FUTURO

Las simulaciones de movimiento realizadas en este trabajo muestran el correcto funcionamiento mecánico del exoesqueleto de cadera y rodilla en los escenarios básicos como son caminar, levantarse y sentarse en una silla; debido a los alcances del presente proyecto (PAPIIT IT102014), es pertinente realizar simulaciones en escenarios más complejos como subir escaleras y la marcha con el uso de bastones. También en dichas pruebas se deben considerar las trayectorias y la teoría de la cinemática y la dinámica, mediante el uso de los actuadores seleccionados con los perfiles de velocidad correspondientes.

Dados los resultados del presente trabajo de tesis como lo son los fundamentos del diseño mecánico del exoesqueleto en la parte de cadera y de rodilla, son simulaciones de movimiento, de elemento finito y principalmente los planos de detalle, es necesario hablar del proceso de manufactura. El cual debe ser cuidado para poder brindar la máxima seguridad al usuario especialmente siguiendo las tolerancias y los ajustes necesarios descritos en los planos de fabricación, esto para aprovechar los máximos beneficios de la investigación realizada. En el presente trabajo se dieron algunas recomendaciones de los posibles y más convenientes proceso de manufactura de las piezas diseñadas, en un trabajo posterior convendría situar particular atención en este punto para poder ahorrar tiempo, costo y obtener los máximos beneficios del diseño presentado.

Se tomó en cuenta un peso aproximado de la instrumentación, sin embargo aún no se ha realizado un estudio sobre la batería y la autonomía del mismo, es necesario establecer parámetros medibles de peso y dimensiones de este subsistema y en caso de ser necesario hacer las adecuaciones o un rediseño del exoesqueleto. Asimismo se debe buscar la correcta interacción del sistema mecánico y el de control, ya se cuenta con el desarrollo preliminar del sistema de actuación en cada una de las articulaciones. Posterior a la manufactura, es conveniente realizar pruebas antes de que el usuario lo utilice; en este punto se necesitaría adecuar una interfaz humano-máquina para la eficiente y segura interacción de las dos partes.

La complejidad del diseño de un exoesqueleto es muy elevada por los diversos subsistemas que lo componen, el sistema mecánico se puede dividir en torso, cadera, rodilla y tobillo. La adecuación del diseño mecánico del torso y tobillo debe ir por la misma línea del presente diseño conceptual, también el grupo de trabajo seleccionó un sistema de actuación genérico para cada una de las articulaciones para la fácil adaptación de todos los subsistemas. Se recomienda particularmente que el diseño del torso sea ligero para no añadir peso extra a la estructura final del dispositivo.

El espesor de la fibra de carbono se encuentra entre 1 a 3 [mm] y la rigidez de la misma no es recomendable para una experiencia cómoda al usar el exoesqueleto a pesar que muchas órtesis basan su funcionamiento en las propiedades de este material, es por eso que se recomienda que el contacto entre el exoesqueleto y usuario se realice mediante de algún material suave y amigable con la piel, en un trabajo posterior debe tomarse este punto. Además de implementar sujetadores en varias regiones del exoesqueleto, existe a la par en el grupo de trabajo un estudio sobre las zonas de sujeción correctas para el usuario, apoyado por un médico de rehabilitación, sin duda se debe aplicar los resultados a este trabajo, el cual debe de adentrarse lo suficiente para poder determinar un buen diseño de sujetadores, además, así como el material con el cual estará en contacto directo el usuario, teniendo en cuenta los cuidados que requieren las personas con este tipo de problema.

Otra parte de suma importancia, es la interacción del exoesqueleto con el usuario, es decir, la manera en la cual el usuario podrá hacer uso de este dispositivo, la manera en cómo tendrá el control total del exoesqueleto, por lo que se recomienda basarse en las ventajas que tiene el usuario, como la movilidad en los pulgares, por lo que una opción podría ser un control mediante joysticks y botones de fácil uso. Además de determinar la ubicación de cada uno de los elementos que controlaran al exoesqueleto, para poder así lograr que el usuario tenga la confianza y seguridad necesarias mientras utiliza este dispositivo. Finalmente cabe señalar, como se mencionó anteriormente, que este diseño sea una iteración de diseño, es decir, que más adelante después de realizar pruebas y trabajar en conjunto el exoesqueleto con el usuario, se realice un nuevo diseño, con mejoras, ya que existirán, y de esta manera poder crear un mejor producto que se apege más a lo se busca, además de incluso tener mayores

alcances (la realización de más tareas), que con las que cuenta este diseño. Con las mejoras que se hagan e incluso la utilización de materiales modernos que se logre reducir el costo y así poder generar un producto que esté al alcance de más personas.

REFERENCIAS

- [1] M. A. Chávez Cardona, «Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación,» *Universidad del Valle*, vol. 7, nº 4, 2010.
- [2] D. Villanueva, . R. Muñoz y . P. Hernández, «Técnicas de asistencia para la recuperación de la locomoción funcional despues de una lesión de médula espinal,» *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 2001.
- [3] T. Greenwald, «fastcompany,» 2012. [En línea]. Available: <http://www.fastcompany.com/1822791/eksos-exoskeletons-let-paraplegics-walk-will-anyone-actually-wear-one>. [Último acceso: Marzo 2014].
- [4] R. Bogue, «Exoskeletons and robotic prosthetics:a review of recent developments,» *Industrial Robot*, vol. 36, nº 5, pp. 421-427, 2009.
- [5] INEGI, Las personas con discapacidad en México, una visión al 2010, México, 2010.
- [6] M. Narváez Pérez, Órtesis activa de miembro inferior, México: Tesis de licenciatura, UNAM, Facultad de Ingeniería, 2011.
- [7] A. Olivera, Enfermería y Lesionado Medular, Madrid: Hospital Asepeyo Coslada, 2002.
- [8] A. S. I. A, «Imedir,» [En línea]. Available: http://www.imedir.udc.es/participa/?page_id=119. [Último acceso: Febrero 2014].
- [9] Lesion medular, «Lesion medular,» [En línea]. Available: <http://www.lesionmedular.org/index.php/que-es-lesion-medular>. [Último acceso: Febrero 2014].
- [10] K. Strassburguer Lona, «Lesión Medular,» ASPAYM-Madrid, [En línea]. Available: http://www.isfie.org/documentos/guia_practica_lm.pdf. [Último acceso: Abril 2014].
- [11] P. Vera Luna, Biomecánica de la marcha humana normal y patológica, Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia.
- [12] C. Chevallereau, Bipedal Robots. Modeling, Design and Walking Synthesis, EUA: Jhon Wiley & Sons, Inc, 2009..
- [13] G. Vázquez Sánchez, Control de posición de cadera-rodilla para una órtesis de miembro

inferior, México: Tesis de licenciatura, UNAM, Facultad de Ingeniería, 2012.

- [14] K. A.I, Fisiología Articular, Miembro Inferior, 2012.
- [15] H. García, «Movimientos articulares miembro inferior.» [En línea]. Available: <http://www.entrenalisto.com/2010/05/por-fin-hay-algo-que-hacemos-bastante.html>. [Último acceso: Abril 2014].
- [16] «Ortopedia1,» [En línea]. Available: <http://ortopedia1.com/ortesis>. [Último acceso: Marzo 2014].
- [17] « International Encyclopedia of Rehabilitation,» [En línea]. Available: <http://cirrie.buffalo.edu/encyclopedia/es/article/250/>. [Último acceso: Marzo 2014].
- [18] Kessler Foundation & Ekso Bionics, «kurzweilai,» [En línea]. Available: <http://www.kurzweilai.net/ekso-exoskeleton-allowing-traumatic-spinal-cord-injury-patients-to-walk>,. [Último acceso: Abril 2014].
- [19] «Exoesqueleto,» [En línea]. Available: <http://www.exoesqueleto.com.es/rex-bionics.html>. [Último acceso: Abril 2014].
- [20] V. Borja Ramírez y . A. Ramírez Reivich, Innovación del producto, México: Cuadernos de gestión tecnológica, 2006.
- [21] E. Yacuzzi y F. Martin , QFD: Conceptos aplicaciones y nuevos desarrollos, Universidad del CEMA, 2004.
- [22] H. Y. Wang Xingsong, «Biomechanics study of Human lower limb walking: implication for design of power-assisted robot,» *The 2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Taipei, Taiwan, October 18-22, 2010*.
- [23] R. Pinto Palmero, Diseño cinemático para mejorar la ergonomía en humano-maquina, Avance de Tesis de Maestría, UNAM, Facultad de Ingeniería,, 2014..
- [24] R. Stopforth, Customizable Rehabilitation Lower Limb Exoskeleton System, University of KwaZulu-Natal, 16 Julio 2012..
- [25] Prothetik, «Development of concepts to adapt the dynamic behavior of external lower limb prostheses,» [En línea]. Available: http://www.prothetik.tu-darmstadt.de/forschungsprojekte_prothetik/adaptive_prothesen/startseite_adaptive_prothesen.en.jsp. [Último acceso: Agosto 2014].

- [26] J. Pons L., Wearable robots: Biomechatronics exoskeletons, Madrid, España: Jhon Wiley and Sons Ltd., 2008.
- [27] . Z. Adam , H. Kazerooni y A. Chu, On the Mechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX), Berkeley: Department of Mechanical Engineering University of California, 2005.
- [28] «techcrunch,» [En línea]. Available: <http://techcrunch.com/2007/04/24/rent-the-hal-5-exoskeleton-for-590mo/>. [Último acceso: Septiembre 2014].
- [29] «likecool,» [En línea]. Available: http://www.likecool.com/SpringWalker_Running_Exoskeleton--Gadget--Gear.htm. [Último acceso: Septiembre 2014].
- [30] «Bibing,» [En línea]. Available: <http://bibing.us.es/proyectos/abreproy/3953/fichero/Memoria+PFC%252F05-CAPITULO+4.pdf>. [Último acceso: Septiembre 2014].
- [31] C. Llano Uribe, «Metalactual,» [En línea]. Available: <http://www.metalactual.com/revista/11/materialescarbono.pdf>. [Último acceso: Septiembre 2014].
- [32] «Saapsa,» [En línea]. Available: <http://www.saapsa.com.mx/site/index.php/placa>. [Último acceso: Octubre 2014].
- [33] Tecniaceros, «Aluminio 6061-T6,» [En línea]. Available: <http://www.tecniaceros.com/pdfs/aluminio.pdf>. [Último acceso: 20 Diciembre 2014].
- [34] «Corte por chorro de agua,» [En línea]. Available: <http://www.kmt-waterjet.es/corte-por-chorro-de-agua-aluminio-01.aspx#>. [Último acceso: Diciembre 2014].
- [35] J. E. Shigley, Diseño en ingeniería mecánica, Cuarta edición, Mc Graw Hill..
- [36] C. Gómez, Diseño cinemático para mejorar la ergonomía en humano-máquina, Avance de Tesis de Maestría, UNAM, Facultad de Ingeniería, 2014.
- [37] R. L.Mott, Diseño de elementos de máquinas, México: Pearson Education , Cuarta edición, 2006.
- [38] « Diagrama de fuerzas cortantes y momentos flectores,» [En línea]. Available: <http://bendingmomentdiagram.com/free-calculator/>. [Último acceso: Enero 2015].

- [39] H. Rubio, Diseño Mecánico, Rodamientos., Universidad Carlos III de Madrid.
- [40] «Villalana,» [En línea]. Available: <http://villalana.wordpress.com/1-1-definicion-e-importancia-de-la-simulacion-en-la-ingenieria/>. [Último acceso: Diciembre 2014].
- [41] Siemens, « Análisis de elemento finito PLM,» [En línea]. Available: http://www.plm.automation.siemens.com/es_es/plm/fea.shtml. [Último acceso: Enero 2015].
- [42] *Apuntes de Mecánica de Sólidos*, México: Facultad de Ingeniería, UNAM, 2012.
- [43] Beer y Jonshton, Mecánica de Materiales, México: Quinta edición, McGrawHill, 2011.
- [44] I. Fonseca, «Factor de seguridad,» Apuntes de Dibujo asistido por computadora, F.I U.N.A.M, México, 2012.
- [45] H. Yeo Wei , K. Yeong-Jin y Y. Wei-Hong , «Lower Extremity Exoskeleton: Review and Challenges Surrounding the Technology and its Role in Rehabilitation of Lower Limbs,» *Faculty of Engineering and Science, University Tunku Abdul Rahman*, 2013.
- [46] S. Nuzik, R. Lamb y A. VanSant, «“Physical Therapy” Sit-to-Stand Movement Pattern A Kinematic Study,» *Journal of the American Physical Therapy Association and de Fysiotherapeut*.

Cálculo de rodamiento.

A-2

```
%% Selección de Rodamiento %%
clc,clear
%% DATOS
h=1200;%DURACION DEL DISEÑO (horas de uso al año)
k=3;%Rodamientos de bolas CONSTANTE
Pd=120*9.81;%Newtons CARGA RADIAL QUE SUFRE EL RODAMIENTO
(130[kg]*9.81[m/s^2])
k2=3.3;%Rodamientos de rodillos CONSTANTE
%% Conversión de velocidad angular rad/2 --> RPM

v_cadera=(2.25*60)/(2*pi);%RPM VELOCIDAD DE OPERACION DE CADERA
v_rodilla=(3.29*60)/(2*pi);%RPM VELOCIDAD DE OPERACION DE RODILLA
%% Cálculo de la duración nominal del rodamiento

Ld_cadera=h*v_cadera*60;%duracion nominal
Ld_rodilla=h*v_rodilla*60;%duracion nominal

%% Cálculo de la carga dinámica en Newtons para rodamiento Radial

C_cadera=Pd*(Ld_cadera/10E6)^(1/k)%carga dinamica en Newtons CADERA
C_rodilla=Pd*(Ld_rodilla/10E6)^(1/k)%carga dinamica en Newtons RODILLA

%% Cálculo de la carga dinámica en Newtons para rodamiento Axial
C_cadera_ax=Pd*(Ld_cadera/10E6)^(1/k2)%carga dinamica en Newtons CADERA
C_rodilla_ax=Pd*(Ld_rodilla/10E6)^(1/k2)%carga dinamica en Newtons RODILLA
%% Factores de seguridad
%% Rodamiento SKF modelo 61906- 2RS1
Carga_SKF=7.28E3; %Rodamiento radial elegido DINÁMICA
C0_SKF=4.55E3; %Rodamiento radial elegido ESTÁTICA

FS_Cadera_DINAMICA=Carga_SKF/C_cadera%Factor de seguridad DINAMICA-CADERA
FS_Rodilla_DINAMICA=Carga_SKF/C_rodilla%Factor de seguridad DINAMICA-RODILLA

FS_Cadera_ESTATICA=C0_SKF/C_cadera%Factor de seguridad ESTATICA-CADERA
FS_Rodilla_ESTATICA=C0_SKF/C_rodilla%Factor de seguridad ESTATICA-RODILLA

%% Rodamiento axial SKF modelo K81108TN
Carga_SKF1=43E3; %Rodamiento radial elegido DINÁMICA
C0_SKF1=137E3; %Rodamiento radial elegido ESTÁTICA

FS_Cadera_DINAMICA1=Carga_SKF1/C_cadera_ax%Factor de seguridad DINAMICA-
CADERA
FS_Rodilla_DINAMICA1=Carga_SKF1/C_rodilla_ax%Factor de seguridad DINAMICA-
RODILLA

FS_Cadera_ESTATICA1=C0_SKF1/C_cadera_ax%Factor de seguridad ESTATICA-CADERA
FS_Rodilla_ESTATICA1=C0_SKF1/C_rodilla_ax%Factor de seguridad ESTATICA-
RODILLA
```

Cálculo del eje.

A-3

```
%% Calculo del eje de cadera y rodilla%%
clc,clear
%% DATOS
Exoesqueleto=1177.2; %% 1177.2 [N] ESTRUCTURA + PESO DEL USUARIO
(120[kg]*9.81[m/s^2])
N=2; %% Factor de diseño bajo cargas dinámicas con una
confianza promedio en todos los datos de diseño.
Kt=2.5; %% Factor de diseño para chaflán agudo en escalones de
un eje
Sn=98.10E6; %% Resistencia a la fatiga del Aluminio 6061 T6 en MPa
Sy=270E6; %% Resistencia a la fatiga del Aluminio 6061 T6 en MPa
D=20; %% Tamaño mínimo propuesto por el diseñador = 20 [mm]
Cs=(D/7.62)^(-0.11); %% Factor de tamaño para un eje de entre 7.62[mm] <= D
<= 50[mm]
Cr=0.81; %% Factor de confiabilidad de diseño para 0.99
Distancia_AB=16.85E-3; %% Distancia del Punto A al punto B
Distancia_BC=8.2E-3; %% Distancia del Punto B al punto C
Distancia_AC=25.05E-3; %% Distancia del Punto A al punto C

%% Reacciones

R_C=(Exoesqueleto*(Distancia_AB))/(Distancia_AC); %% Reacción en el punto C
R_A=Exoesqueleto-R_C; %% Reacción en el punto A

%% Tramo AB
V_AB=R_A; %% Cortante en el Tramo AB
syms x y; %% Variables de la función
f(x, y) = R_A*x; %% Función Momento flector de AB
M_16_85=vpa(f(Distancia_AB, y)); %% Evaluación de Función momento flector de
AB en el punto B

%% Tramo BC
V_BC=-R_C; %% Cortante en el Tramo AB
syms z w; %% Variables de la función
f(z, w) = V_BC*z+(Exoesqueleto*Distancia_AB); %% Función Momento flector de
BC
M_16_85_b=vpa(f(Distancia_AB, w)); %% Evaluación de Función
momento flector de BC en el punto B
M_25_05=vpa(f(Distancia_AC, w)); %% Evaluación de Función
momento flector de BC en el punto C

%% Calculo del diámetro del eje

S_prima=Sn*Cr*Cs; %% Cálculo de Fatiga modificada del Aluminio
6061 T6
Par_motor=98; %% Par máximo aplicado en torsión
Flector=(Kt*M_16_85_b)/S_prima; %% Término de Flexión en la ecuación
Torsion=(Par_motor/Sy); %% Término de Torsión en la ecuación
Diseno=(32*N)/pi; %% Término de Diseño en la ecuación
```



```
D1=(Diseno*((Flector)^2+(3/4)*(Torsion)^2)^(1/2))^(1/3); %% Diametro mínimo
del eje de rodilla por norma ASME
D2=((32*2)/(pi*270E6)*(6.49^2+(3/4)*120^2)^(1/2))^(1/3); %% Diametro mínimo
del eje de rodilla por la teoria de distrosión

Diametro_ASME=D1*1E3 %% Diametro ASME en [mm]
Diametro_TD=D2*1E3 %% Diametro TD en [mm]
```

Cédula antropométrica del usuario.

A-4

MEDIDA #	Descripción	Medida [cm]
Erguido		
1	Ancho de hombros	45
2	Codo al suelo derecho	118
3	Codo al suelo izquierdo	118
4	Estatura	184
5	Cintura al suelo	97.7
6	Dedo medio a suelo	80.5
7	Glúteo a suelo	80.4
8	Hombro a dedo medio	79.5
9	Hombro al suelo	160
10	Longitud brazos entre dedos medios	166.5
11	Longitud entre codos	86.5
12	Muñeca al suelo	88.5
13	Distancia horizontal cuello	13.5
14	Ancho de espalda	53
15	Ancho de glúteos	35
16	Hombro a muñeca	66.5
17	Ancho cadera	34.4
Sentado		
18	Ancho entre glúteos (dist. Horizontal)	38.7
19	Ancho entre rodillas (separación horizontal)	28.2
20	Hombro a glúteos	53
21	Hombros con brazos extendidos	41.3
Sentado (de costado)		
22	Codo al suelo	69.6
23	Rodilla al suelo	58.3
24	Codo a dedo medio	42
25	Glúteo a rodilla	58.1
26	Glúteo a pantorrilla	49.8
27	Longitud de pie (con calzado)	29
28	Brazo/glúteo a dedo medio	128.3
29	Brazo/glúteo a dedo pulgar	120.2
30	Codo a glúteo	15
31	Corona al suelo	127.3
32	Fin de rodilla a suelo	54.2
33	Altura de pie	12.2
34	Corona a glúteo	79.5
35	Ancho última costilla torácica	30.8
Mano		
36	Dedo medio a muñeca	18
37	Longitud entre dedo índice a meñique	9.2
38	Nudillo medio a muñeca	12
Contornos		

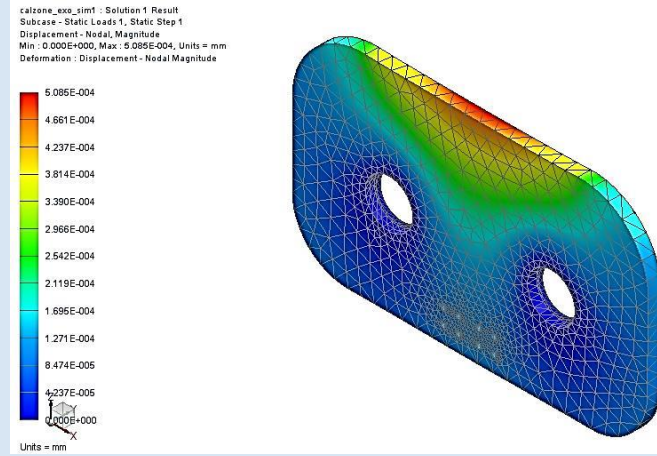
	Pantorrilla	
39	Contorno gemelos	34
40	Contorno tobillo	25.3
	Muslos	
41	Superior cercano a la ingle	46.5
42	Inferior cercano a la rodilla	41.5
	Brazo	
43	Biceps	27
44	Antebrazo	23.5
45	Muñeca	16.8
	Superior	
47	Contorno Pecho	96
48	contorno abdomen	100.5
	Inferior	
	Inferior	
46	Glúteos (contorno)	117.5

Las medidas se tomaron con la separación de pies recomendada de 15cm desde la mitad del pie.

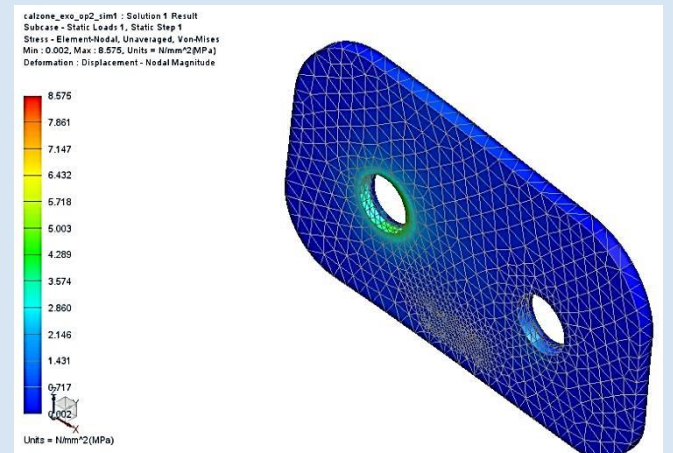
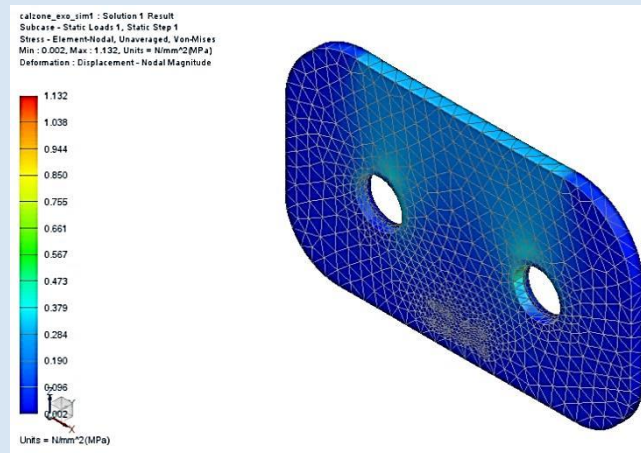
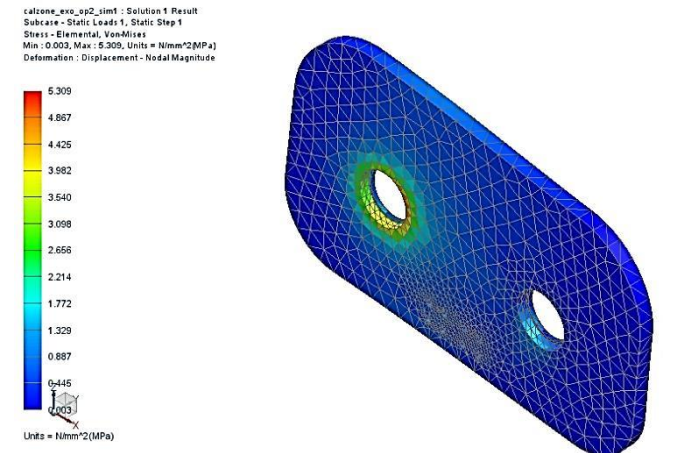
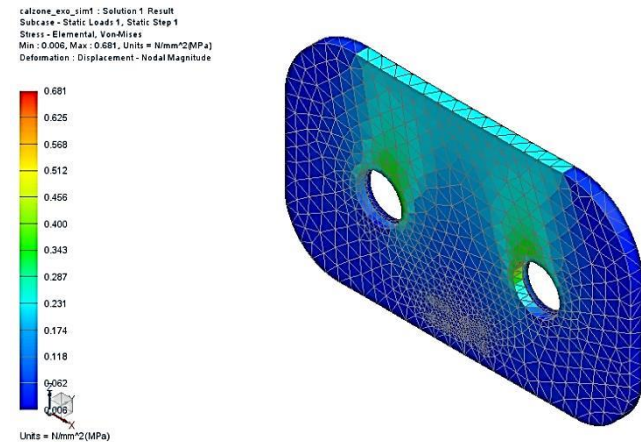
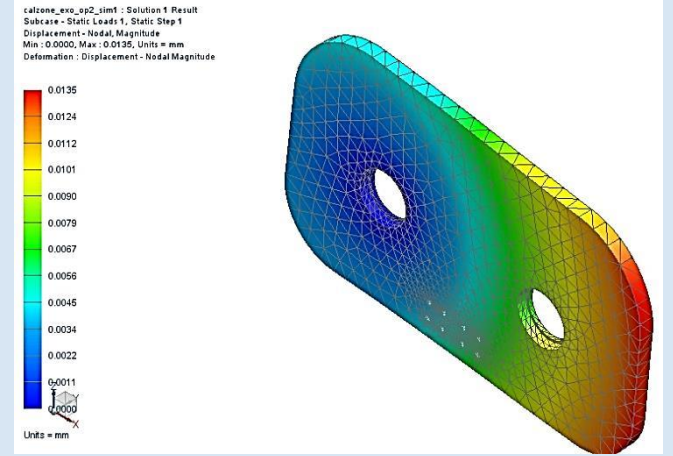
Simulaciones de elemento finito.

A-5

Simulación 1

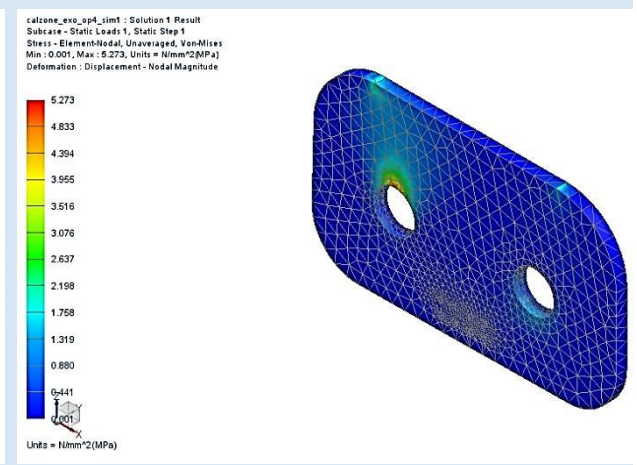
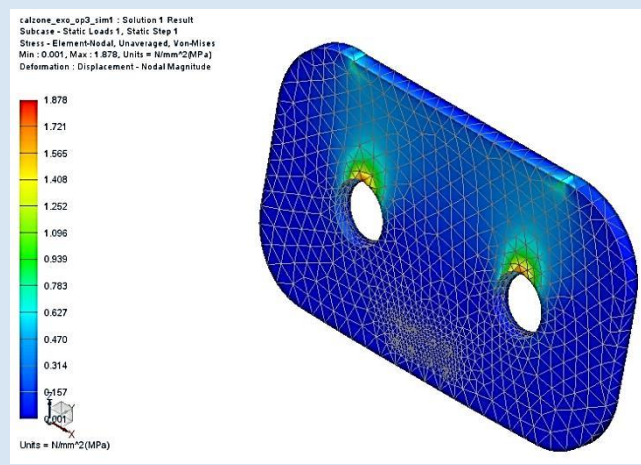
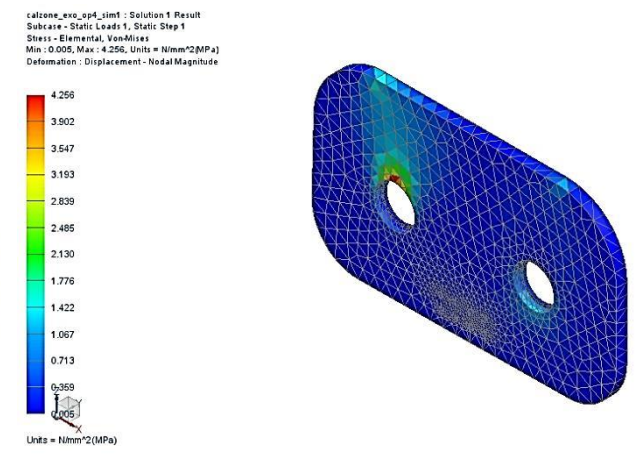
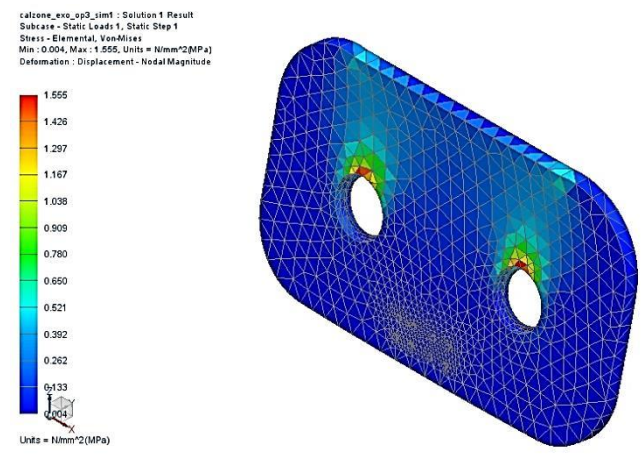
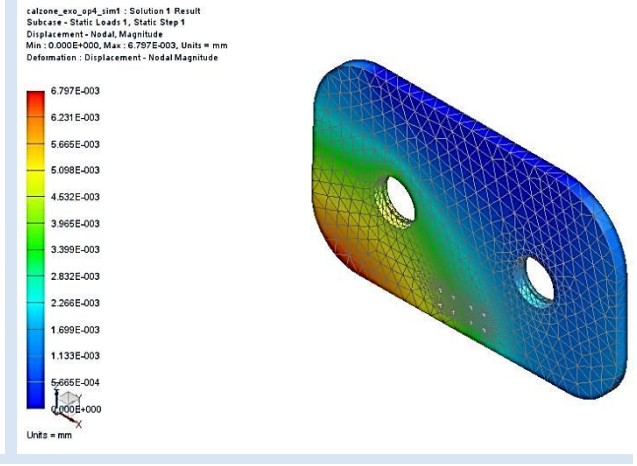
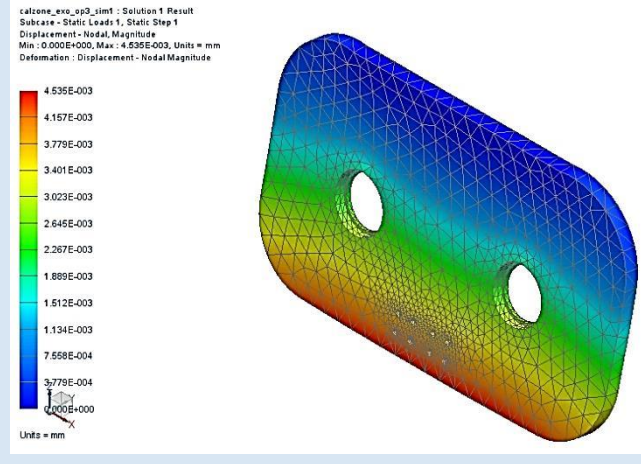


Simulación 2

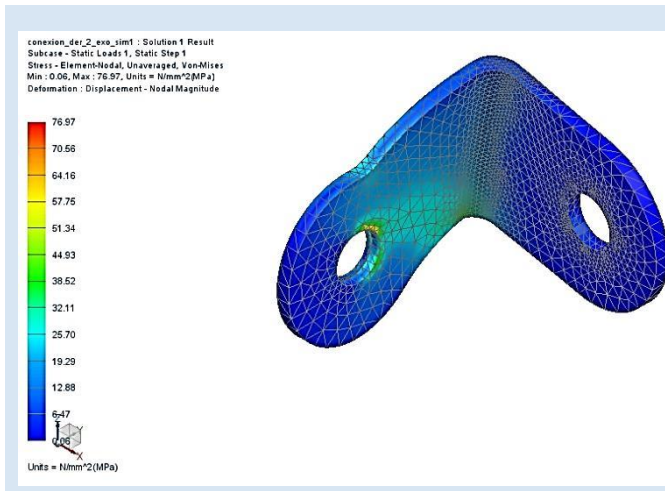
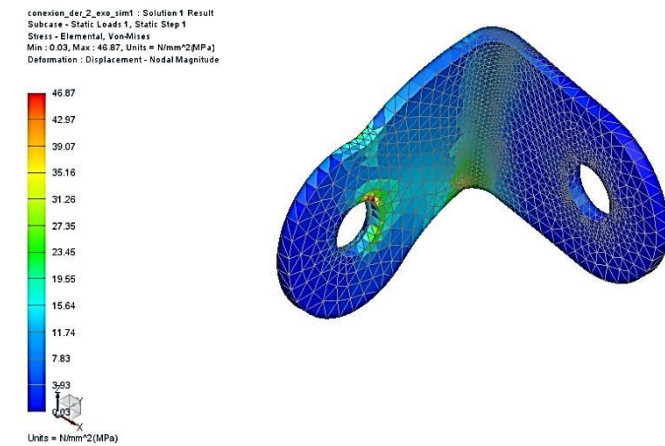
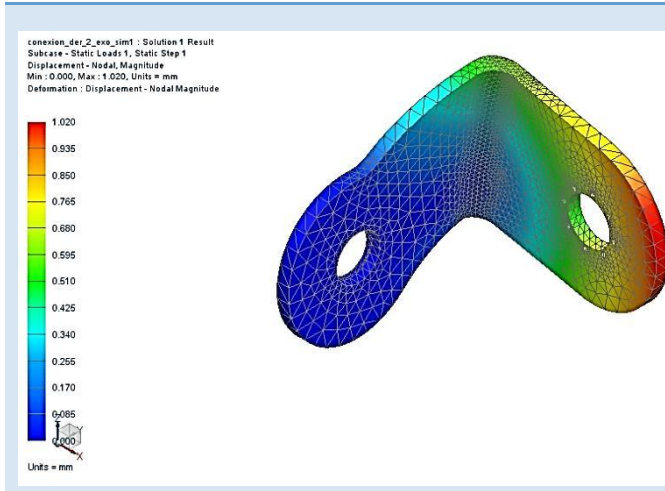


Simulación 3

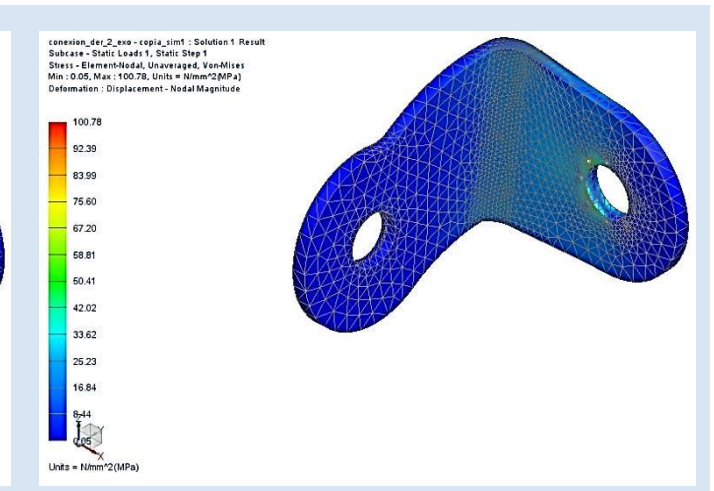
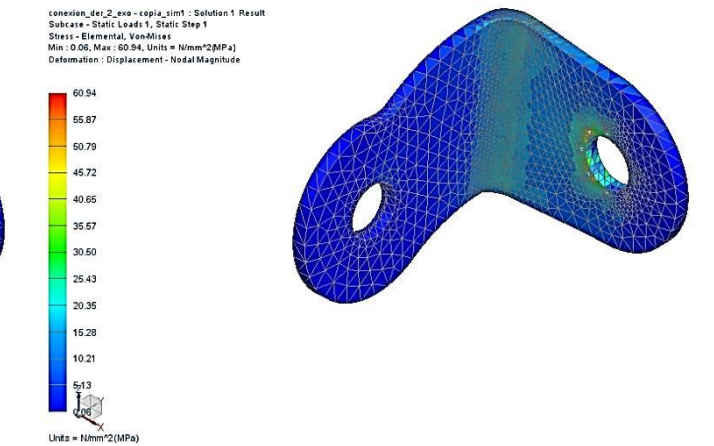
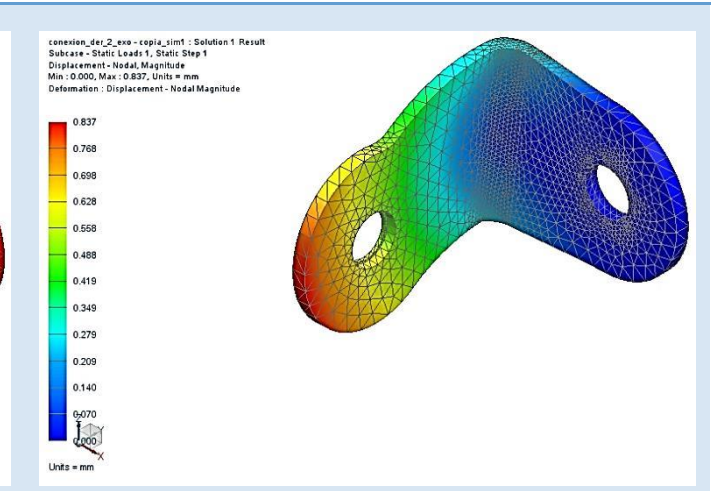
Simulación 4



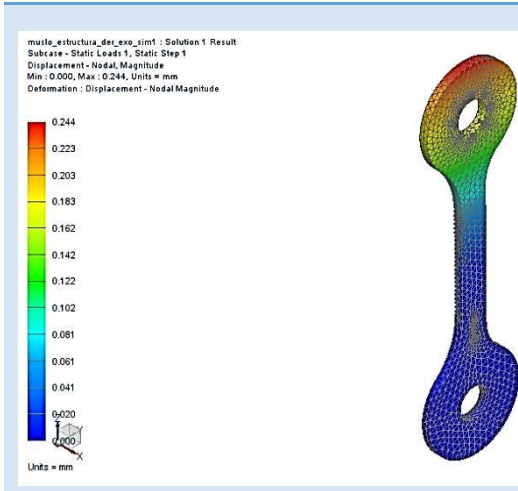
Simulación 5



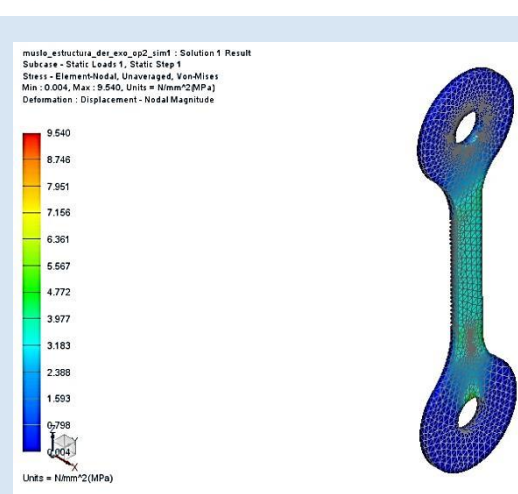
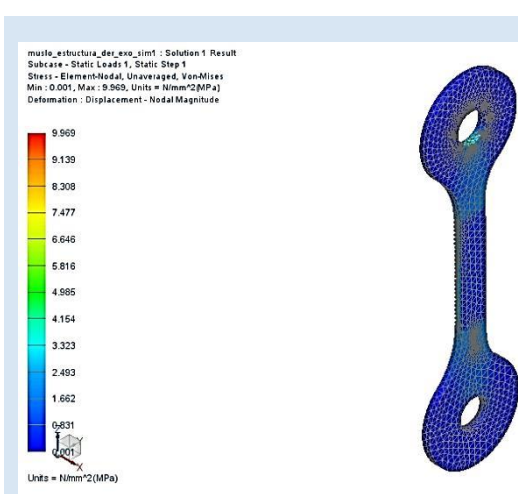
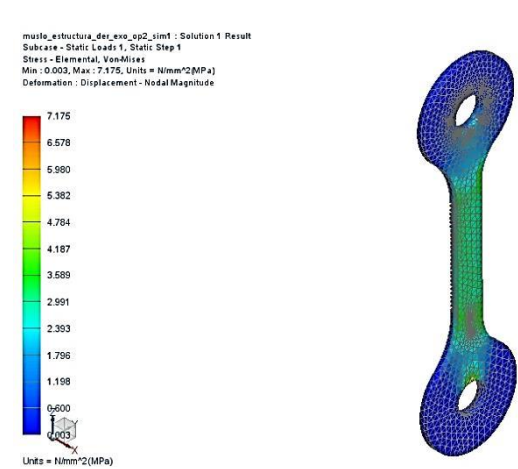
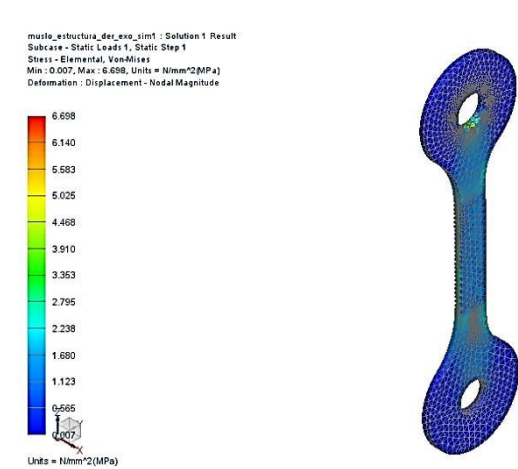
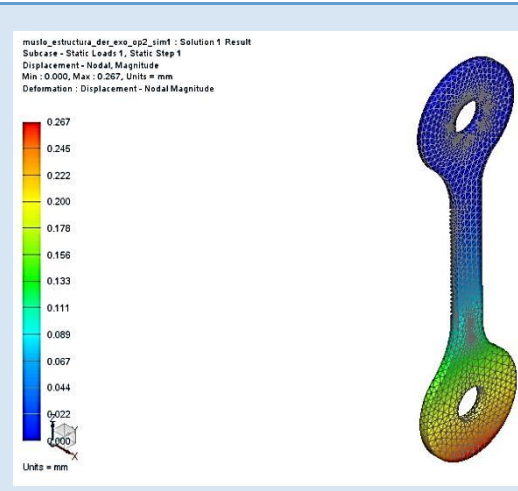
Simulación 6



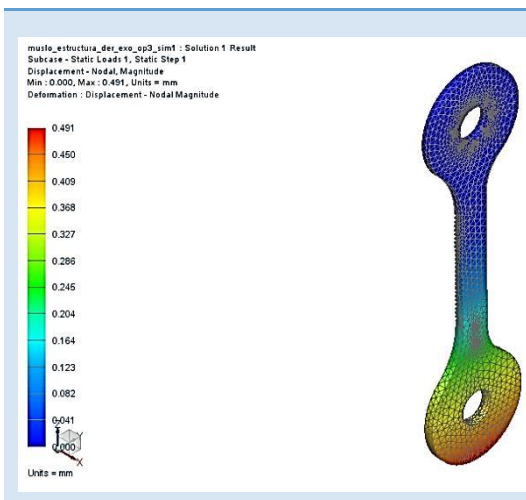
Simulación 7



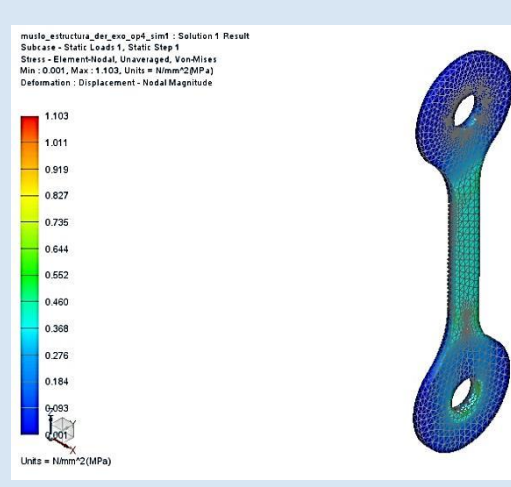
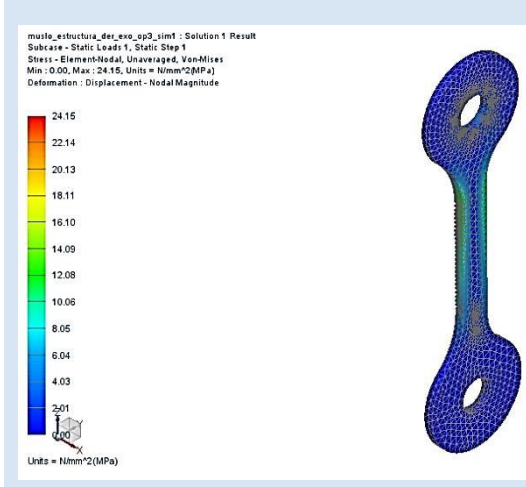
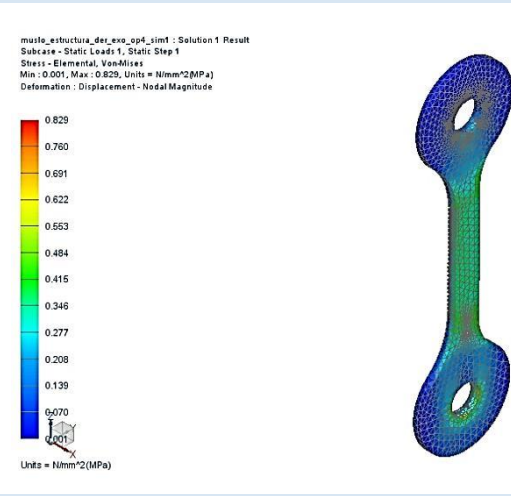
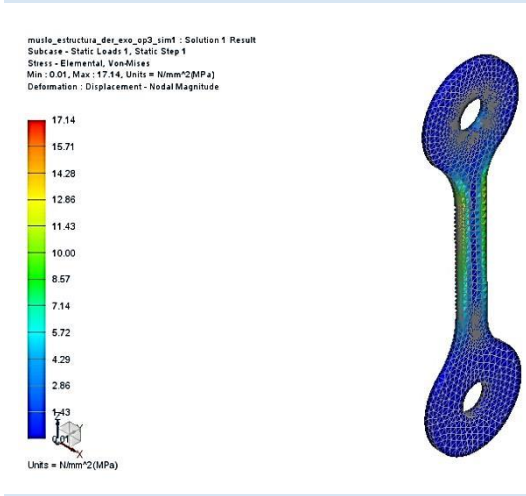
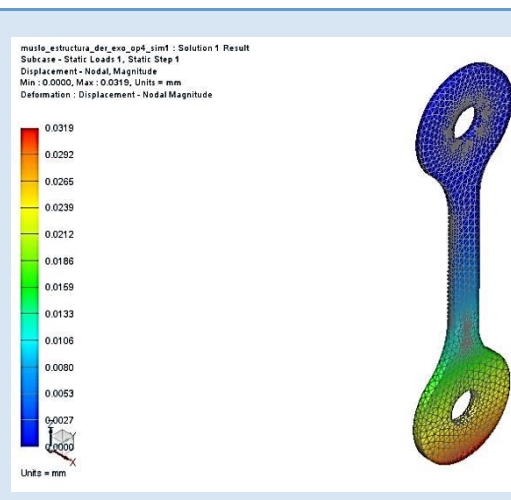
Simulación 8



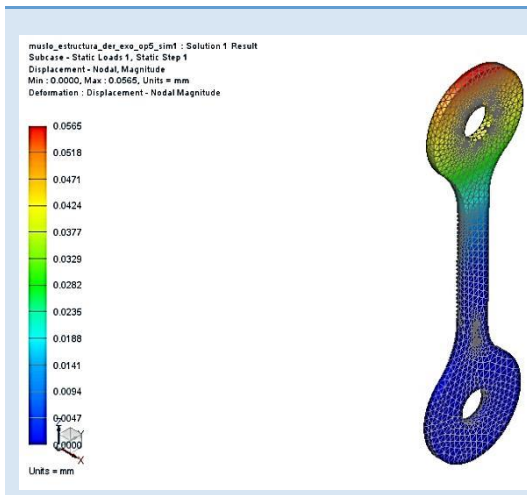
Simulación 9



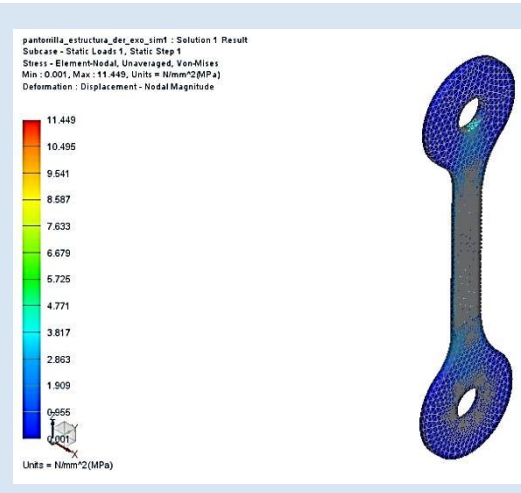
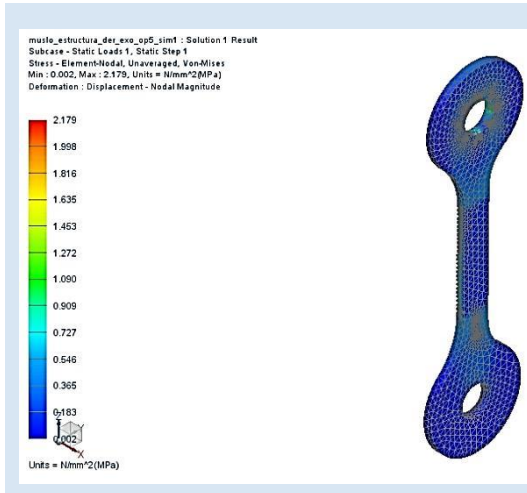
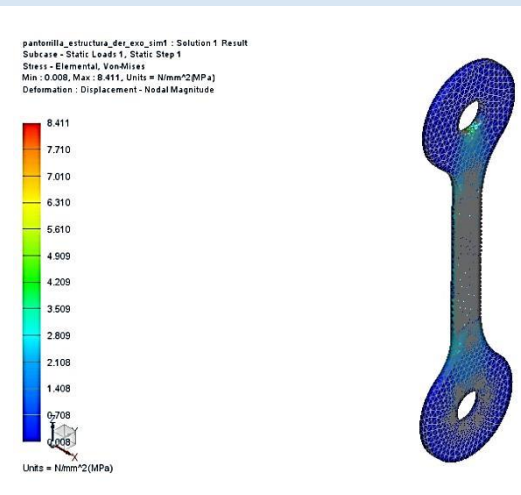
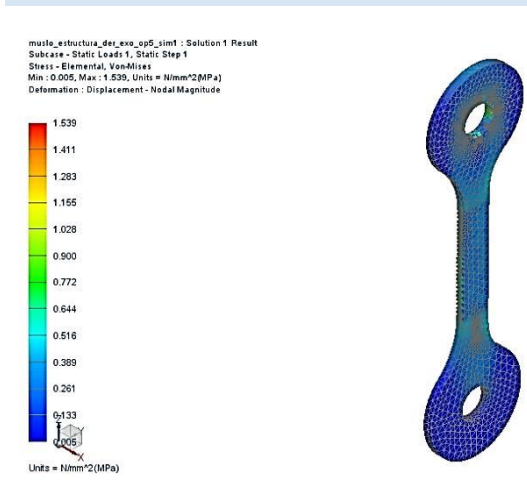
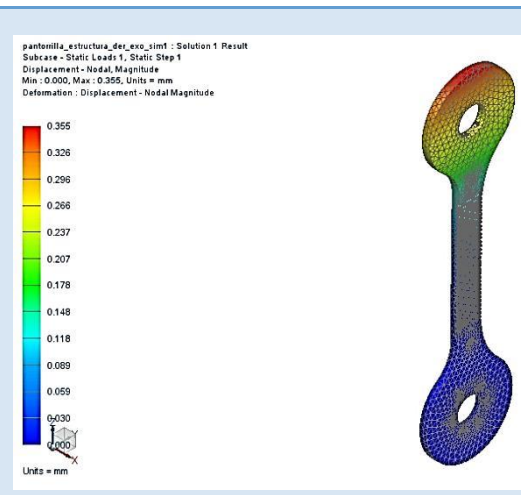
Simulación 10



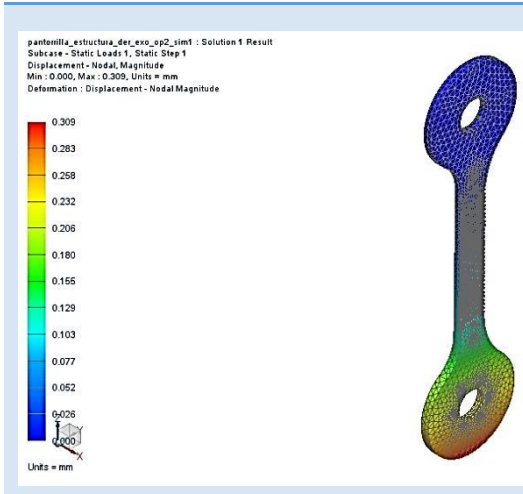
Simulación 11



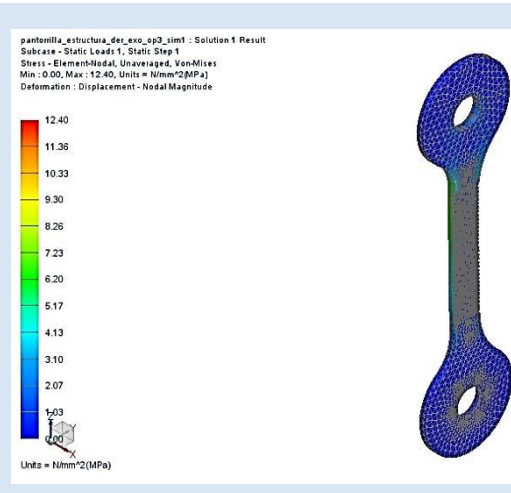
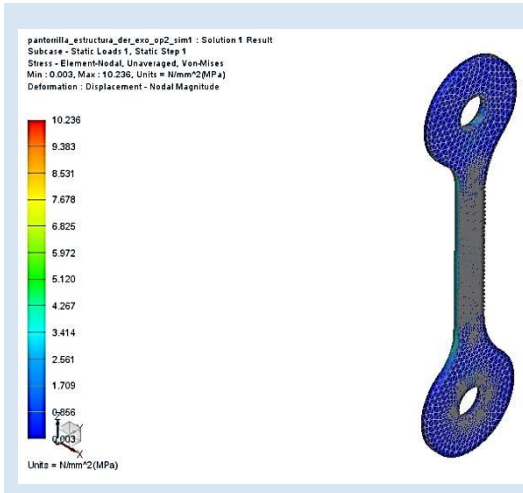
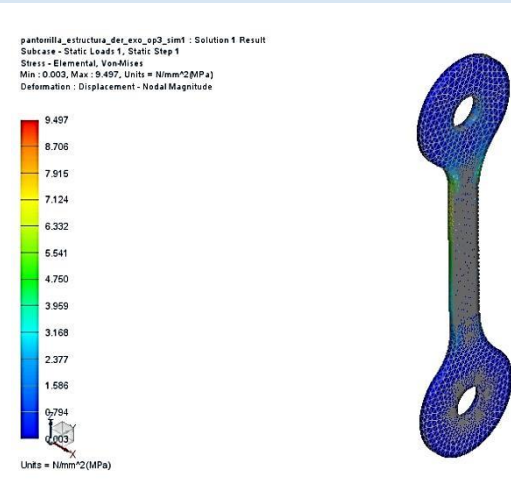
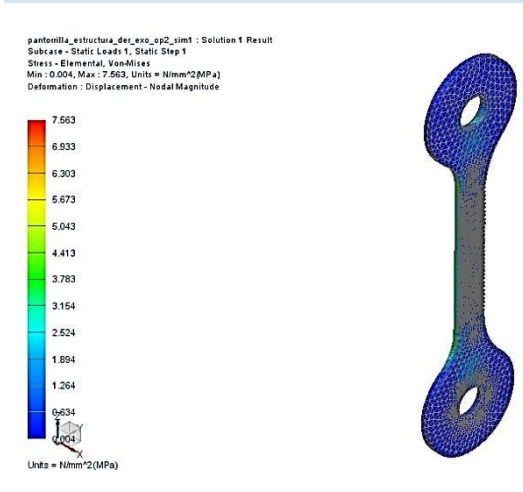
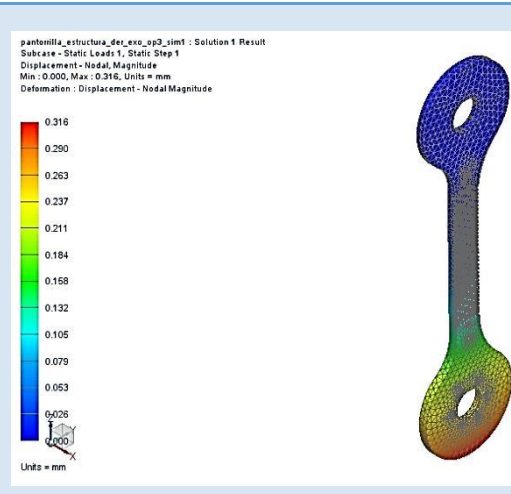
Simulación 12



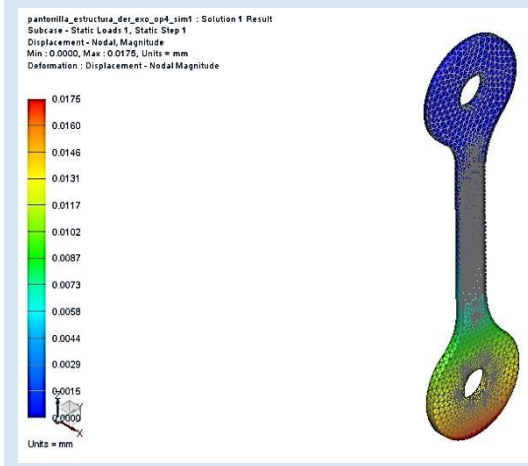
Simulación 13



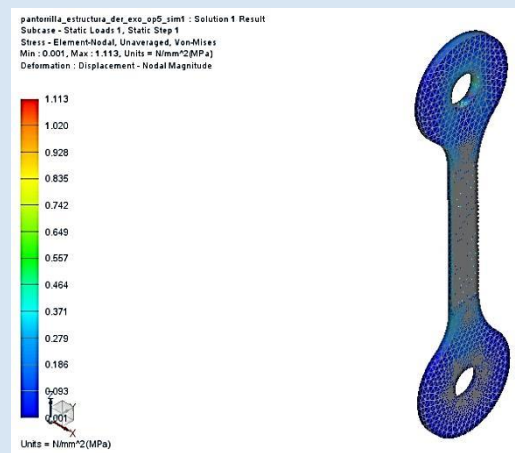
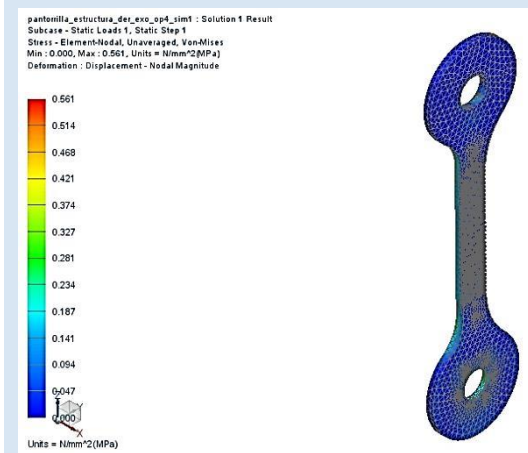
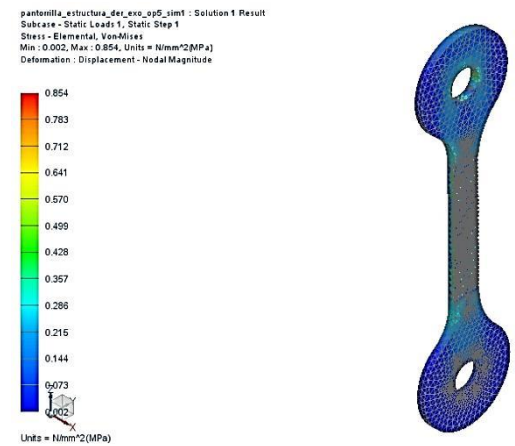
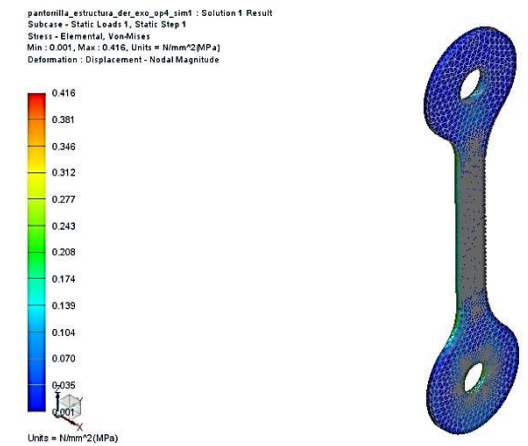
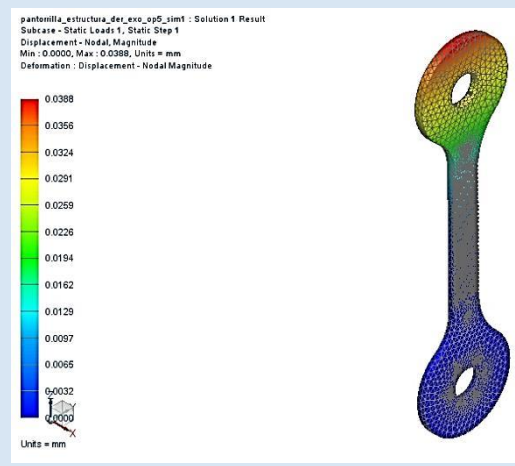
Simulación 14



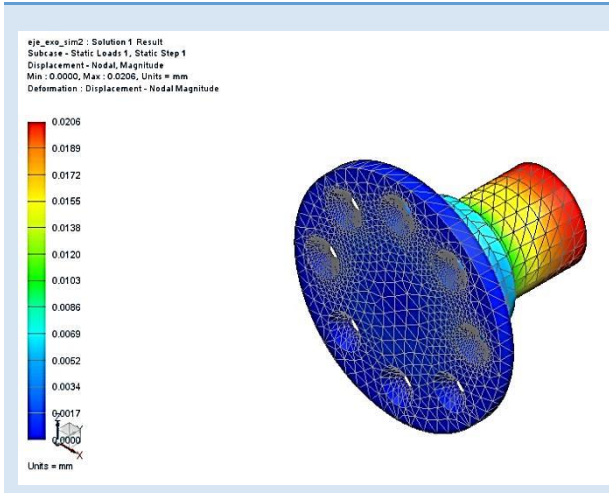
Simulación 15



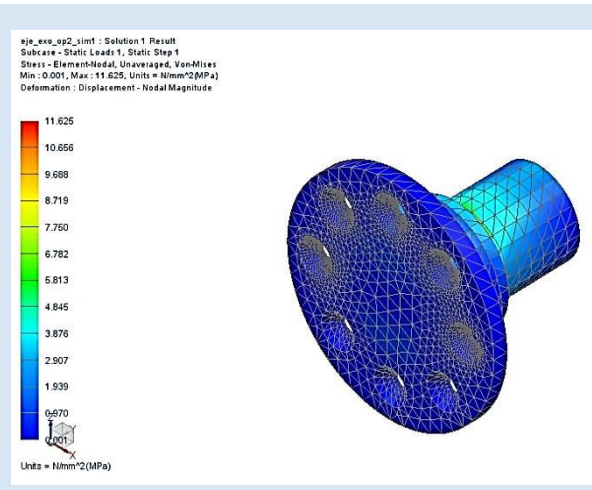
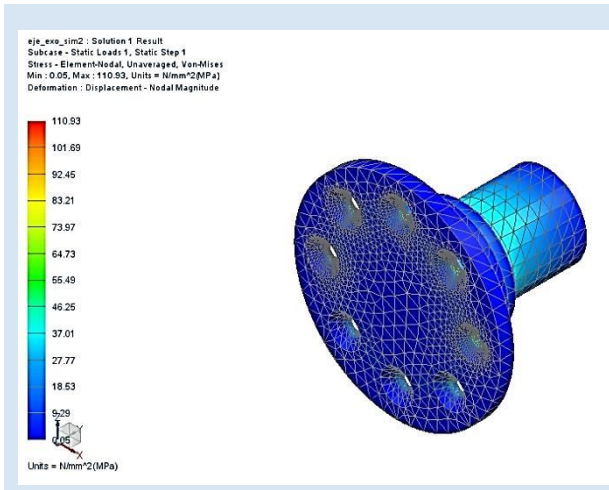
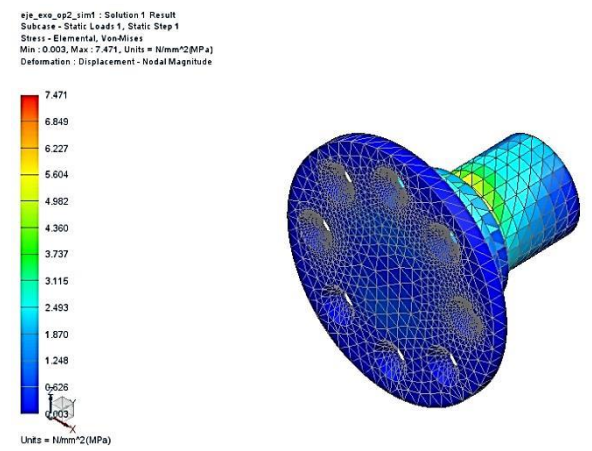
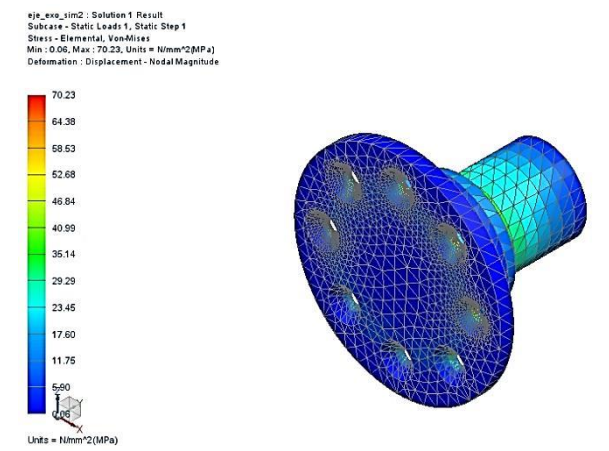
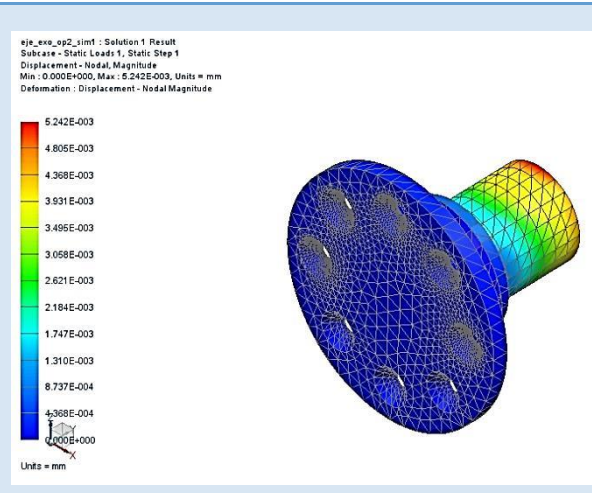
Simulación 16



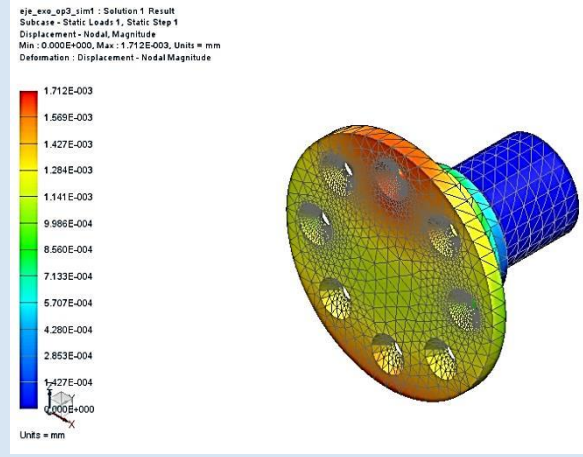
Simulación 17



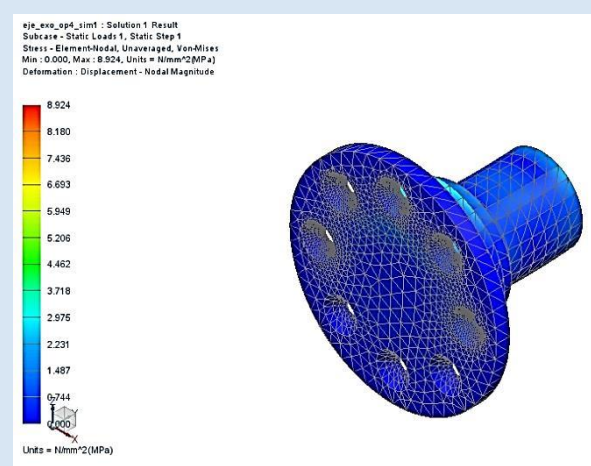
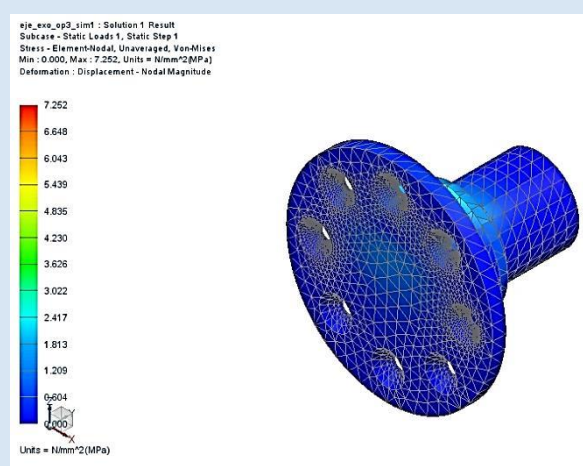
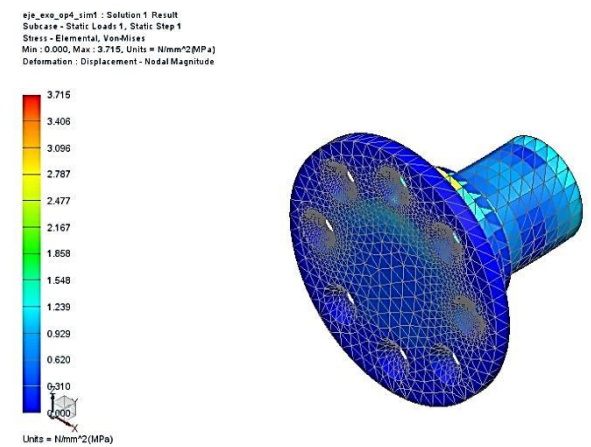
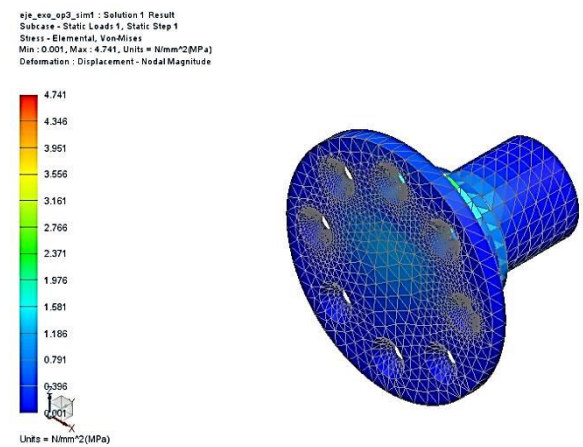
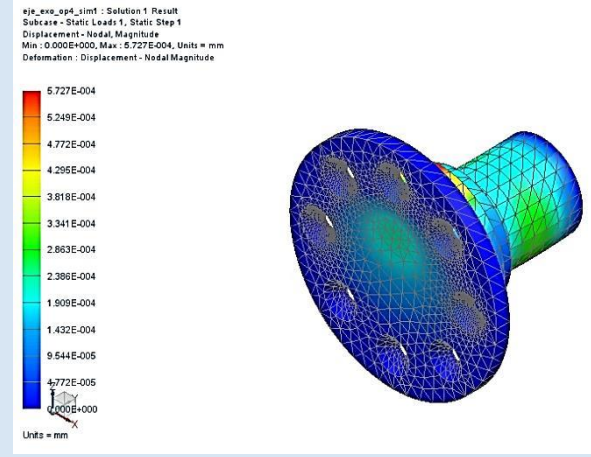
Simulación 18



Simulación 19

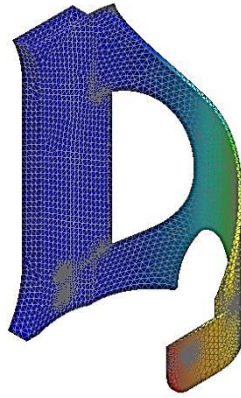
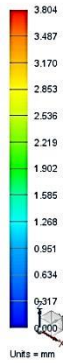


Simulación 20

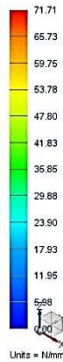


Simulación 21

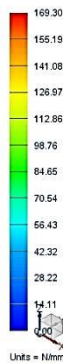
muste_der_2_exo_sim1 : Solution 1 Result
Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
Displacement - Nodal Magnitude
Min: 0.000, Max: 3.804, Units = mm
Deformation: Displacement - Nodal Magnitude



muste_der_2_exo_sim1 : Solution 1 Result
Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
Stress - Elemental, Von-Mises
Min: 0.00, Max: 71.71, Units = N/mm²(MPa)
Deformation: Displacement - Nodal Magnitude

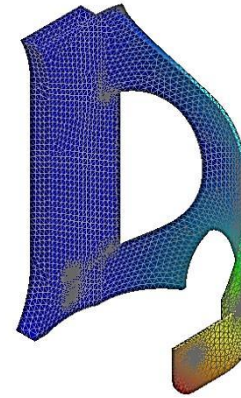


muste_der_2_exo_sim1 : Solution 1 Result
Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
Stress - Elemental, Unaveraged, Von-Mises
Min: 0.00, Max: 169.30, Units = N/mm²(MPa)
Deformation: Displacement - Nodal Magnitude

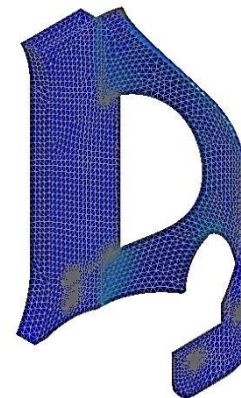
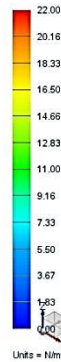


Simulación 22

muste_der_2_exo_ep2_sim1 : Solution 1 Result
Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
Displacement - Nodal Magnitude
Min: 0.000, Max: 0.443, Units = mm
Deformation: Displacement - Nodal Magnitude



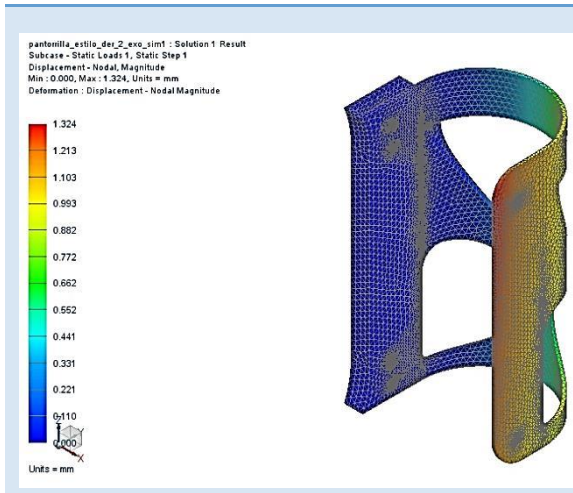
muste_der_2_exo_ep2_sim1 : Solution 1 Result
Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
Stress - Elemental, Von-Mises
Min: 0.00, Max: 22.00, Units = N/mm²(MPa)
Deformation: Displacement - Nodal Magnitude



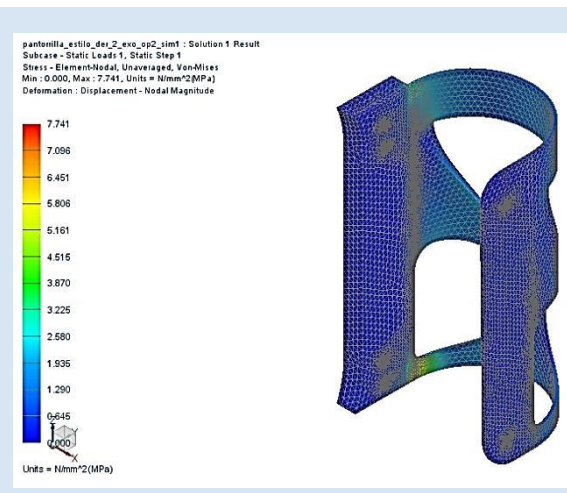
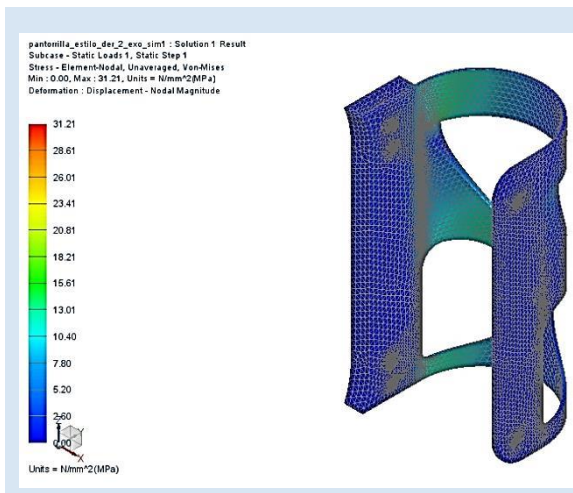
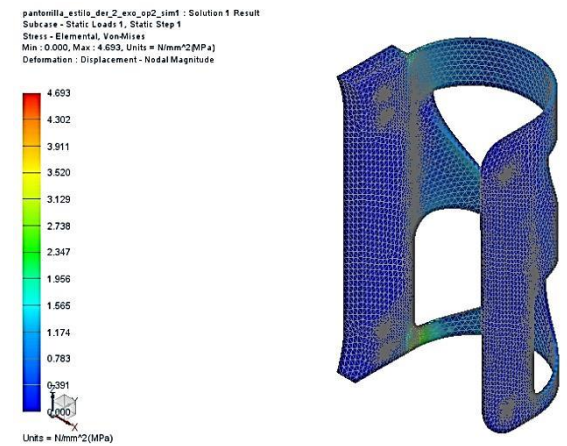
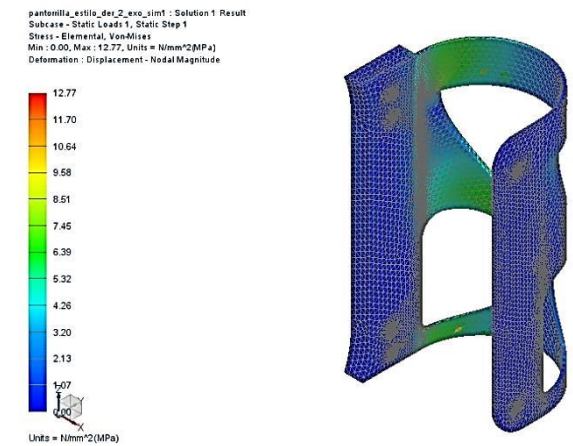
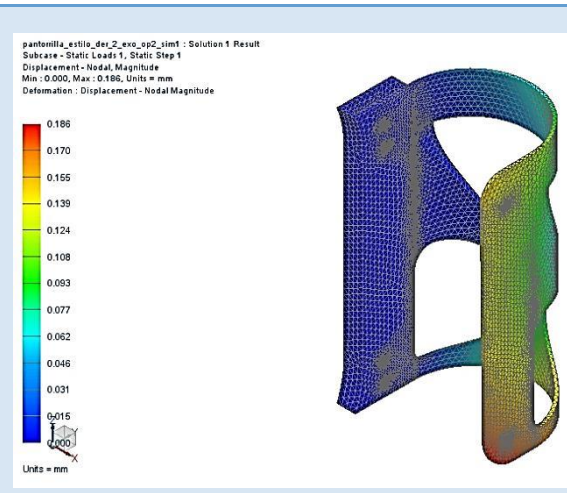
muste_der_2_exo_ep2_sim1 : Solution 1 Result
Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
Stress - Elemental, Unaveraged, Von-Mises
Min: 0.00, Max: 51.35, Units = N/mm²(MPa)
Deformation: Displacement - Nodal Magnitude



Simulación 23



Simulación 24



Comparativa de materiales

A-6

Polipropileno

Aplicaciones	Férulas de marcha Corsés Ortesis Plantares
Características técnicas	Ligero Material elástico Radiotransparente Fácil de retocar Económico Da calor Proporciona estabilidad, por tanto proporciona buena corrección biomecánica. Indicado para niños y adultos
Grosores	2 mm. para niños pequeños (de hasta 5 años aproximadamente) 3 mm. para niños mayores y adultos 4 mm. para obesos y deportistas
Temperatura de moldeo	180° - 200° C
Tiempo en horno	8 - 10 minutos

Fibra de carbono

Aplicaciones	Férulas de marcha Ortesis Plantares
Características técnicas	Suele ir mezclada con polipropileno Material ligero y elástico Problema: es muy caro Alta resistencia Proporciona estabilidad, por tanto buena corrección biomecánica. Indicado para niños y adultos Si la temperatura es ligeramente inadecuada se deteriora el trabajo, y así el proceso de trabajo resulta muy fino
Temperatura de moldeo	180° - 200°C
Tiempo en horno	8 - 10 minutos

Fuente: <http://www.cpsalud.com/materiales>

Propiedades mecánicas:

	PP Homopolímero	PP Copolímero	Comentarios
Módulo elástico en tracción (GPa)	1,1 a 1,6	0,7 a 1,4	
Alargamiento de rotura en tracción (%)	100 a 600	450 a 900	Junto al polietileno, una de las más altas de todos los termoplásticos
Carga de rotura en tracción (MPa)	31 a 42	28 a 38	
Módulo de flexión (GPa)	1,19 a 1,75	0,42 a 1,40	
Resistencia al impacto Charpy (kJ/m2)	4 a 20	9 a 40	El PP copolímero posee la mayor resistencia al impacto de todos los termoplásticos
Dureza Shore D	72 a 74	67 a 73	Más duro que el polietileno pero menos que el poliestireno o el PET
Presenta muy buena resistencia a la fatiga, por ello la mayoría de las piezas que incluyen bisagras utilizan este material.			

TIPOS DE FIBRA

Propiedad	Fibras SM ^a	Fibras IM ^{a,b}	Fibras HM ^b	Fibras *LM ^b	Fibras *UHM ^b
Contenido en carbono (%)	95	95	>99	>97	>99
Diámetro (µm)	6-8	5-6	5-8	11	10
Densidad (g/cm ³)	1,8	1,8	1,9	1,9	2,2
Resistencia a la tracción (mpa)	3.800	3450 - 6200	3450 - 5520	1380 - 3100	2410
Alargamiento a la rotura	1,6	1,3 - 2,0	0,7 - 1,0	0,9	0,4 - 0,27
Resistencia eléctrica (µ ₂ cm)	1650	1450	900	1300	220 - 130
Conductividad térmica (w/m.k)	20	20	50-80	-	-

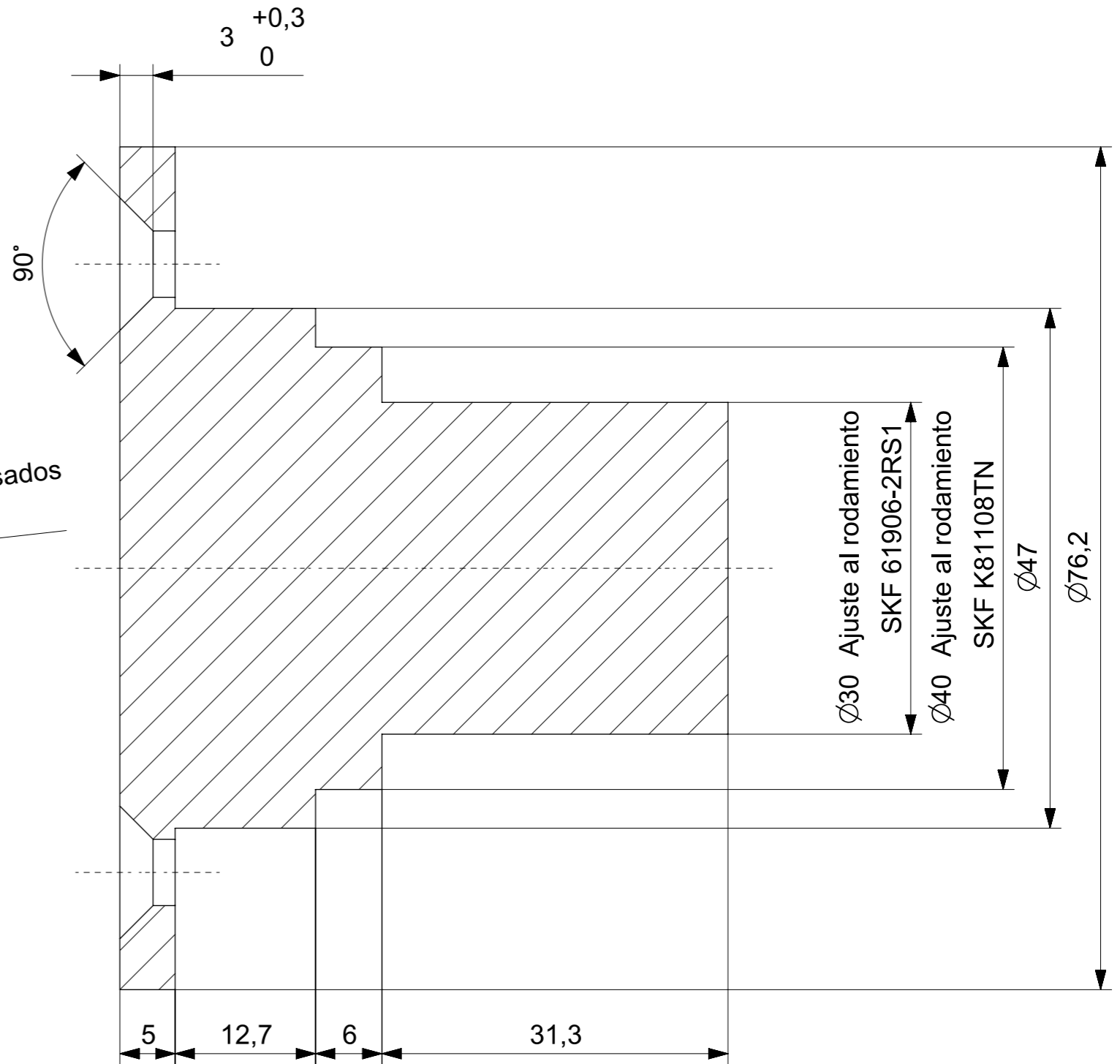
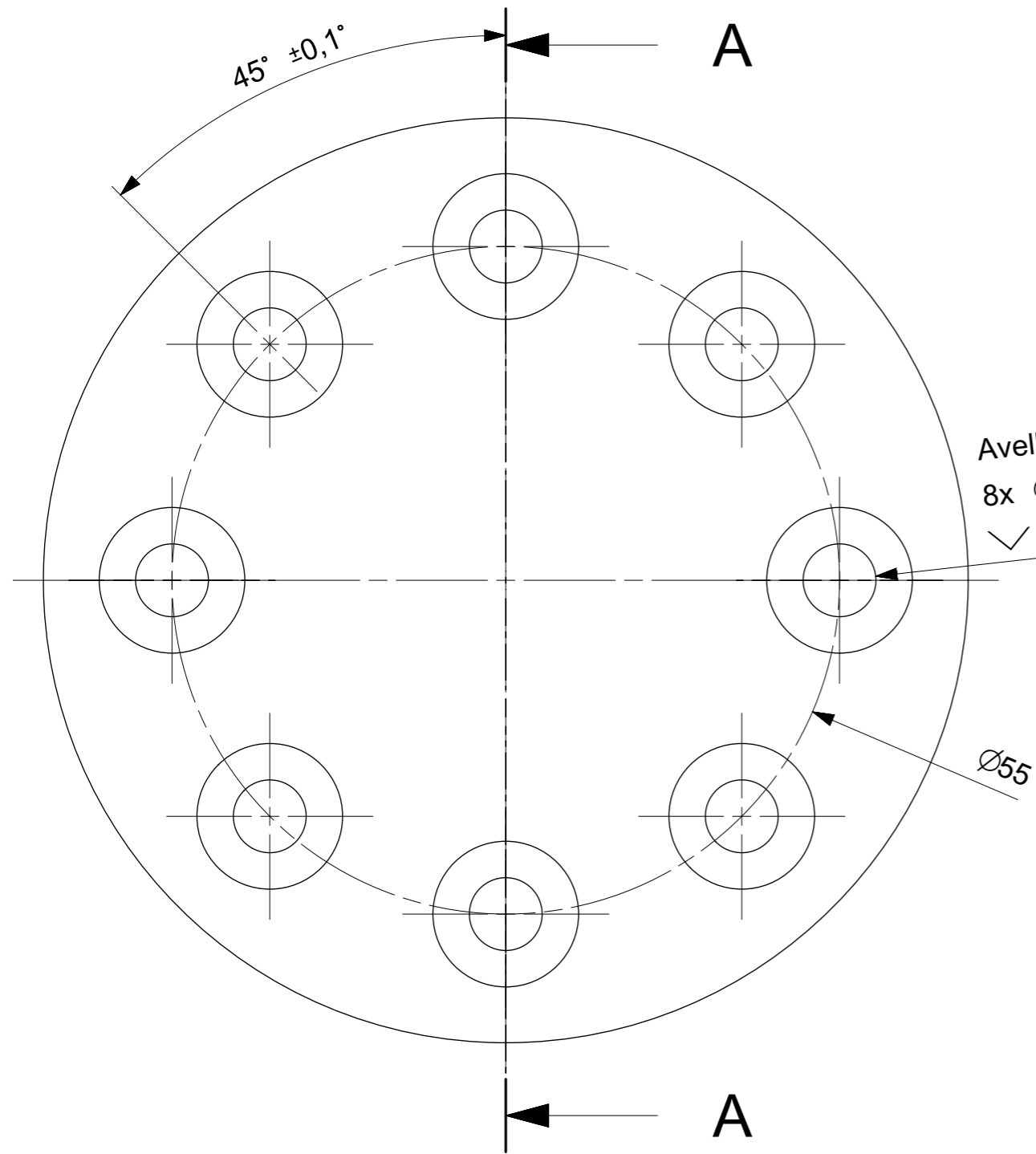
(a) Fibras para usos generales; (b) fibras para aplicaciones aeroespaciales. Valores de propiedades para fibras obtenidas a partir de PAN como precursor. * Valores de propiedades para fibras "pitch". Las fibras de carbono se suelen clasificar atendiendo a dos criterios: tipo de precursor y valor de su módulo de elasticidad. De acuerdo con el segundo criterio se distinguen cinco clases, o calidades, de fibras: SM ("Standard modulus"), UHM ("Ultra-high modulus"), HM ("High modulus"), HT ("High tenacity-high strength") o IM ("Intermediate modulus"), y LM ("Low modulus").

Fuentes: <http://www.vamptech-iberica.com/pp.php> y

<http://www.metallactual.com/revista/11/materialescarbono.pdf>

Planos


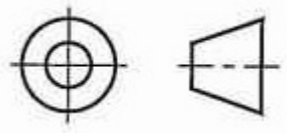
A-7

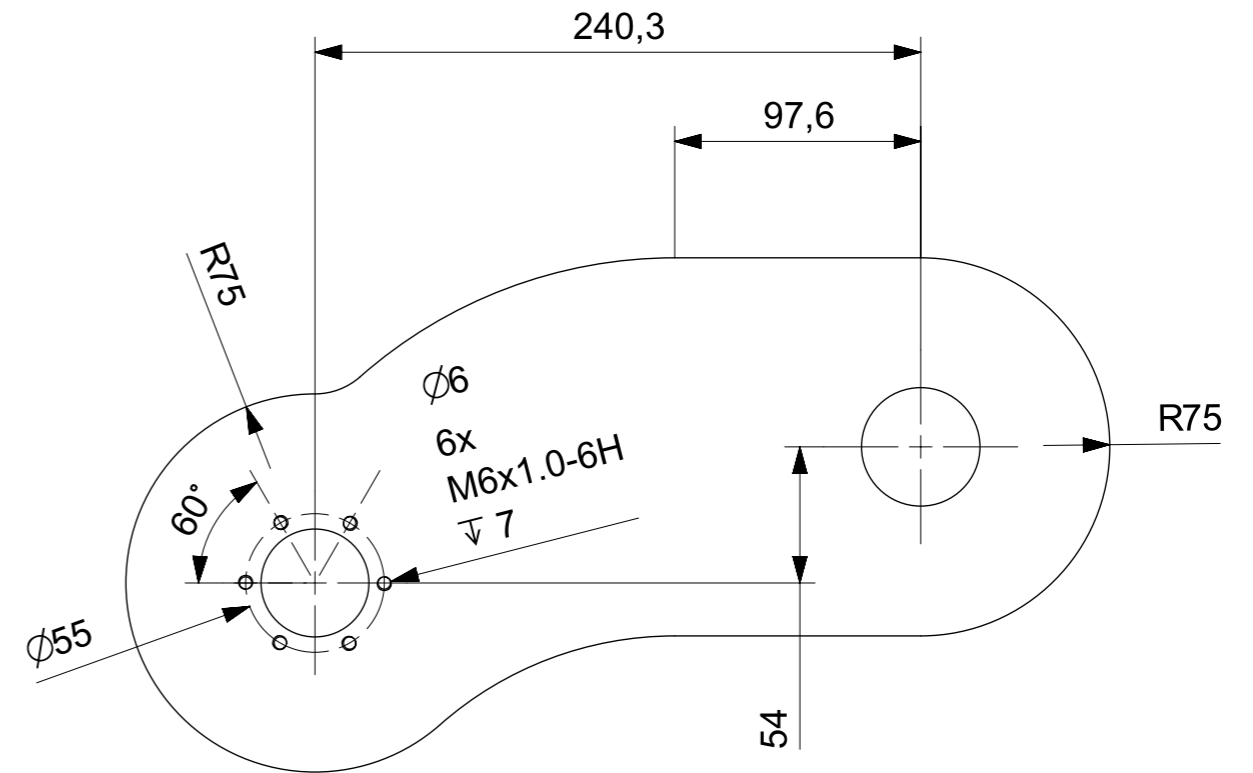
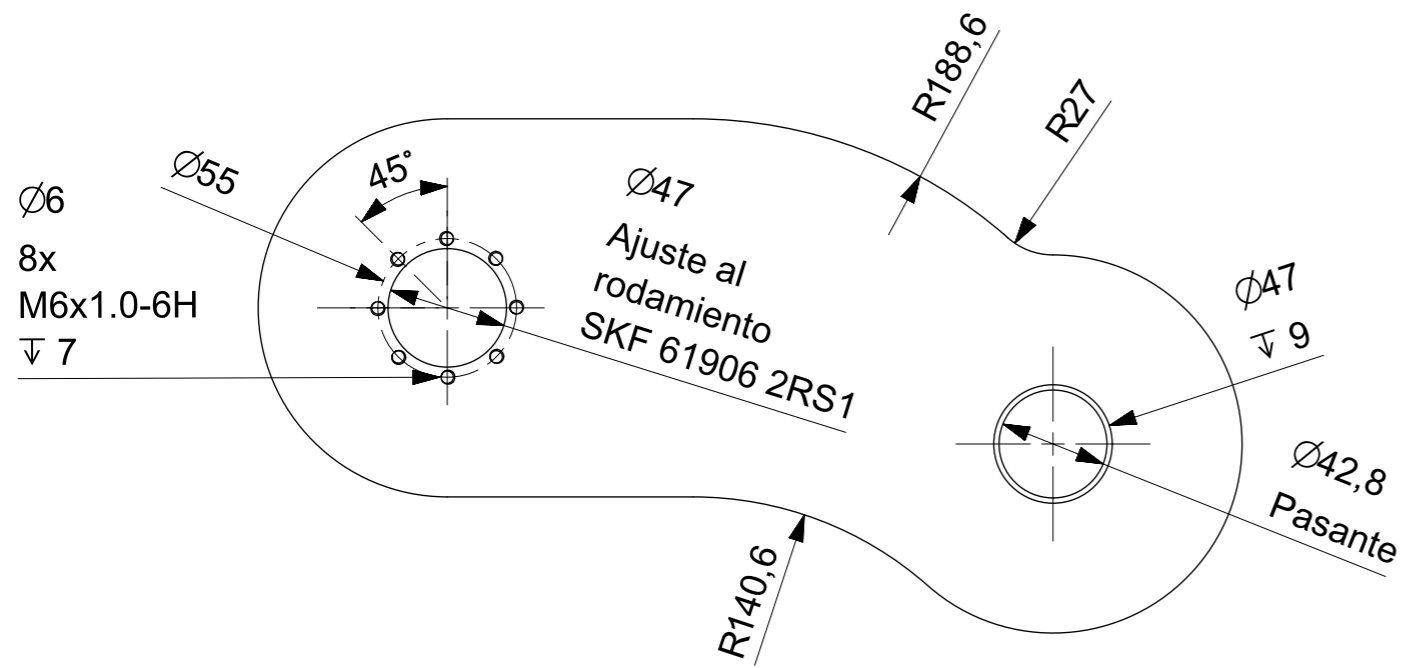


SECTION A-A

Barra comercial de 3"


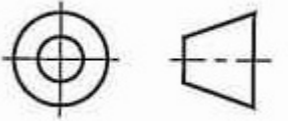
Tolerancia lineal general de ± 0.05 mm

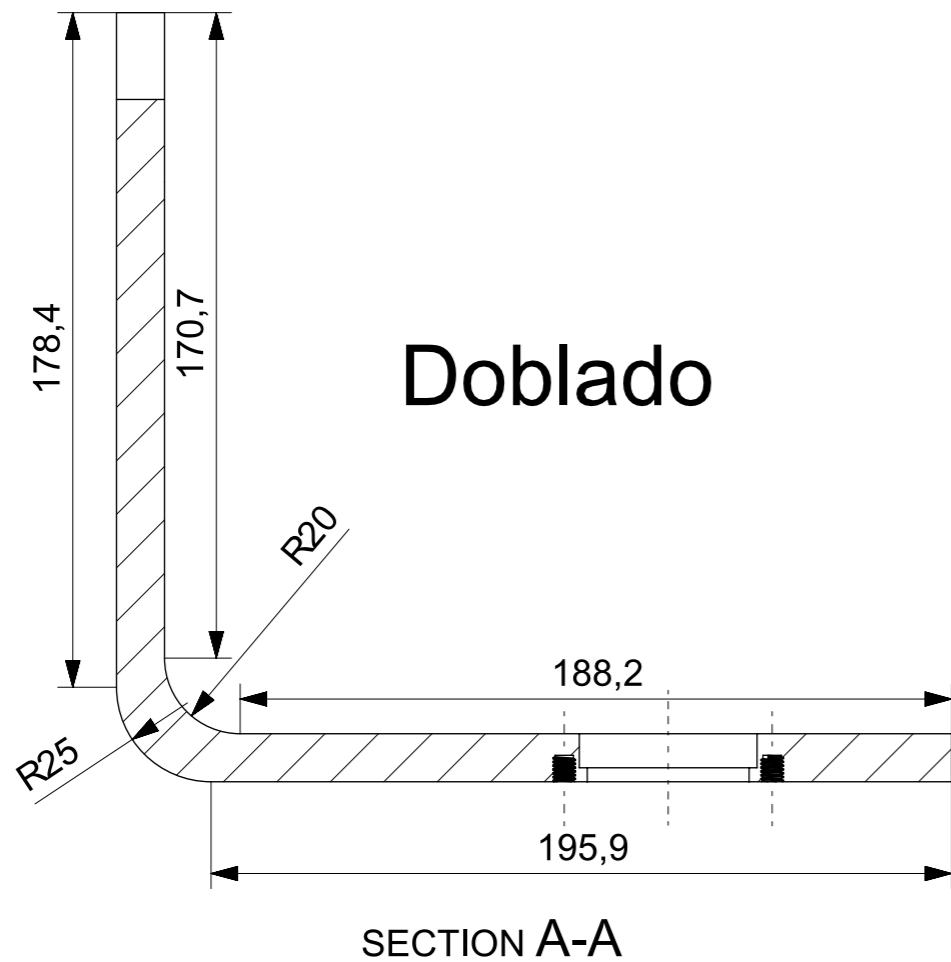
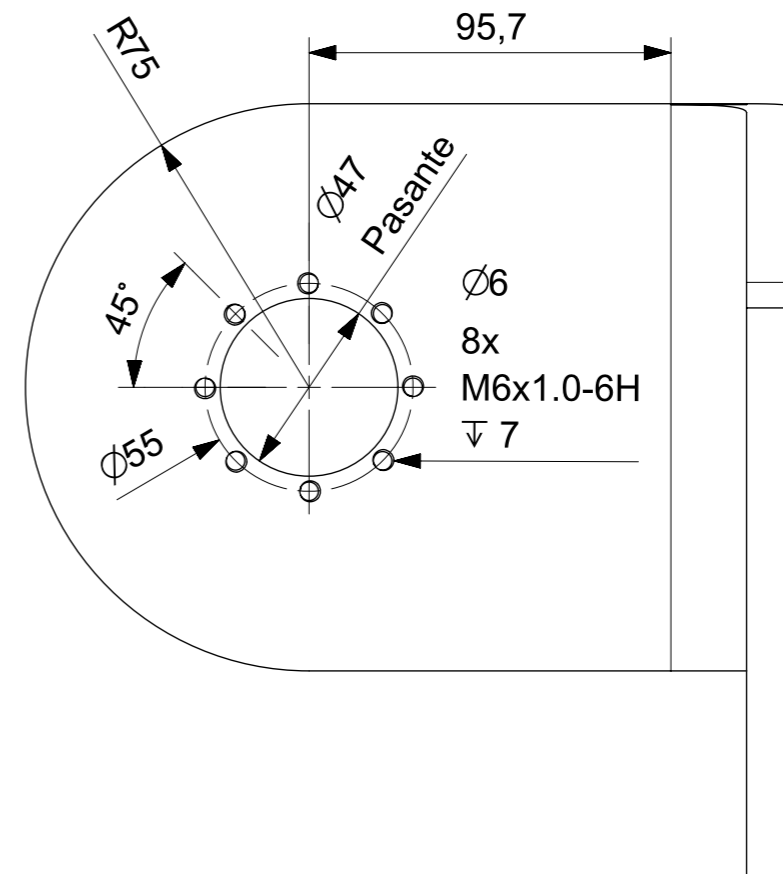
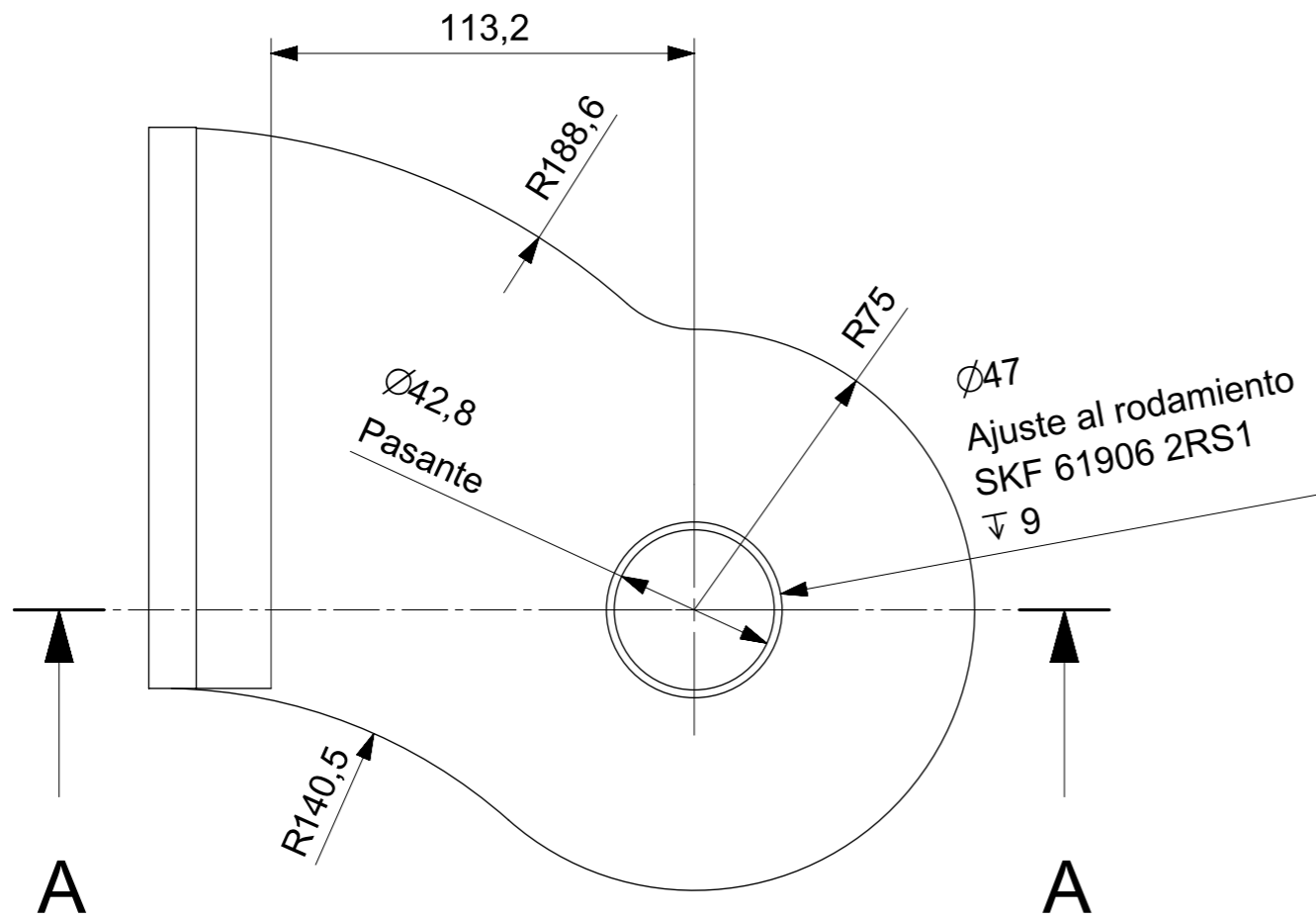
Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Exoesqueleto de Cadera y Rodilla	Rev:A	Escala: 2:1
	Fecha:05-02-15	Acot: mm
 CIA CENTRO de INGENIERIA AVANZADA	Dibujó: MMLJ y CARL	Cantidad:6
	Revisó:SCC	Material:
 A3	PAPIIT IT102014	Aluminio 6061-T6
Dib. No. : EXO-CAD-501		



Placa comercial de 1/2"




Tolerancia lineal general de ± 0.05 mm

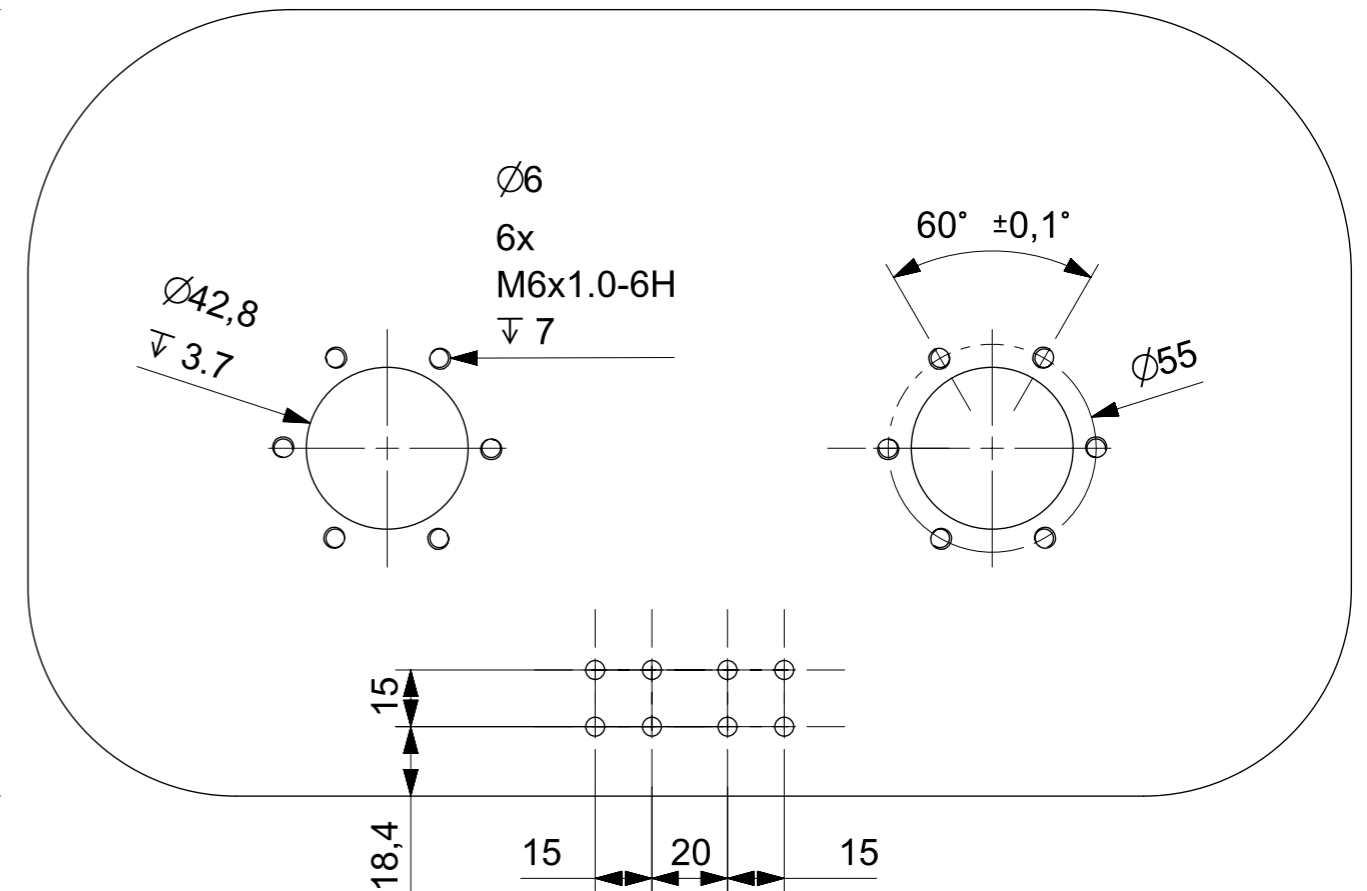
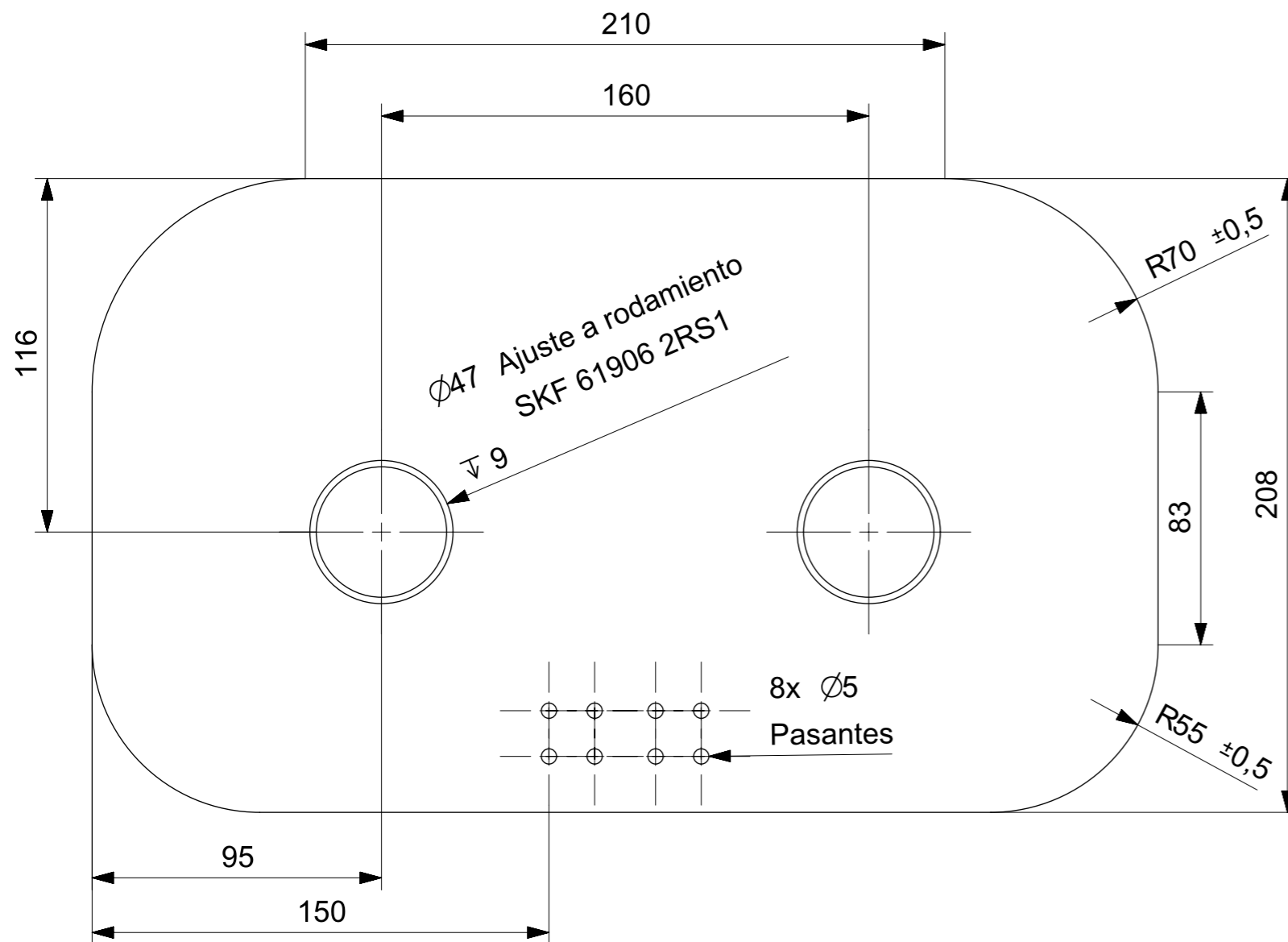
Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Exoesqueleto de Cadera y Rodilla	Rev:A	Escala: 1:3
	Fecha:05-02-15	Acot: mm
	Dibujó: MMLJ y CARL	Cantidad:1
	Título: Cadera conexión izquierda	Revisó:SCC
		PAPIIT IT102014
	 A3	Material: Aluminio 6061-T6
		Dib. No. : EXO-CAD-502



Placa comercial de 1/2"


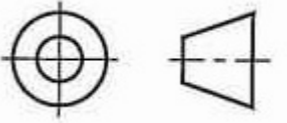
Tolerancia lineal de ± 0.05 mm

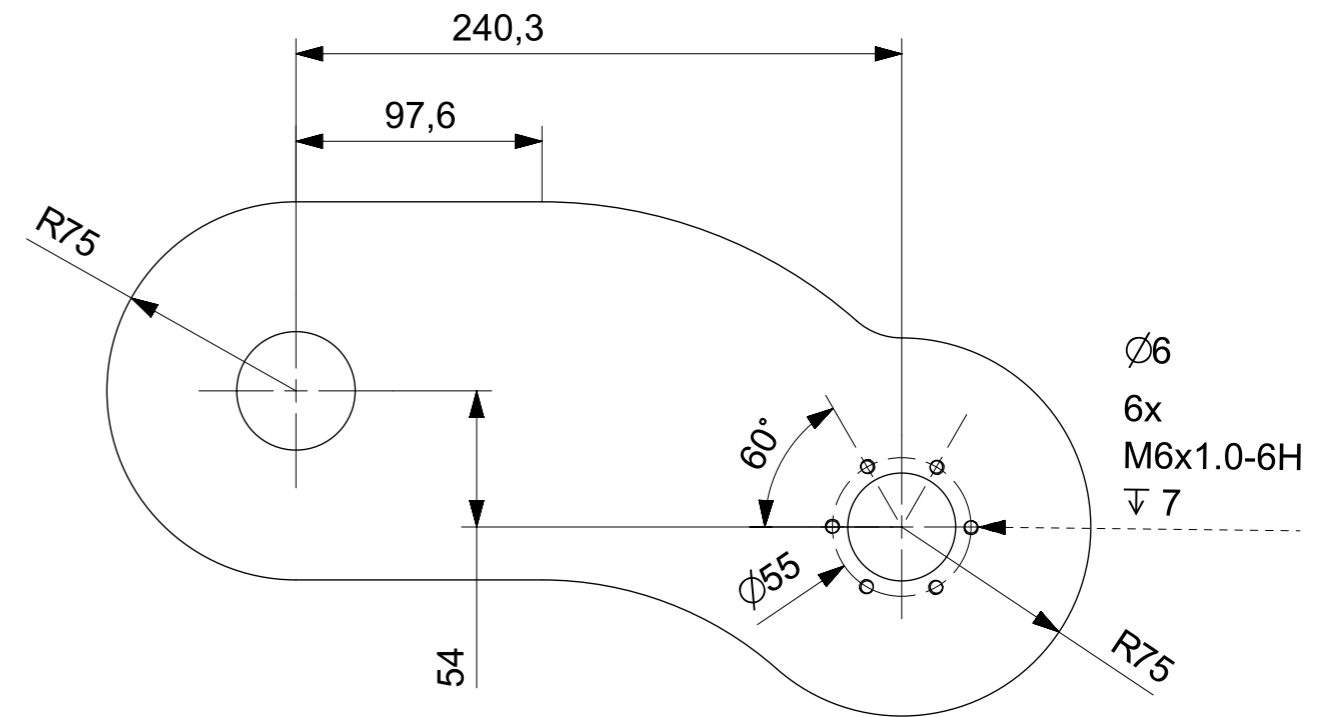
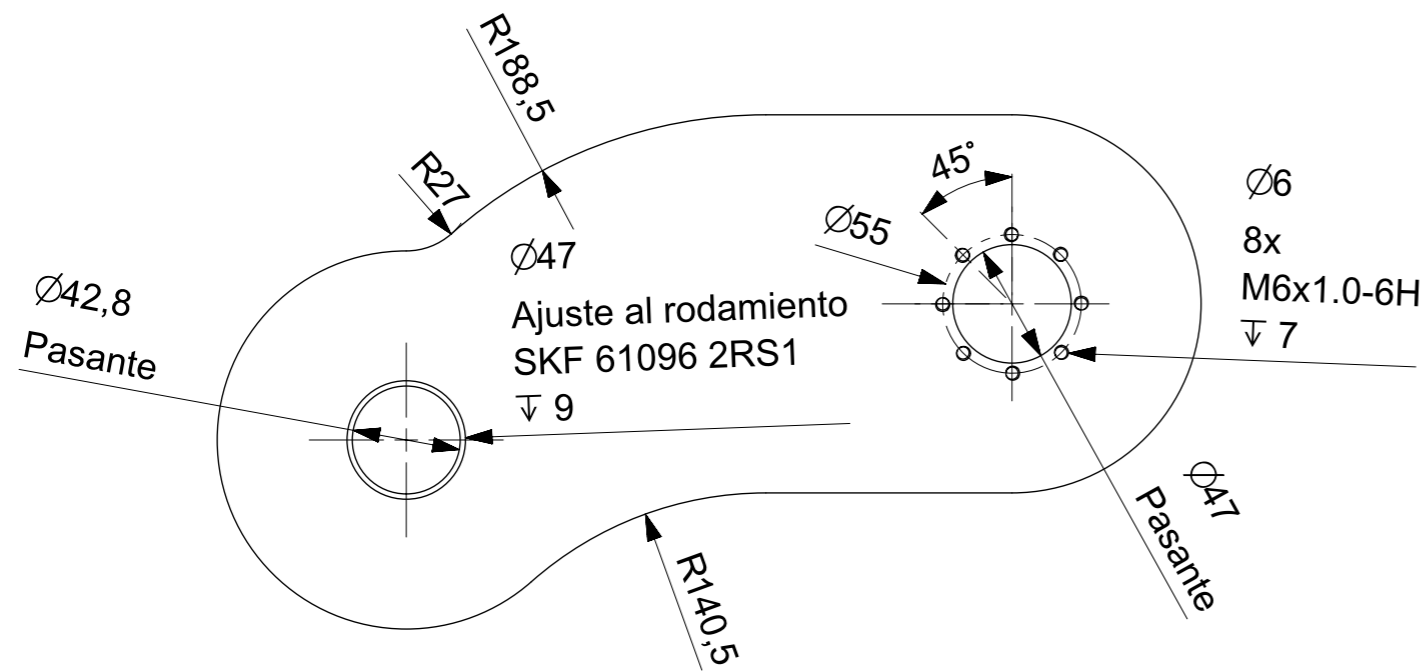
Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Exoesqueleto de Cadera y Rodilla	Rev:A	Escala:	
	Fecha:05-02-15	Acot: mm	
	Dibujó: MMLJ y CARL	Cantidad:1	
	Título:	Revisó:SCC	Material:
	Cadera conexión izquierda	PAPIIT IT102014	Aluminio 6061-T6
  A3	Dib. No. : EXO-CAD-503		



Placa comercial de 1/2"


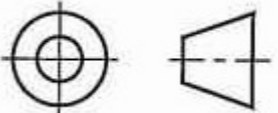
Tolerancia lineal general de ± 0.05 mm

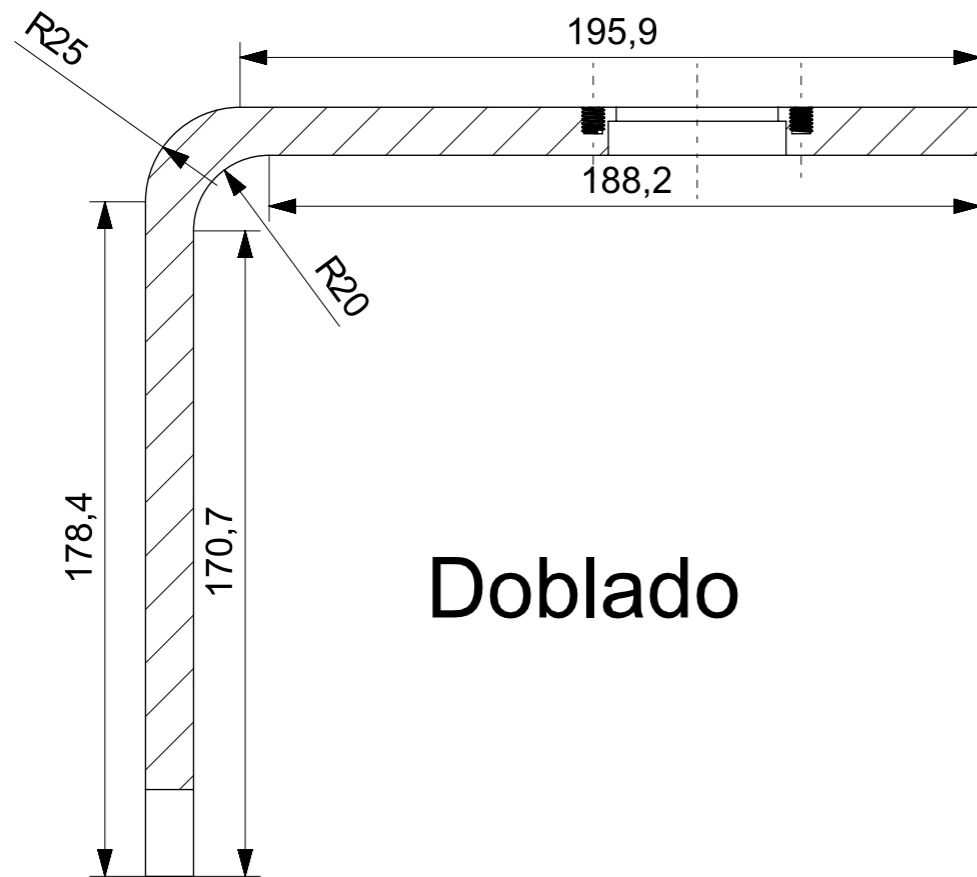
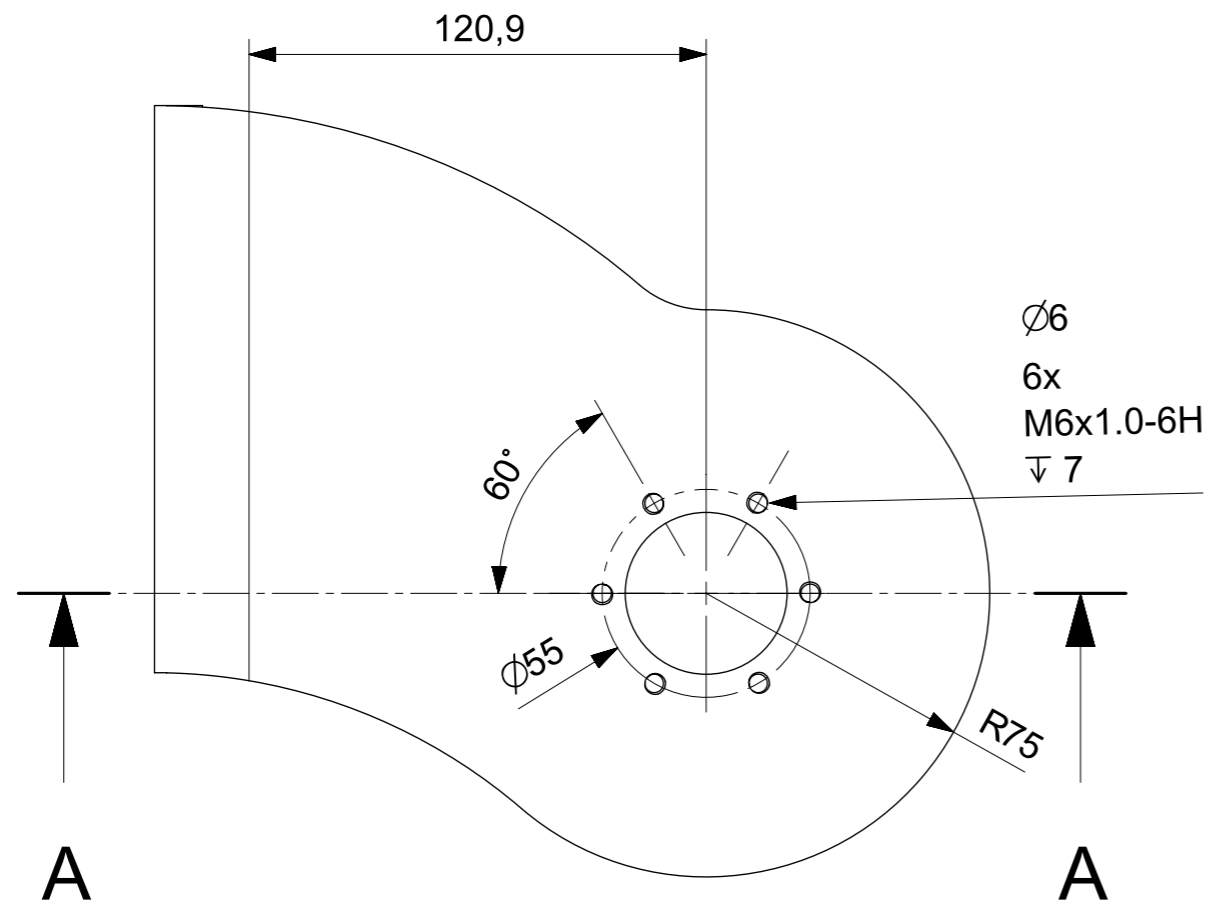
Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Exoesqueleto de Cadera y Rodilla	Rev:A	Escala: 1:2	
	Fecha:05-02-15	Acot: mm	
	Dibujó: MMLJ y CARL	Cantidad:1	
 CIA CENTRO de INGENIERIA AVANZADA	Título: Cadera conexion central	Revisó:SCC	Material:
		PAPIIT IT102014	Aluminio 6061-T6
	 A3	Dib. No. : EXO-CAD-504	



Placa comercial de 1/2"

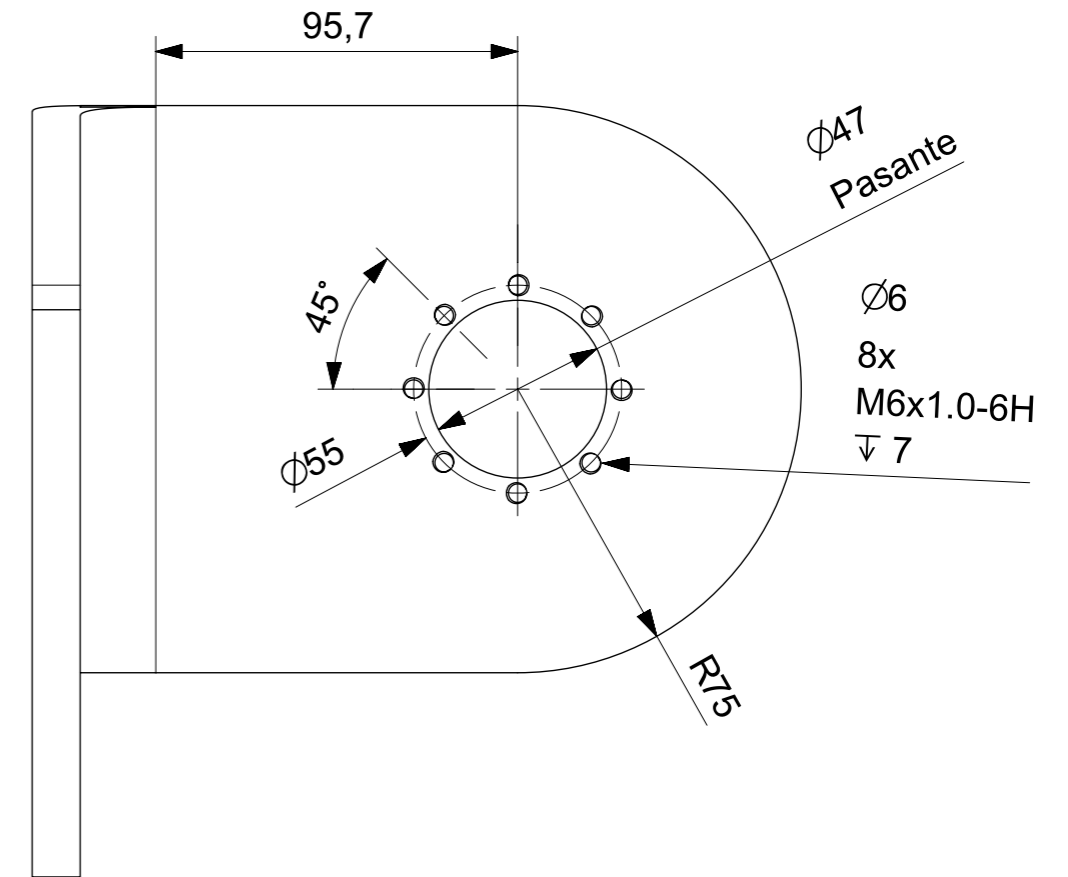
Tolerancia lineal general de ± 0.05 mm

Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Exoesqueleto de Cadera y Rodilla	Rev:A	Escala: 1:3	
	Fecha:05-02-15	Acot: mm	
	Dibujó: MMLJ y CARL	Cantidad:1	
 CIA CENTRO de INGENIERIA AVANZADA	Título: Cadera conexión derecha	Revisó:SCC	Material:
	 A3	PAPIIT IT102014	Aluminio 6061-T6
		Dib. No. : EXO-CAD-505	




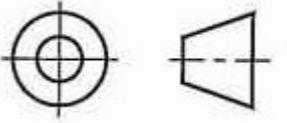
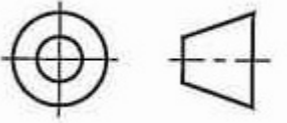
Doblado

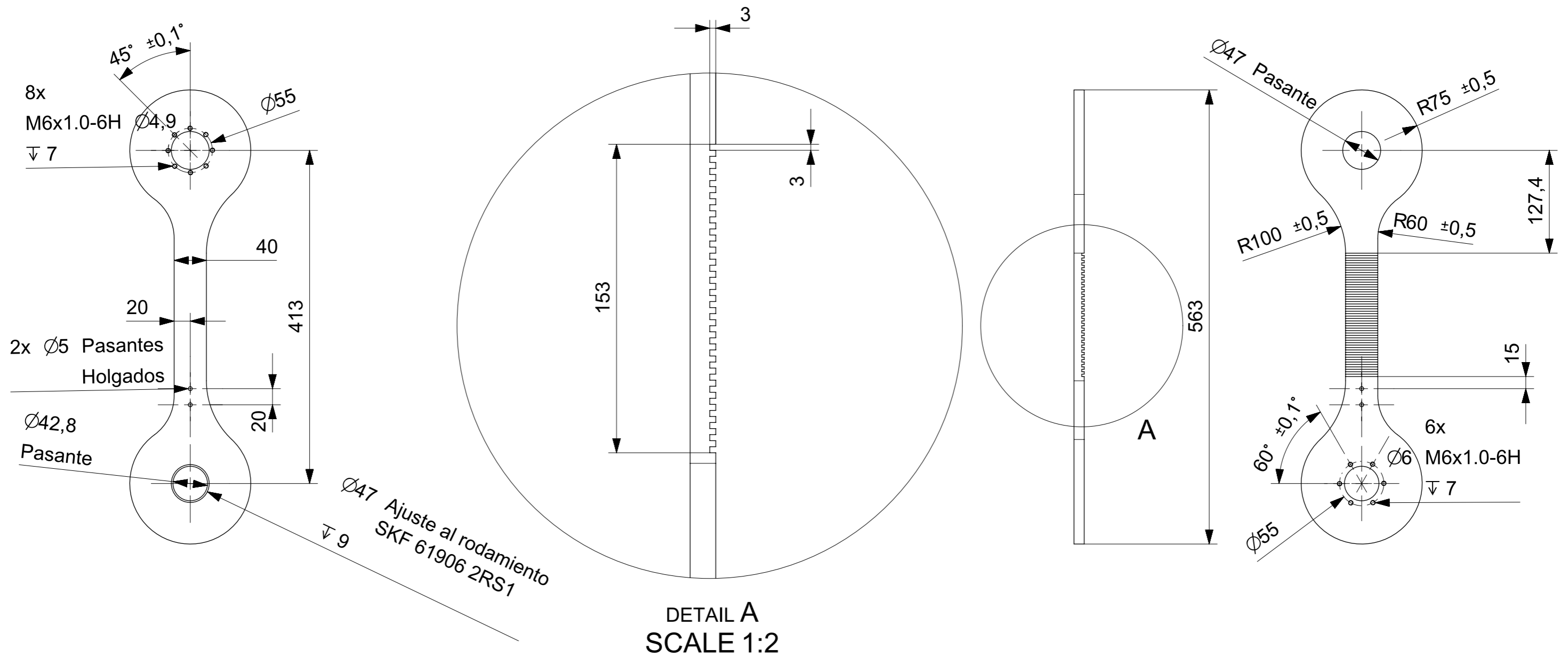
SECTION A-A



Placa comercial de 1/2"


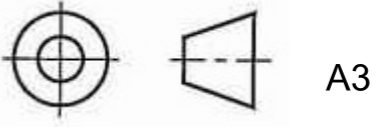
Tolerancia lineal general de ± 0.05 mm

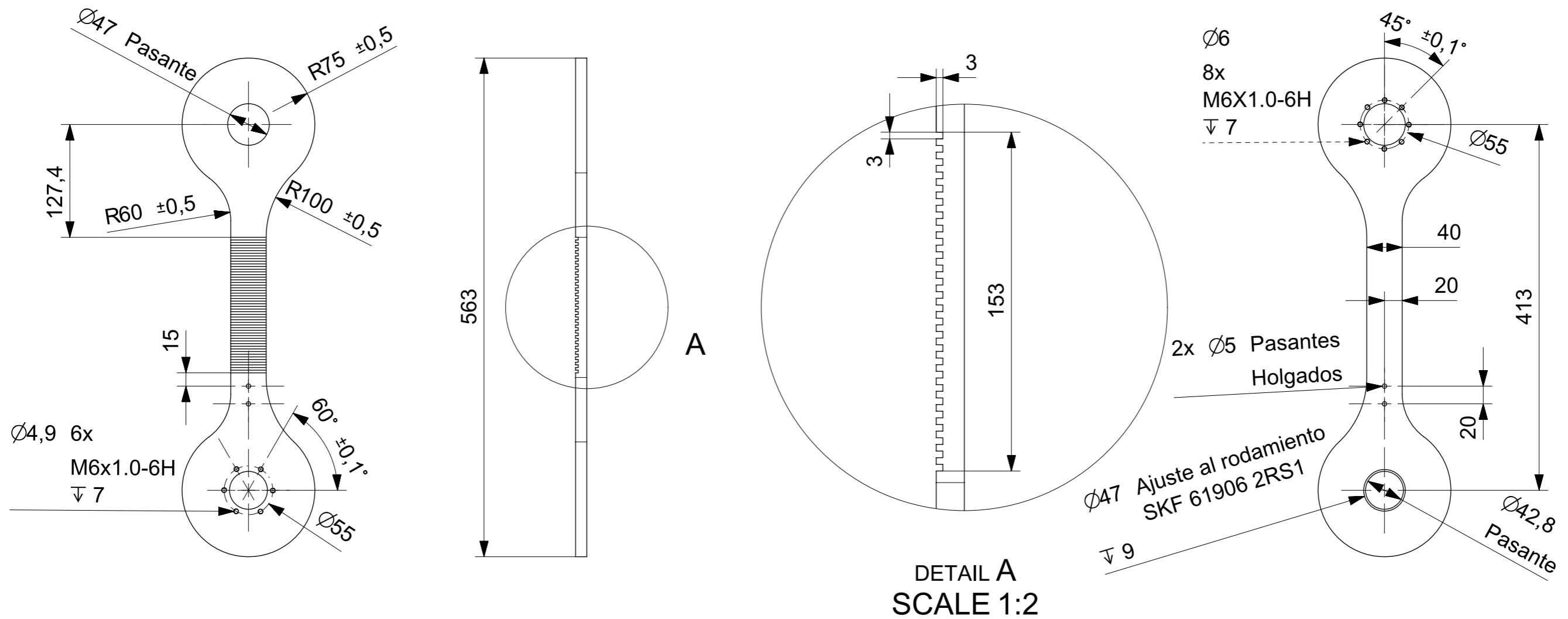
Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Exoesqueleto de Cadera y Rodilla	Rev:A	Escala: 1:2
	Fecha:05-02-15	Acot: mm
	Dibujó: MMLJ y CARL	Cantidad:1
	Título: Cadera conexión derecha	Revisó:SCC PAPIIT IT102014
		Material: Aluminio 6061-T6
		Dib. No. : EXO-CAD-506



Placa comercial de 1/2"


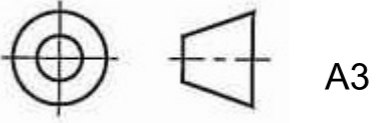
Tolerancia lineal general de ± 0.05 mm

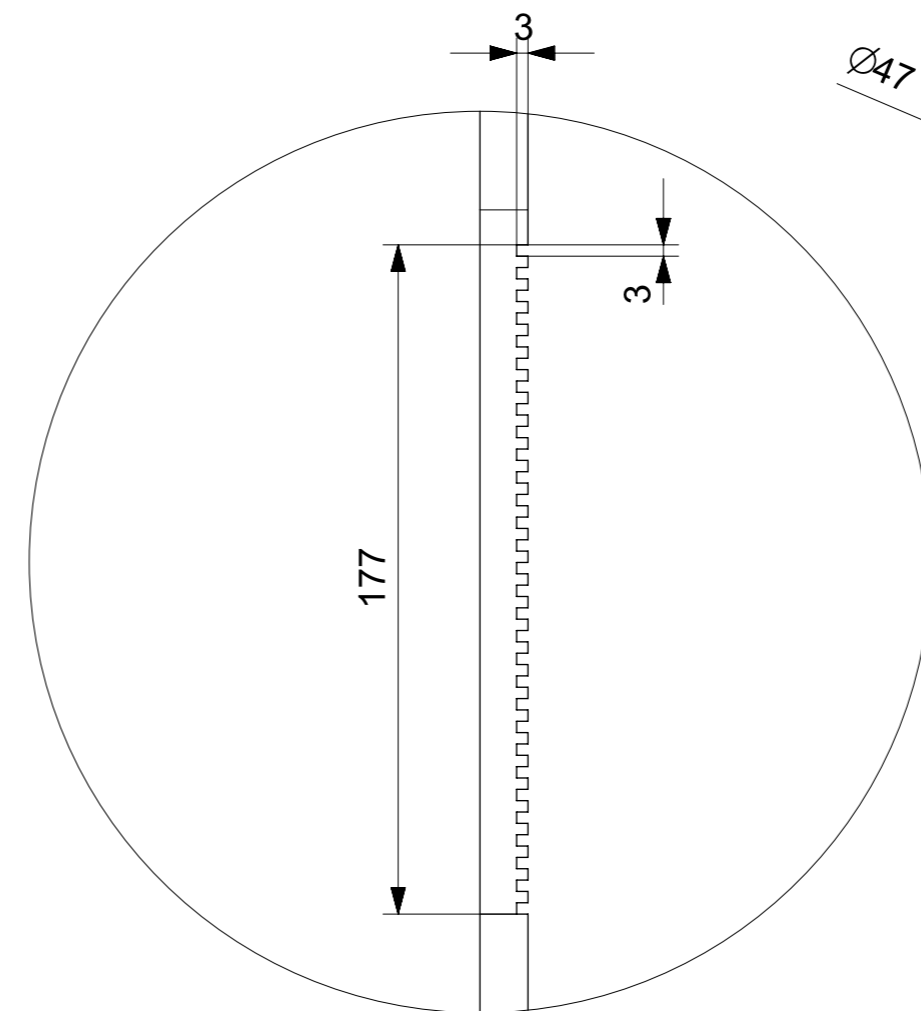
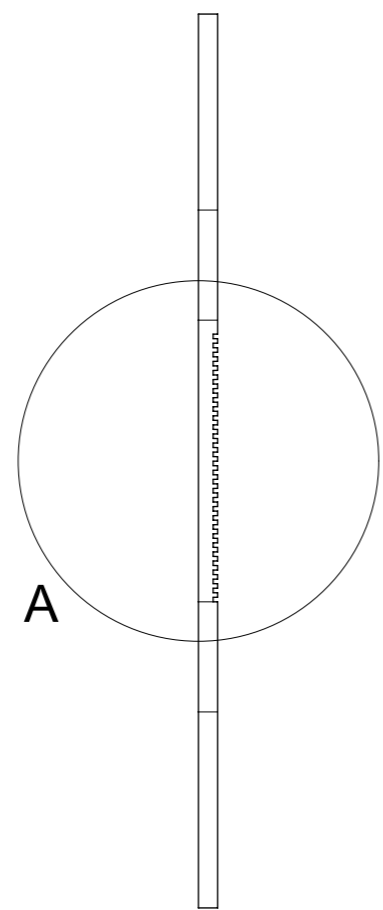
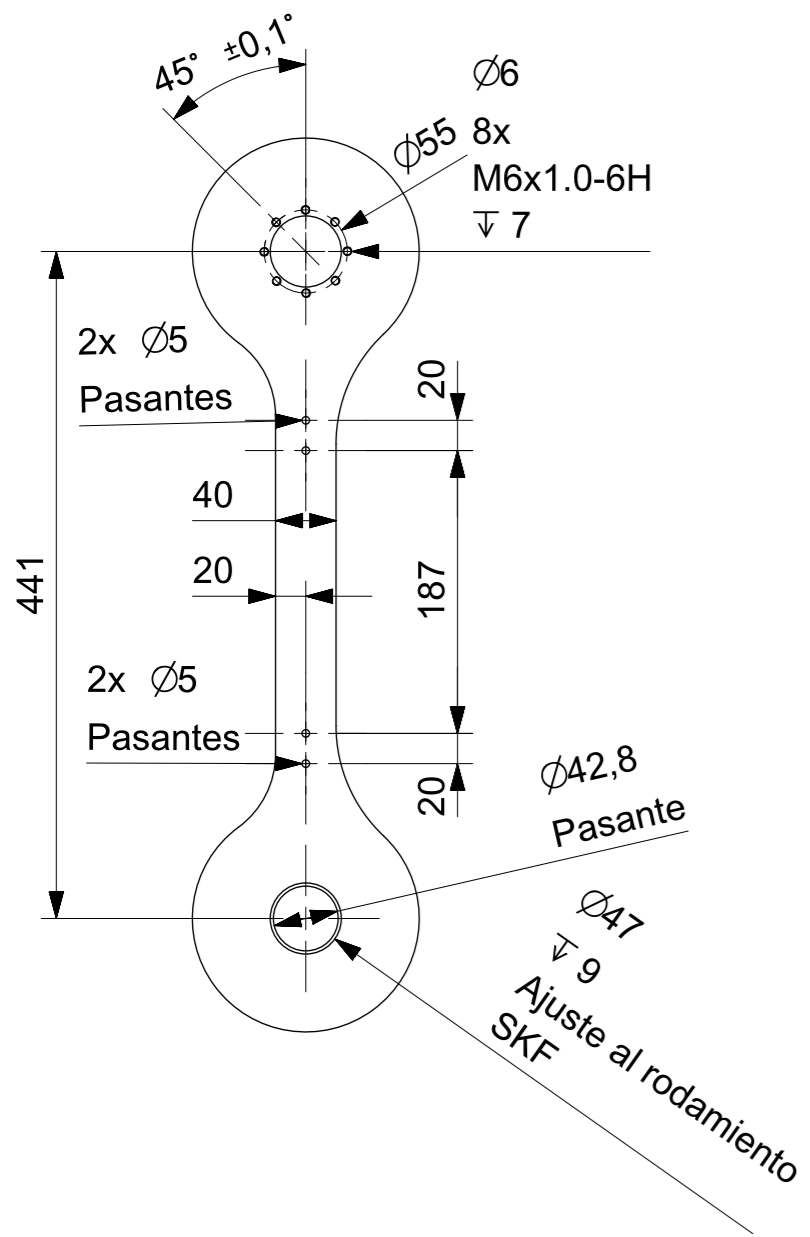
Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Exoesqueleto de Cadera y Rodilla	Rev:A	Escala: 1:5
	Fecha:05-02-15	Acot: mm
	Dibujó: MMLJ y CARL	Cantidad:1
 CENTRO de INGENIERIA AVANZADA	Titulo: Estructura femoral izquierda	Revisó:SCC
		PAPIIT IT102014
		Dib. No. : EXO-ROD-501



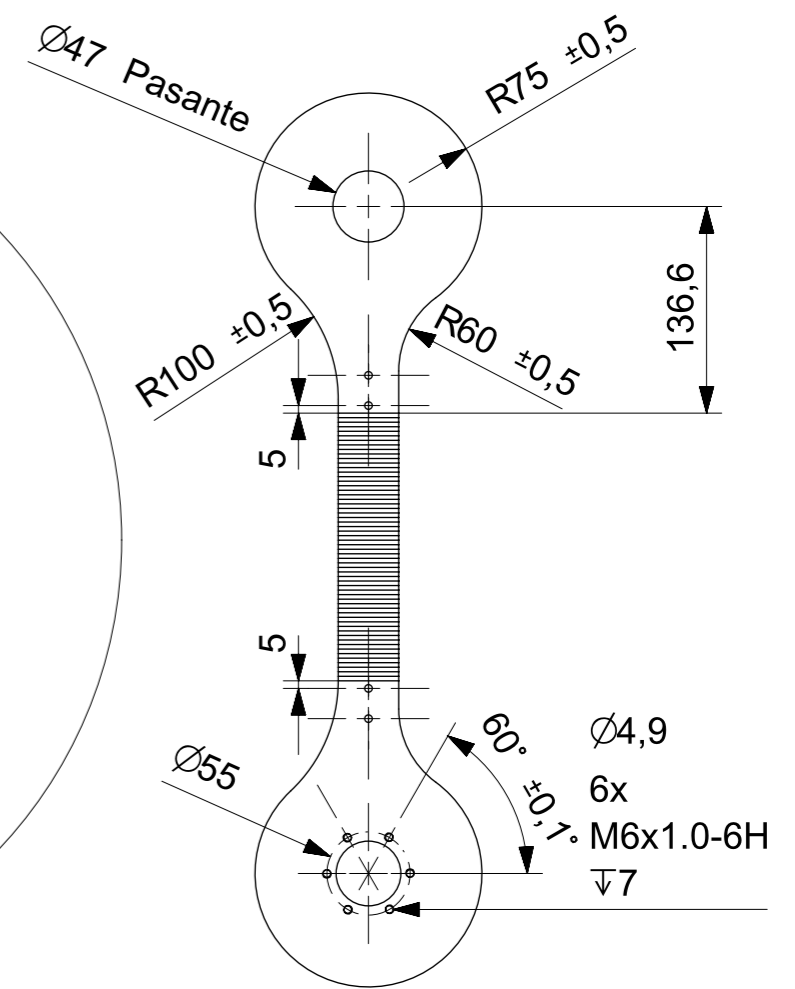
Placa comercial de 1/2"

Tolerancia lineal general de ± 0.05 mm

Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Exoesqueleto de Cadera y Rodilla	Rev:A	Escala: 1:5
	Fecha:05-02-15	Acot: mm
	Dibujó: MMLJ y CARL	Cantidad:1
	Título: Estructura femoral derecha	Material: Aluminio 6061-T6
		Revisó:SCC PAPIIT IT102014
		Dib. No. : EXO-ROD-502


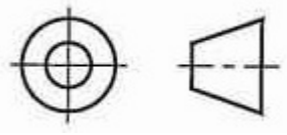


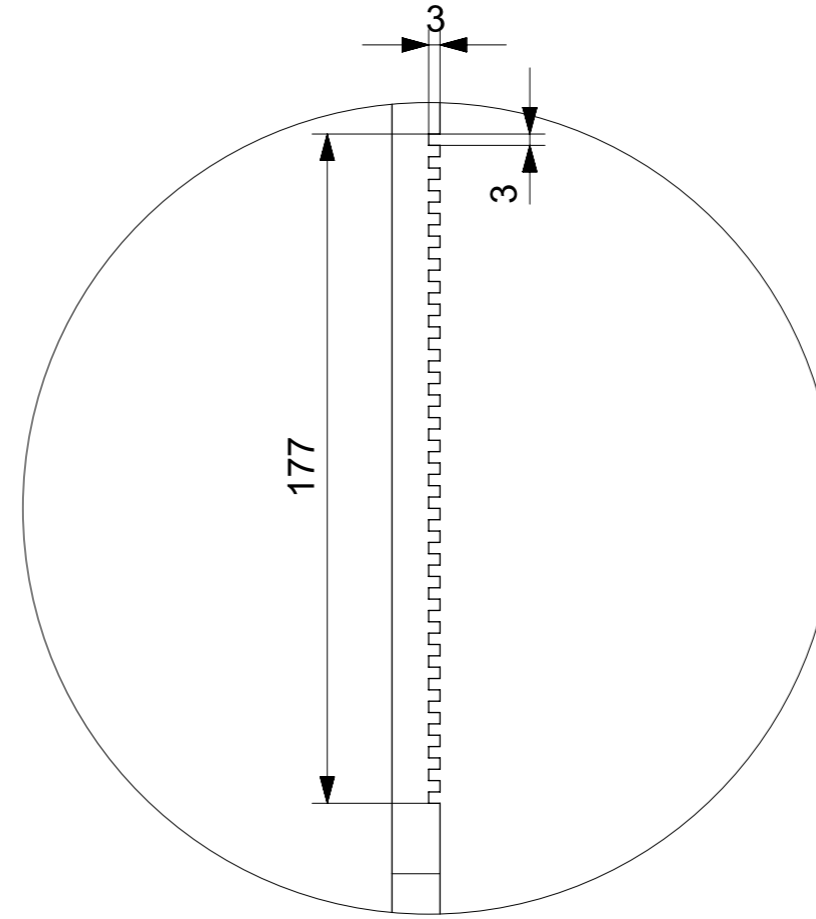
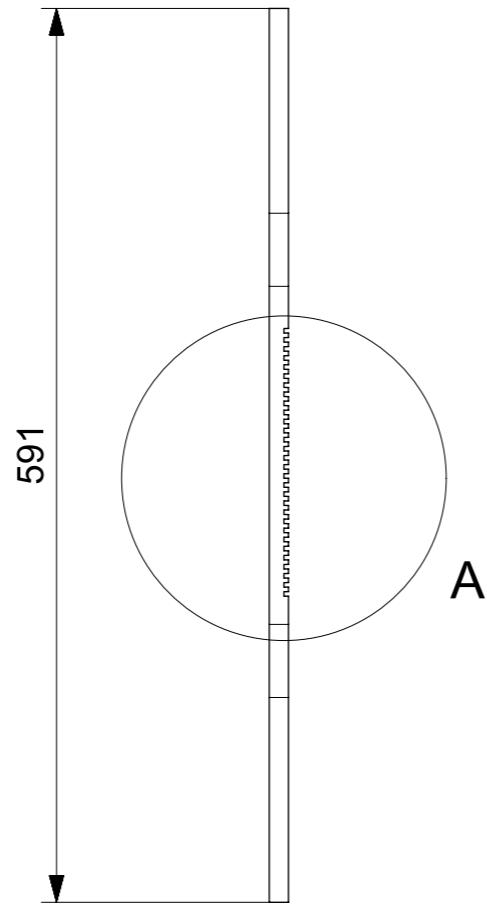
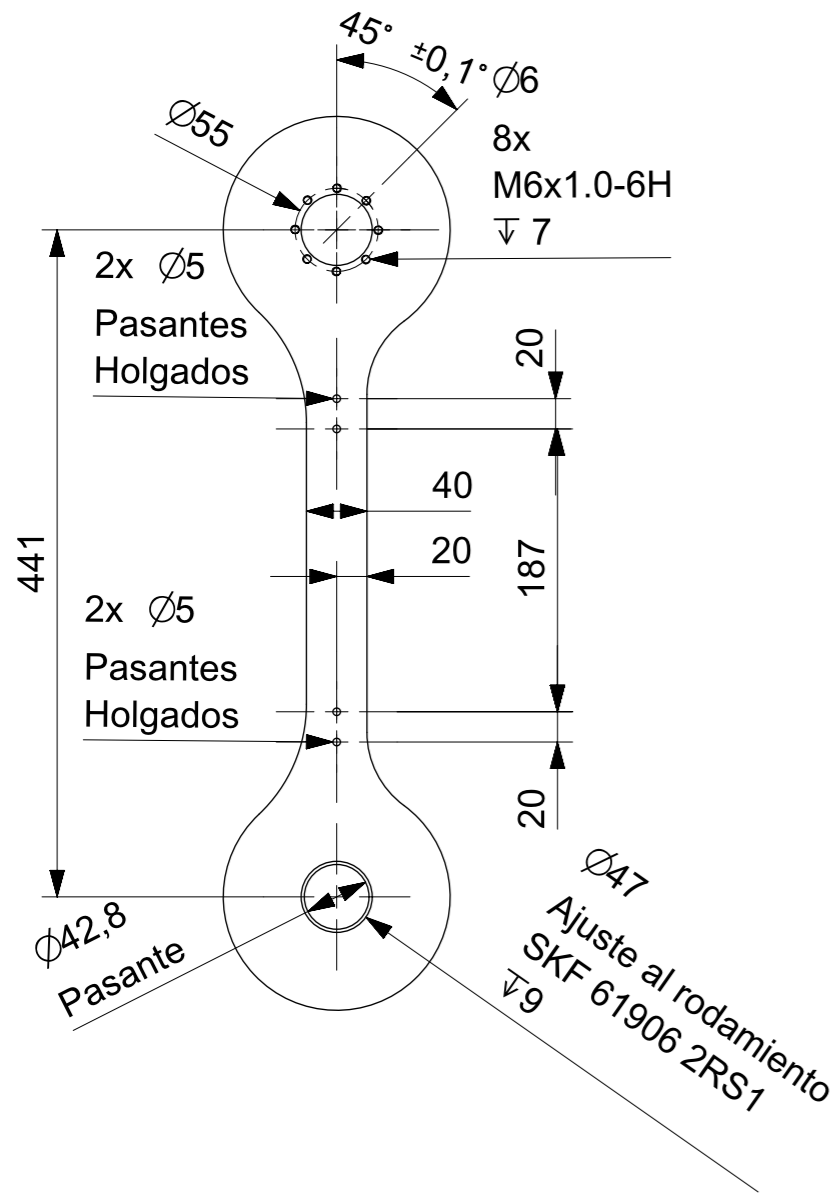
DETAIL A
SCALE 1:2



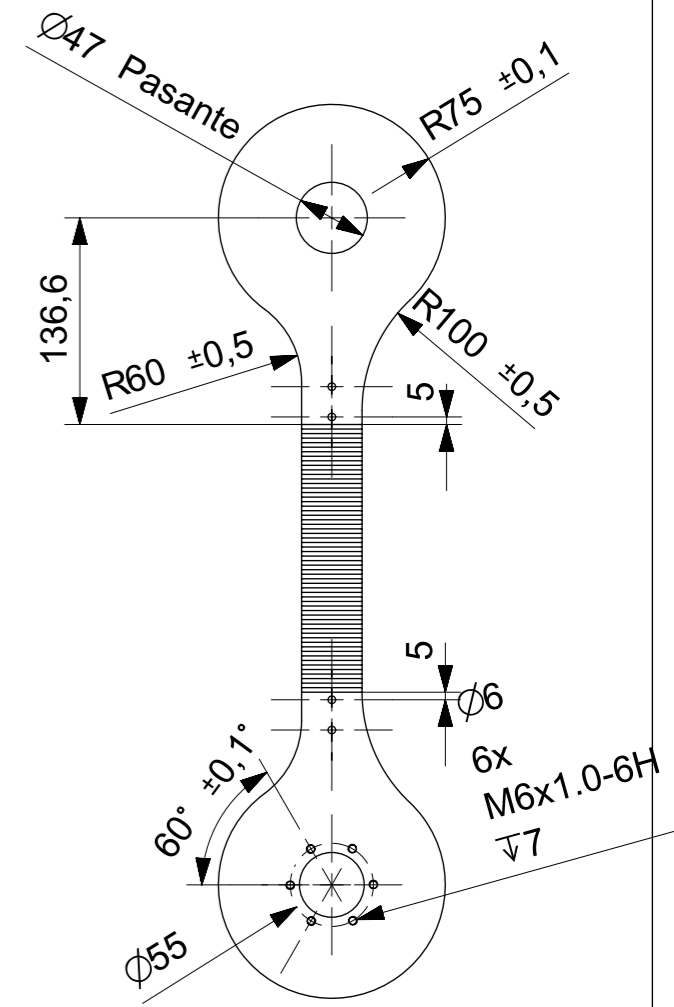
Placa comercial de 1/2"

Tolerancia lineal general de ± 0.05 mm

Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Exoesqueleto de Cadera y Rodilla	Rev:A	Escala: 1:5
	Fecha:05-02-15	Acot: mm
	Dibujó: MMLJ y CARL	Cantidad:1
	Revisó:SCC	Material:
	PAPIIT IT102014	Aluminio 6061-T6
Dib. No. : EXO-ROD-503		






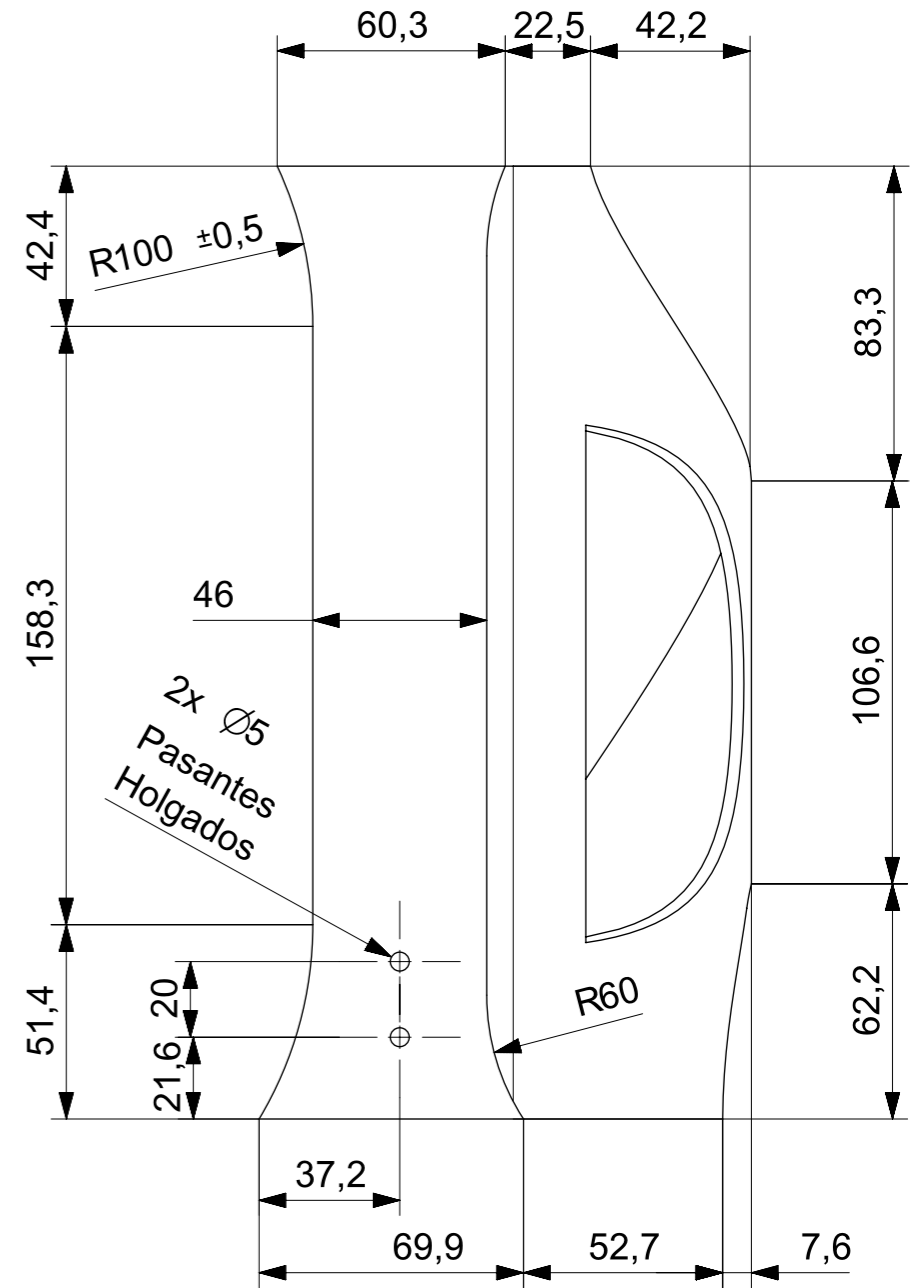
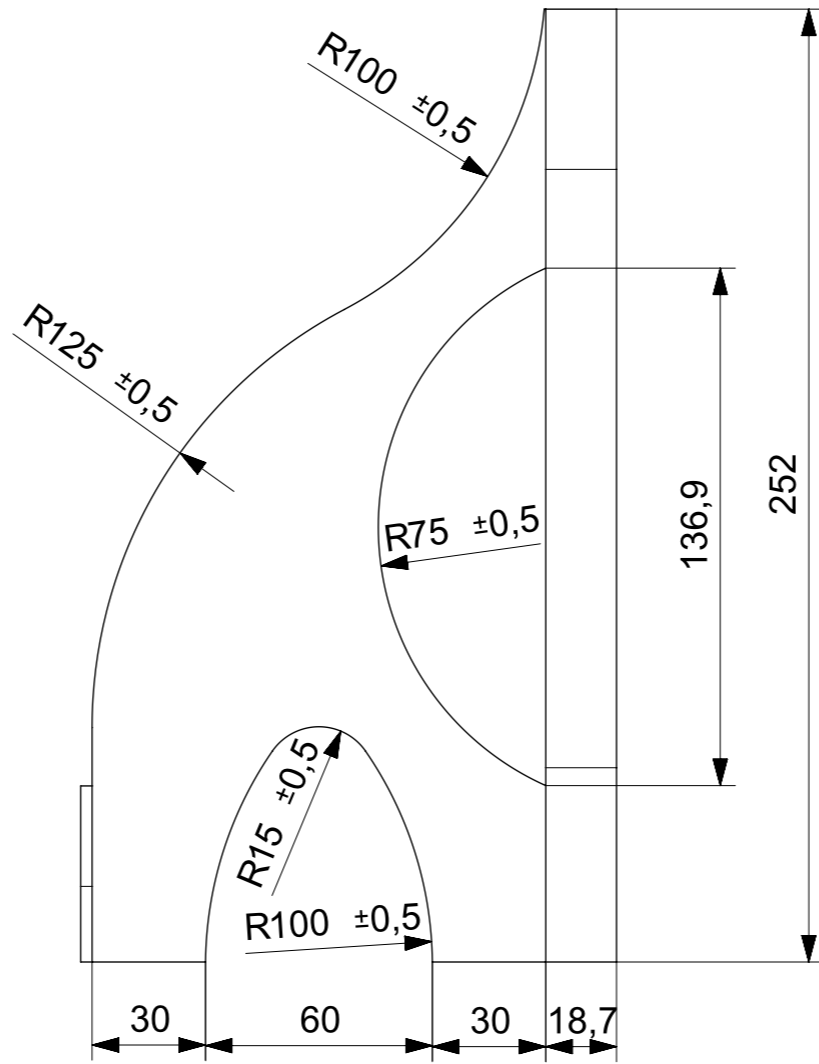
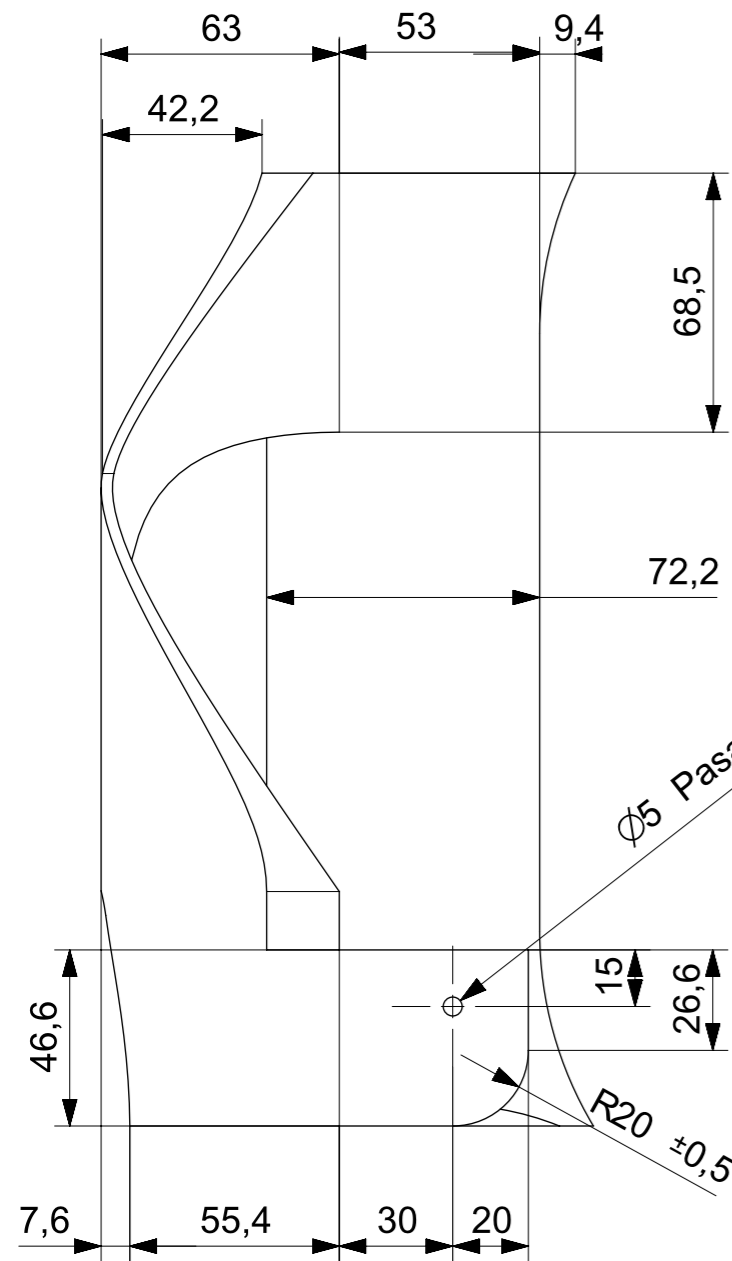
DETAIL A
SCALE 1:2



Placa comercial de 1/2"


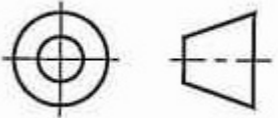
Tolerancia lineal general de ± 0.05 mm

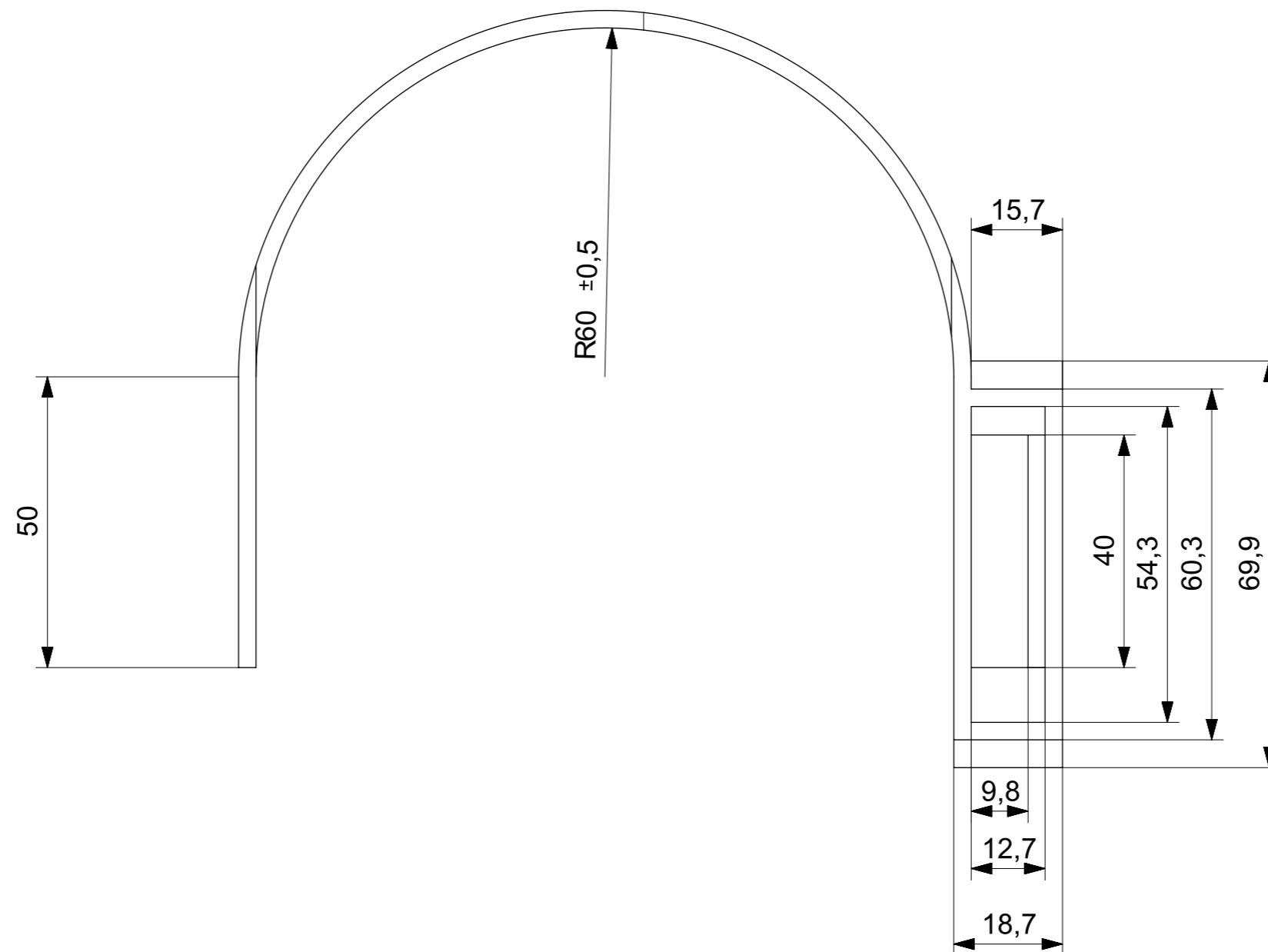
Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Exoesqueleto de Cadera y Rodilla	Rev:A	Escala: 1:5
	Fecha:05-02-15	Acot: mm
	Dibujó: MMLJ y CARL	Cantidad:1
	Titulo: Estructura tibial derecha	Revisó:SCC
		PAPIIT IT102014
  A3	Material: Aluminio 6061-T6	
Dib. No. : EXO-ROD-504		



Fibra de carbono de 3 mm


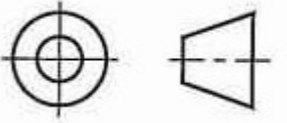
Tolerancia lineal general ± 0.5 mm

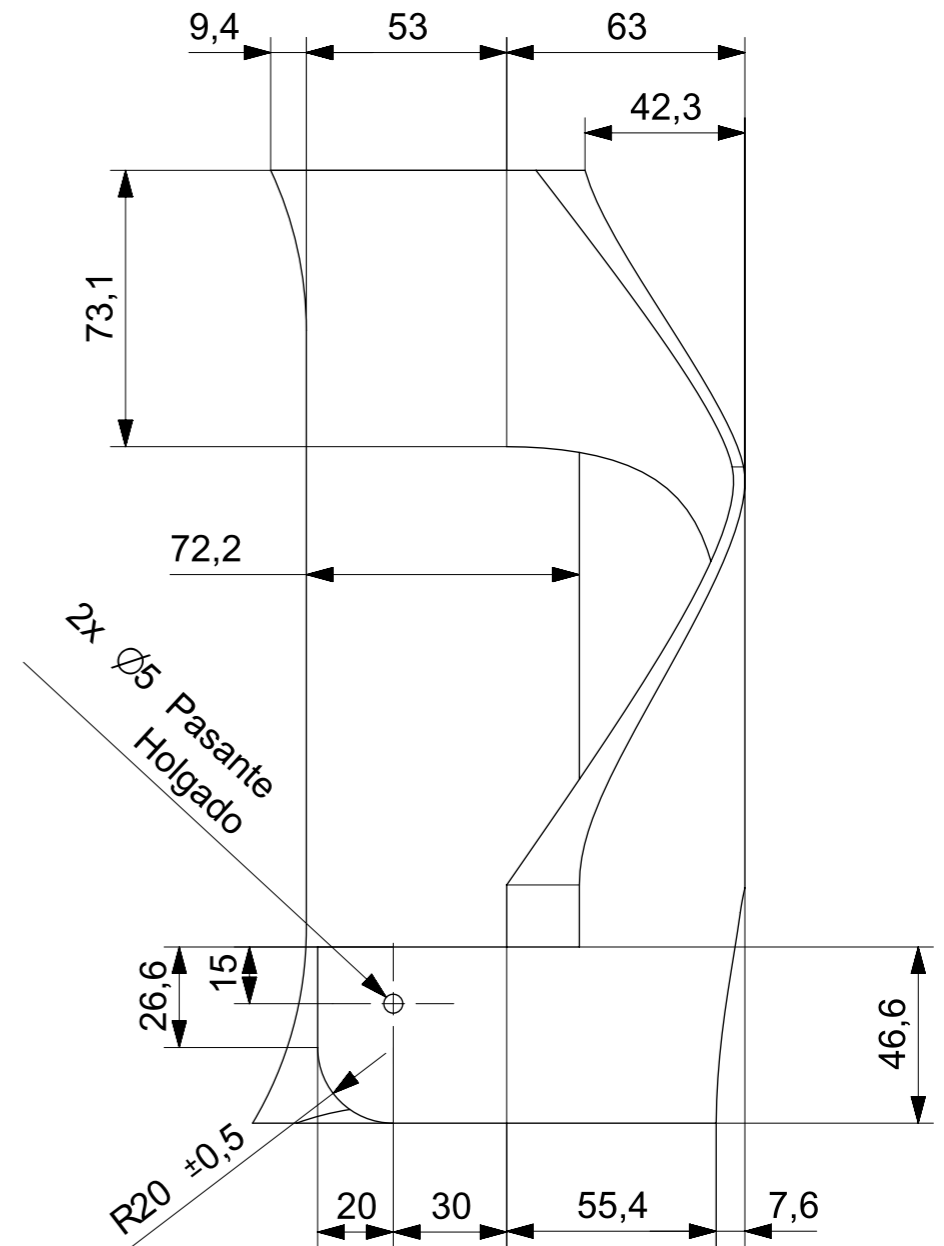
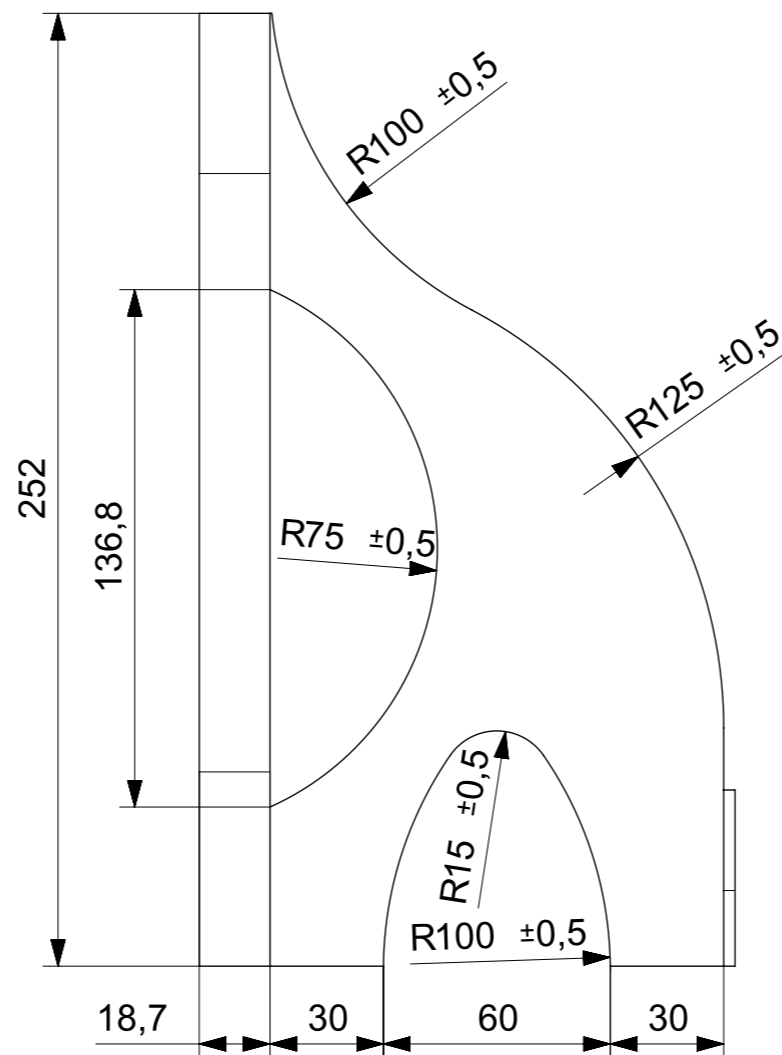
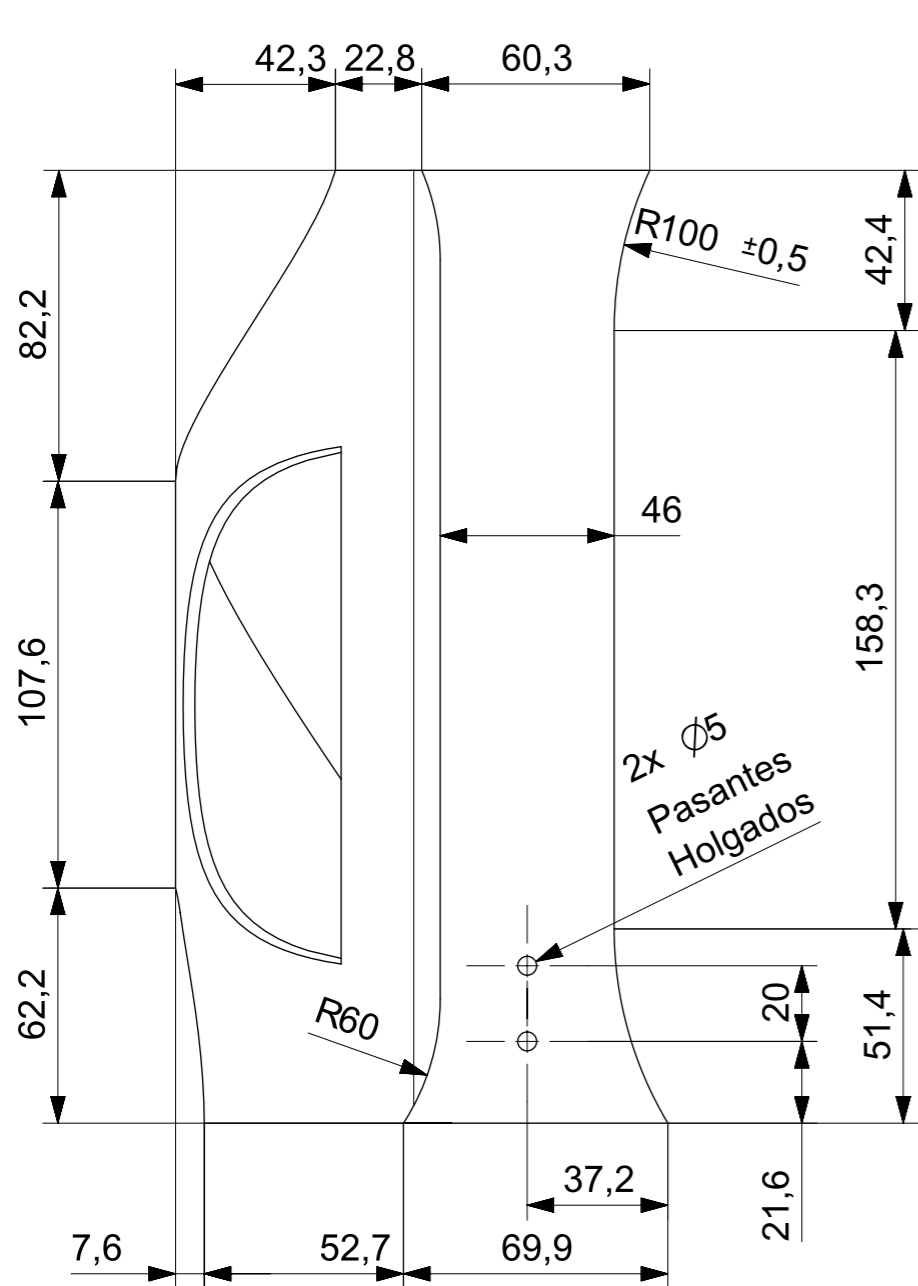
Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Exoesqueleto de Cadera y Rodilla	Rev:A	Escala: 1:2
	Fecha:05-02-15	Acot: mm
	Dibujó: MMLJ y CARL	Cantidad:1
	Título: Soporte femoral izquierdo	Revisó:SCC PAPIIT IT102014
	 A3	Material: Fibra de carbono
Dib. No. : EXO-ROD-505		



Fibra de carbono de 3 mm


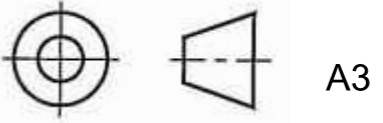
Tolerancia lineal general de ± 0.5 mm

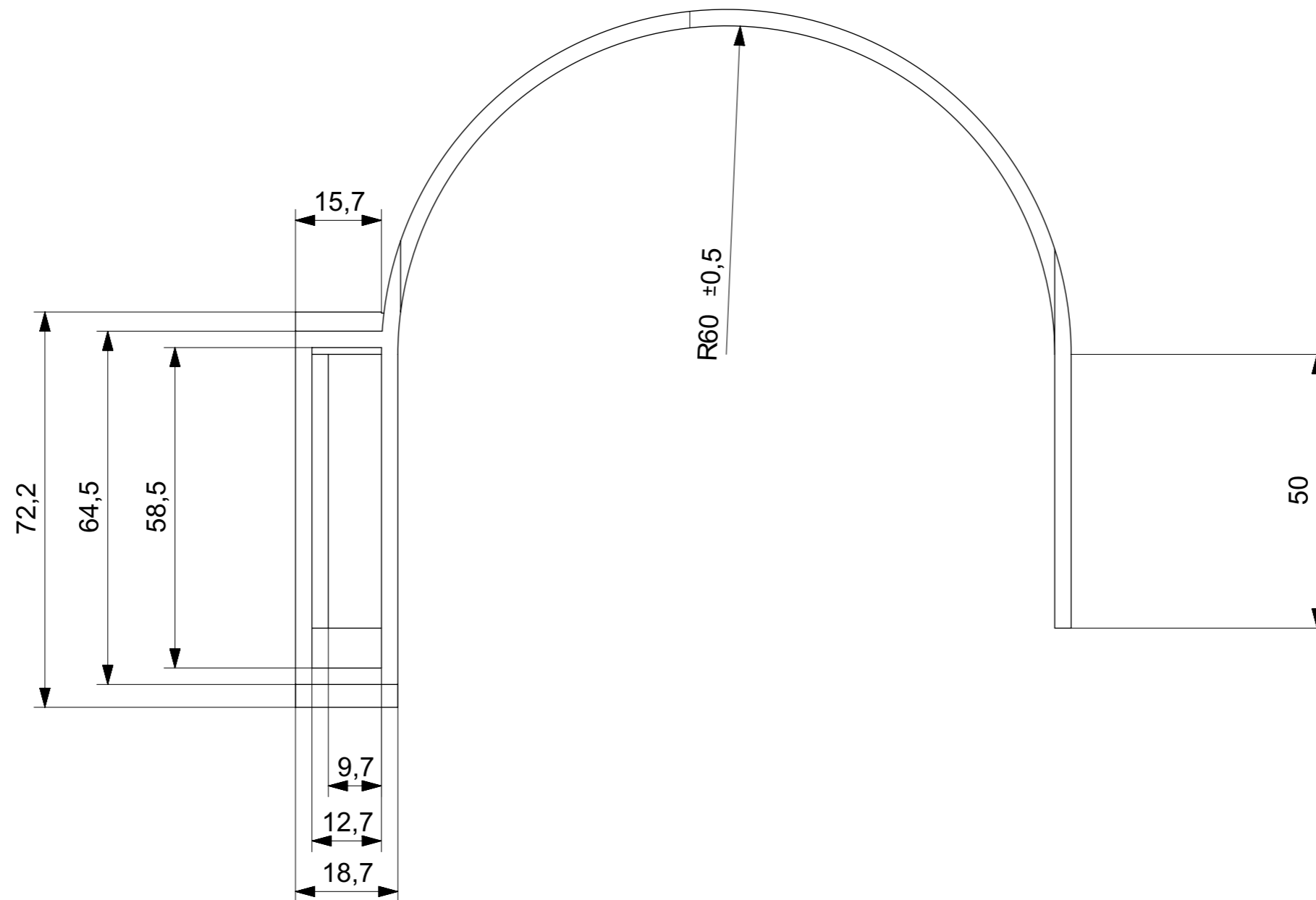
Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Exoesqueleto de Cadera y Rodilla	Rev:A	Escala: 1:1
	Fecha:05-02-15	Acot: mm
	Dibujó: MMLJ y CARL	Cantidad:1
 CIA CENTRO de INGENIERIA AVANZADA	Título: Soporte femoral izquierdo	Revisó:SCC
	 A3	PAPIIT IT102014
		Dib. No. : EXO-ROD-506



Fibra de carbono de 3 mm


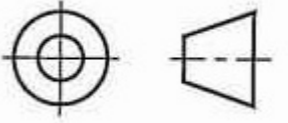
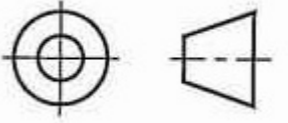
Tolerancia lineal general de ± 0.5 mm

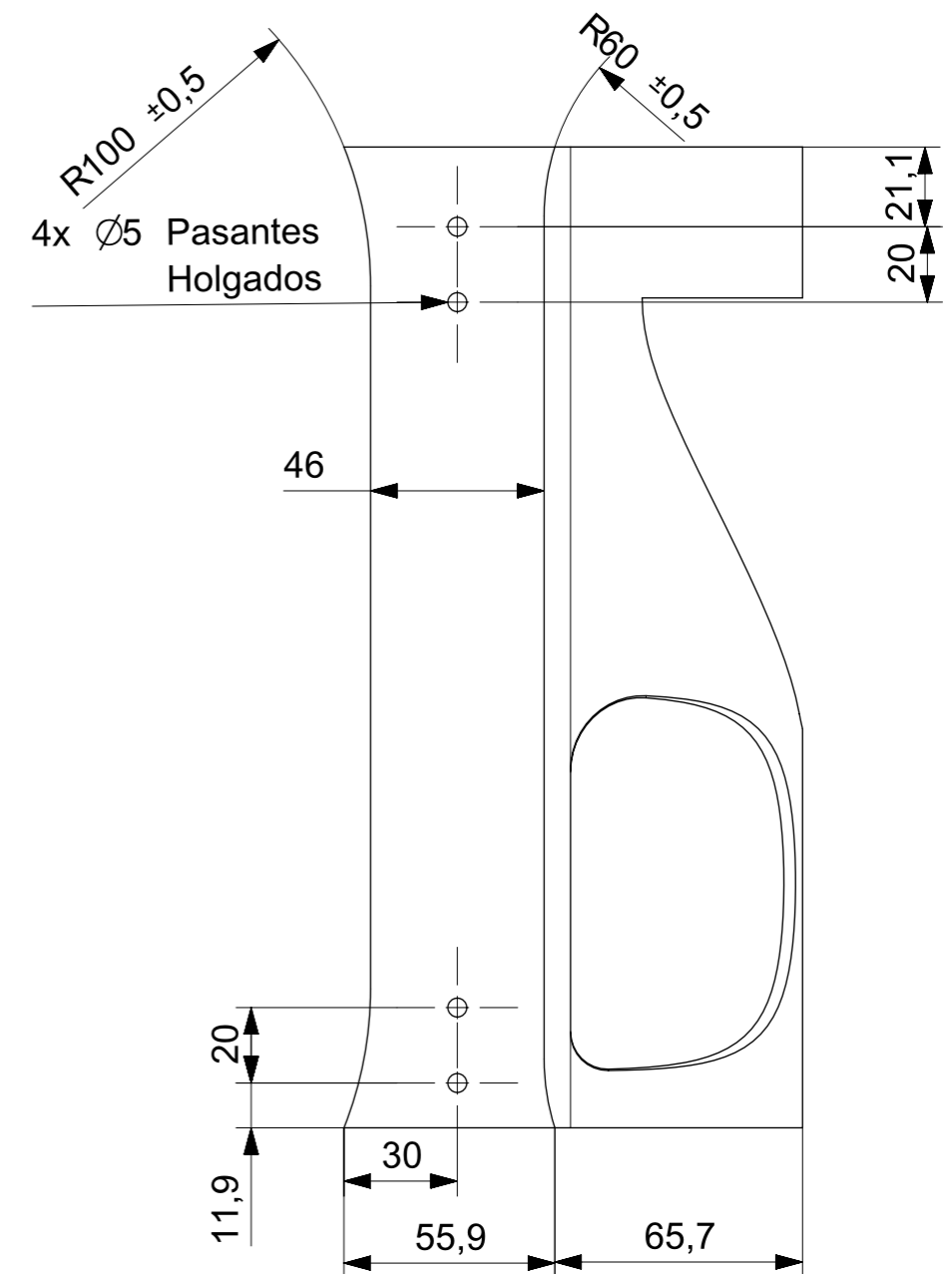
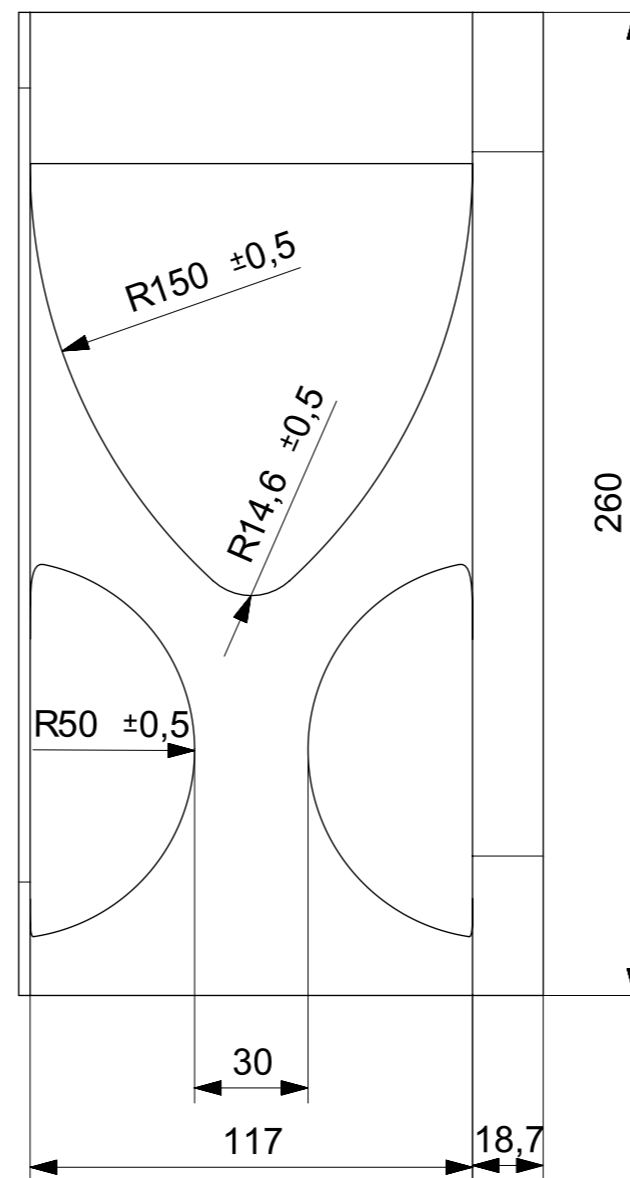
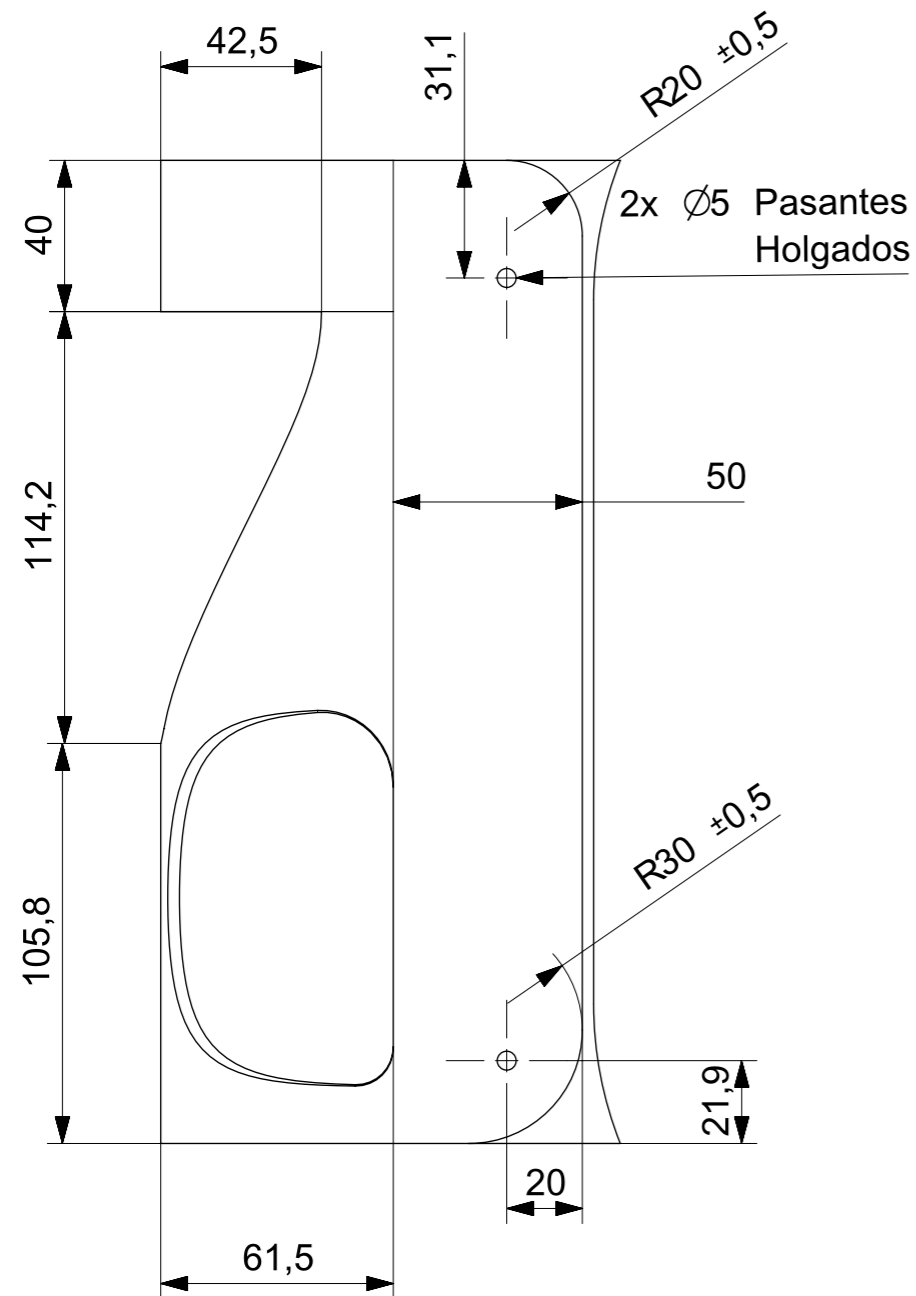
Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Exoesqueleto de Cadera y Rodilla	Rev:A	Escala: 1:2
	Fecha:05-02-15	Acot: mm
	Dibujó: MMLJ y CARL	Cantidad:1
	Título: Soporte femoral derecho	Revisó:SCC
		PAPIIT IT102014
		Material: Fibra de carbono
Dib. No. : EXO-ROD-507		



Fibra de carbono de 3 mm


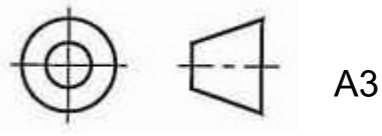
Tolerancia lineal general de ± 0.5 mm

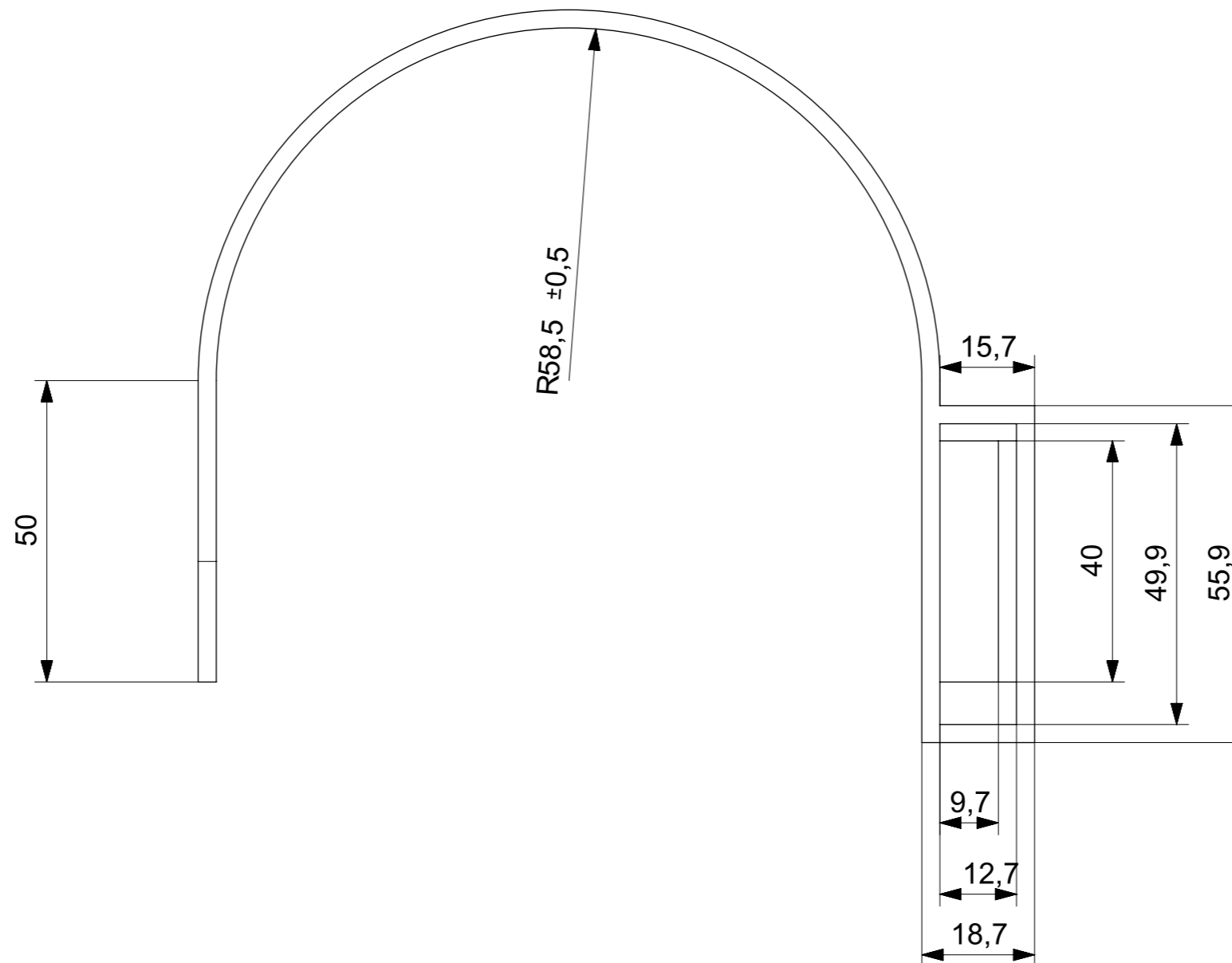
Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Exoesqueleto de Cadera y Rodilla	Rev:A	Escala: 1:1
	Fecha:05-02-15	Acot: mm
	Dibujó: MMLJ y CARL	Cantidad:1
	Título: Soporte femoral derecho	Revisó:SCC PAPIIT IT102014
		Material: Fibra de carbono
		Dib. No. : EXO-ROD-508



Fibra de carbono de 3 mm


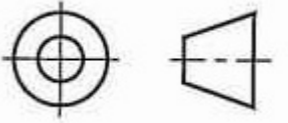
Tolerancia lineal general de ± 0.5 mm

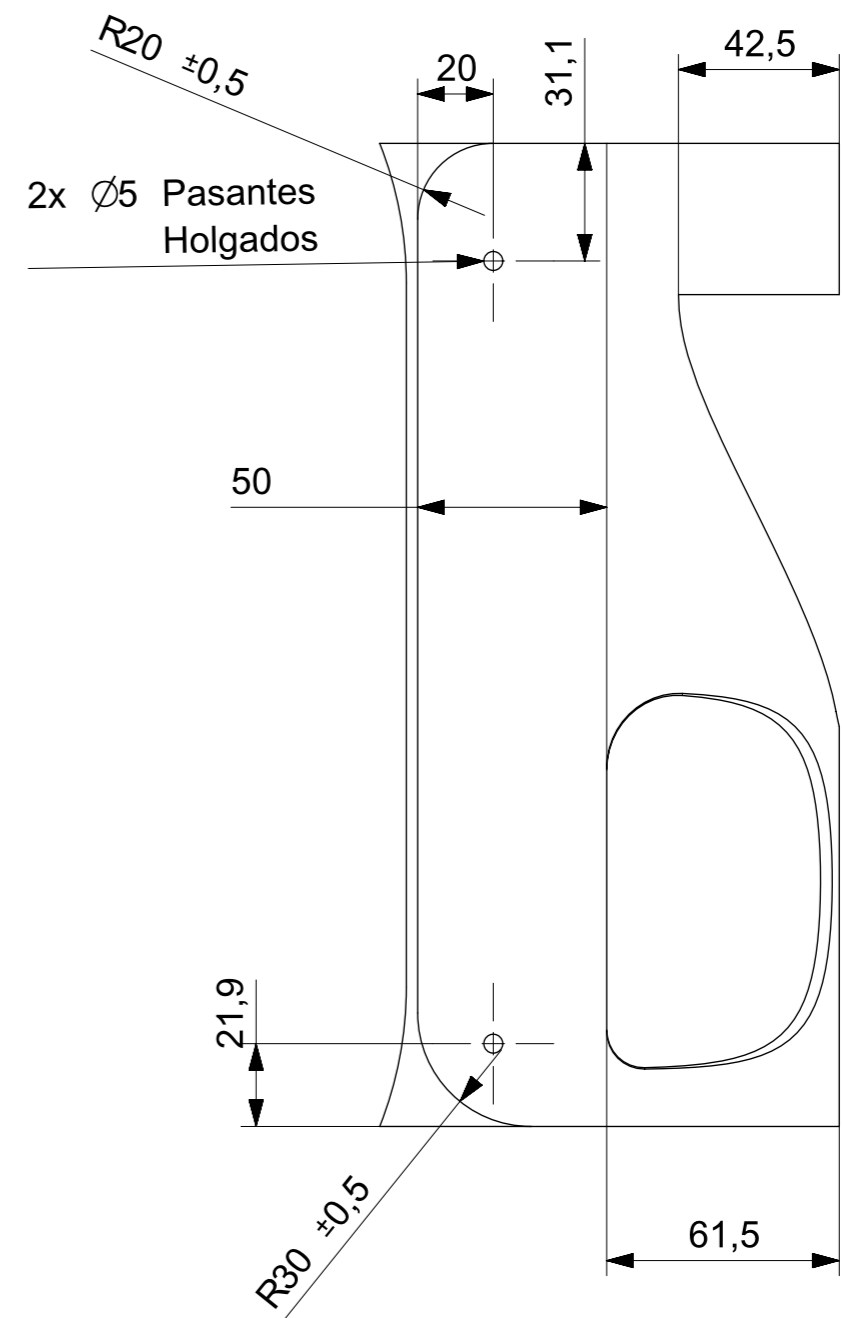
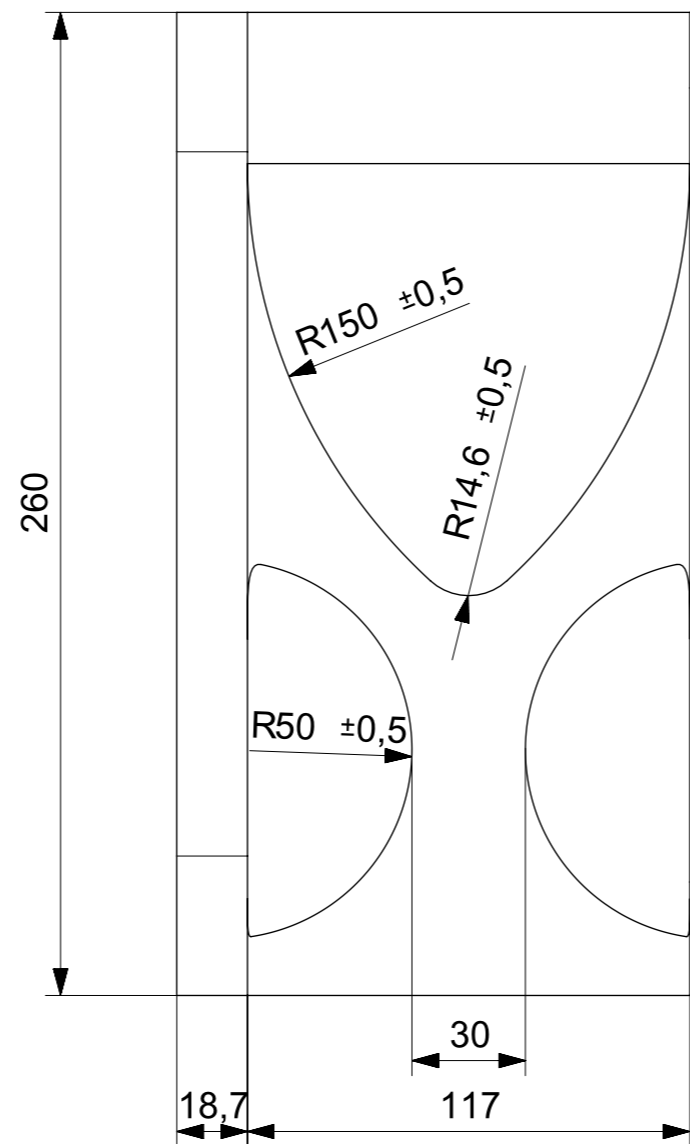
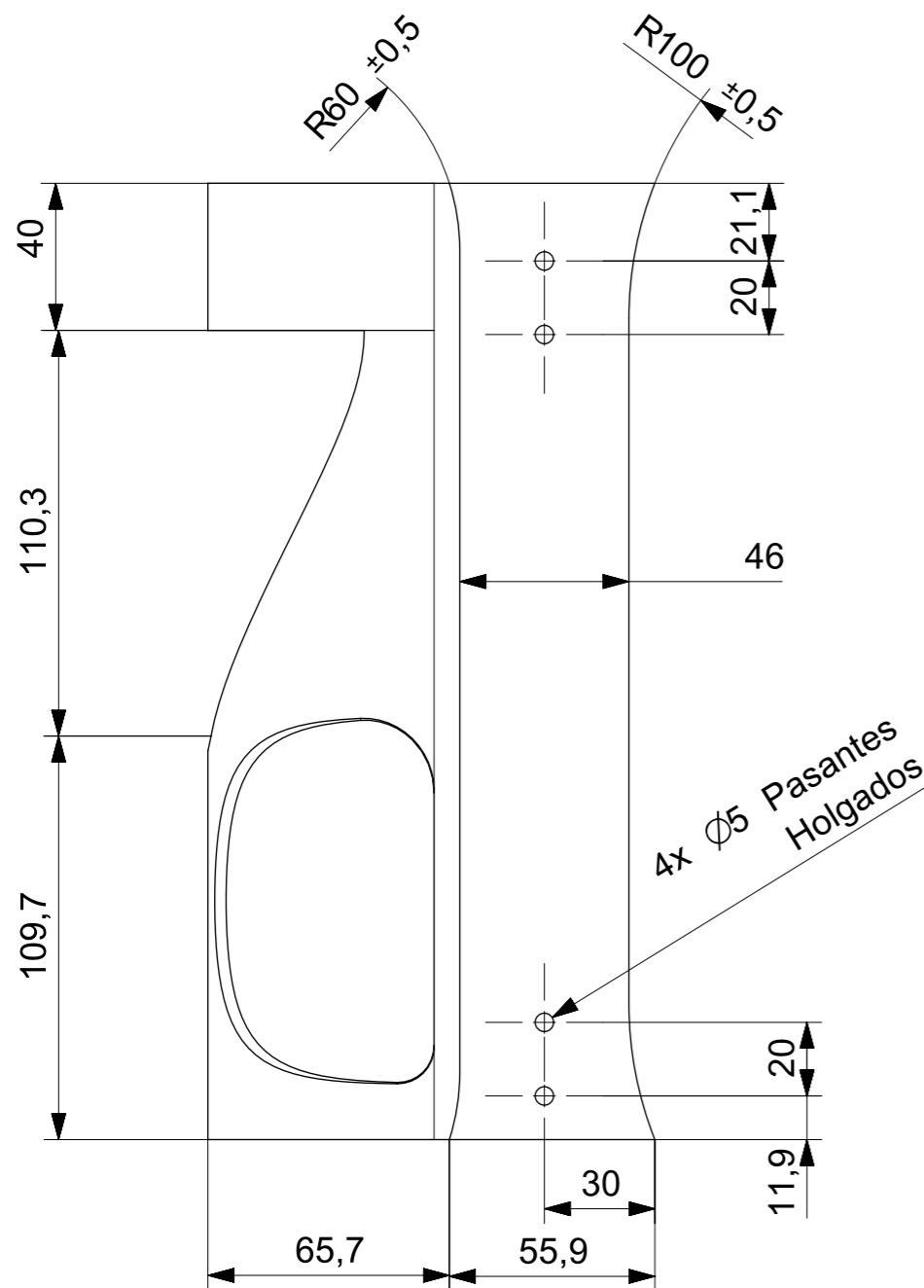
Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Exoesqueleto de Cadera y Rodilla	Rev:A	Escala: 1:2
	Fecha:05-02-15	Acot: mm
	Dibujó: MMLJ y CARL	Cantidad:1
	Titulo: Soporte tibial izquierdo	Material: Fibra de carbono
		Dib. No. : EXO-ROD-509



Fibra de carbono de 3 mm


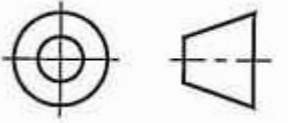
Tolerancia lineal general de ± 0.5 mm

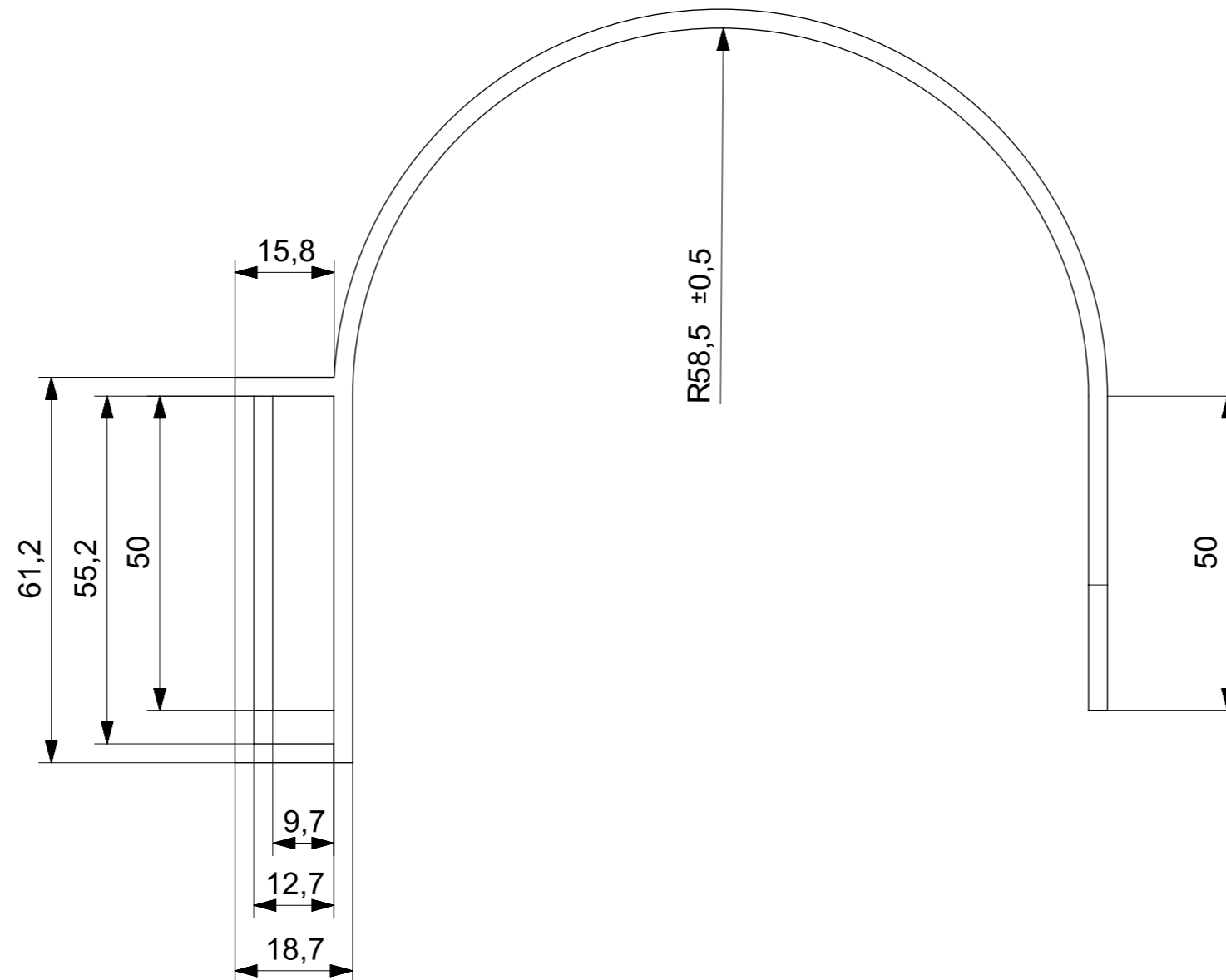
Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Exoesqueleto de Cadera y Rodilla	Rev:A	Escala: 1:1
	Fecha:05-02-15	Acot: mm
	Dibujó: MMLJ y CARL	Cantidad:1
 CENTRO de INGENIERIA AVANZADA	Título: Soporte tibial izquierdo	Revisó:SCC PAPIIT IT102014
	 A3	Material: Fibra de carbono
		Dib. No. : EXO-ROD-510



Fibra de carbono de 3 mm


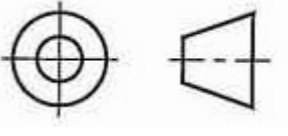

Tolerancia lineal general de ± 0.5 mm

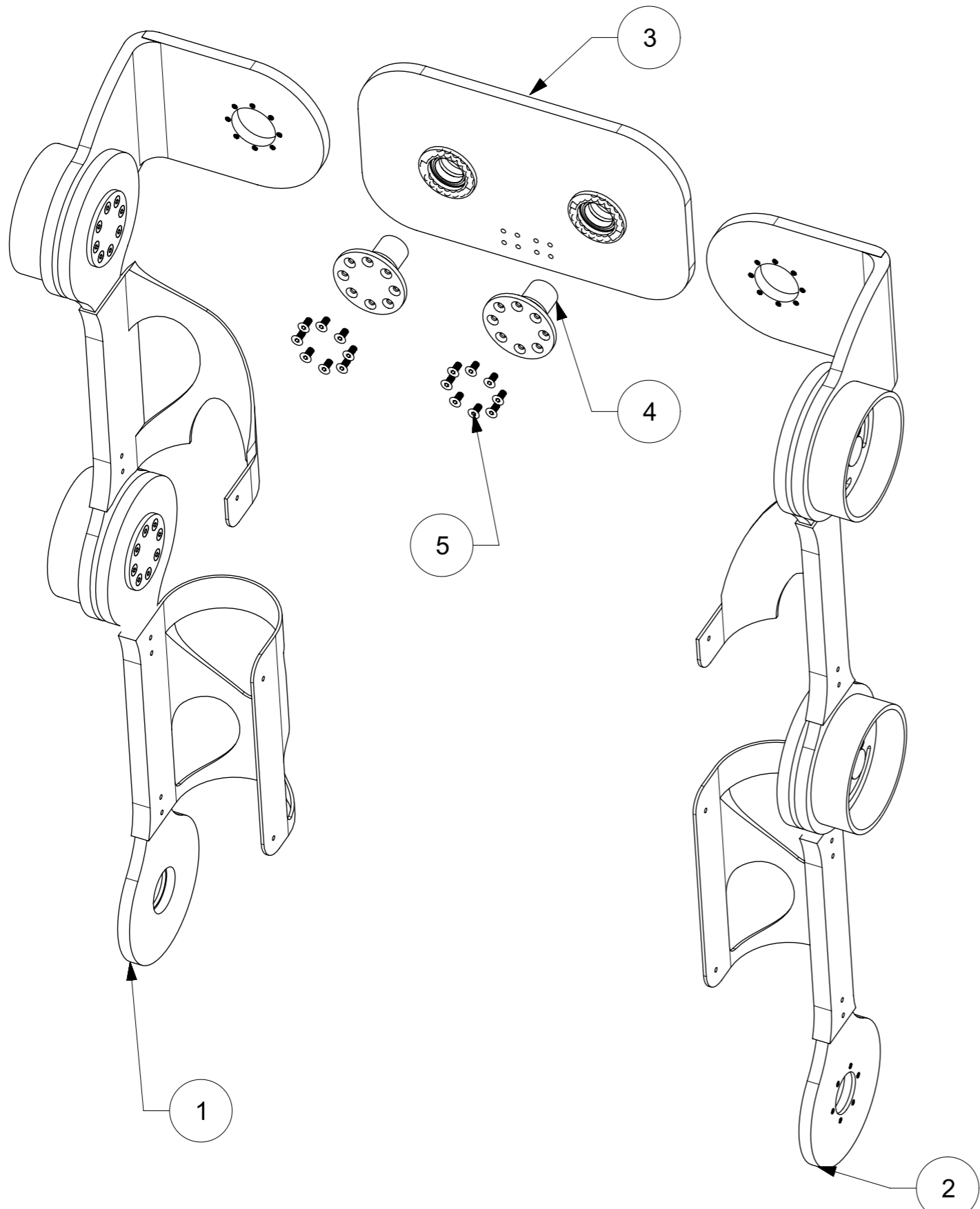
Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Exoesqueleto de Cadera y Rodilla	Rev:A	Escala: 1:2
	Fecha:05-02-15	Acot: mm
	Dibujó: MMLJ y CARL	Cantidad:1
	Título:	Revisó:SCC
	Soporte tibial derecho	PAPIIT IT102014
	A3	Dib. No. : EXO-ROD-511
		Material: Fibra de carbono



Fibra de carbono de 3 mm

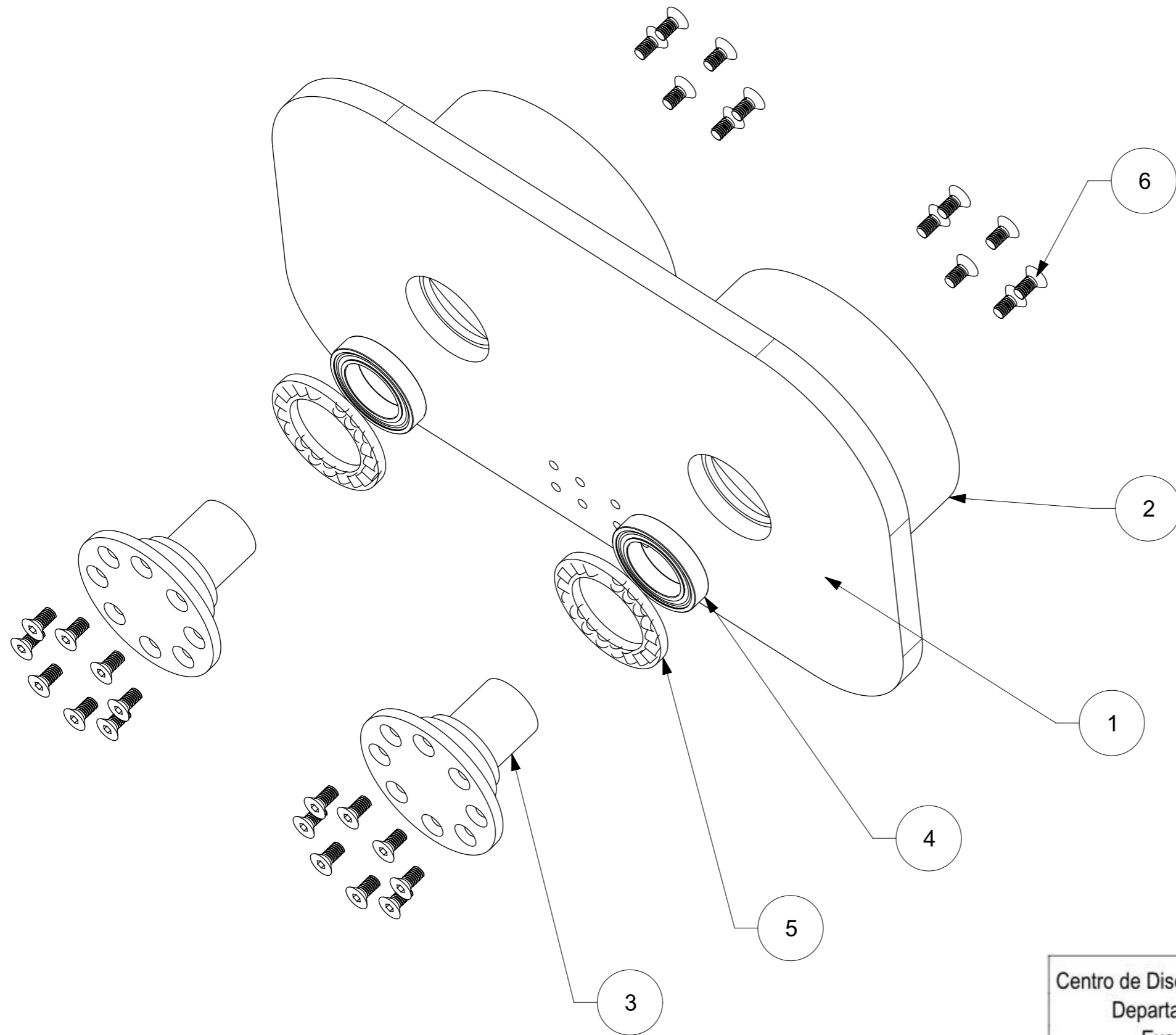
Tolerancia general de 0.5 mm

Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Exoesqueleto de Cadera y Rodilla	Rev:A	Escala: 1:2
	Fecha:05-02-15	Acot: mm
	Dibujó: MMLJ y CARL	Cantidad:1
	Título: Soporte tibial derecho	Revisó:SCC PAPIIT IT102014
		Material: Fibra de carbono
		Dib. No. : EXO-ROD-512



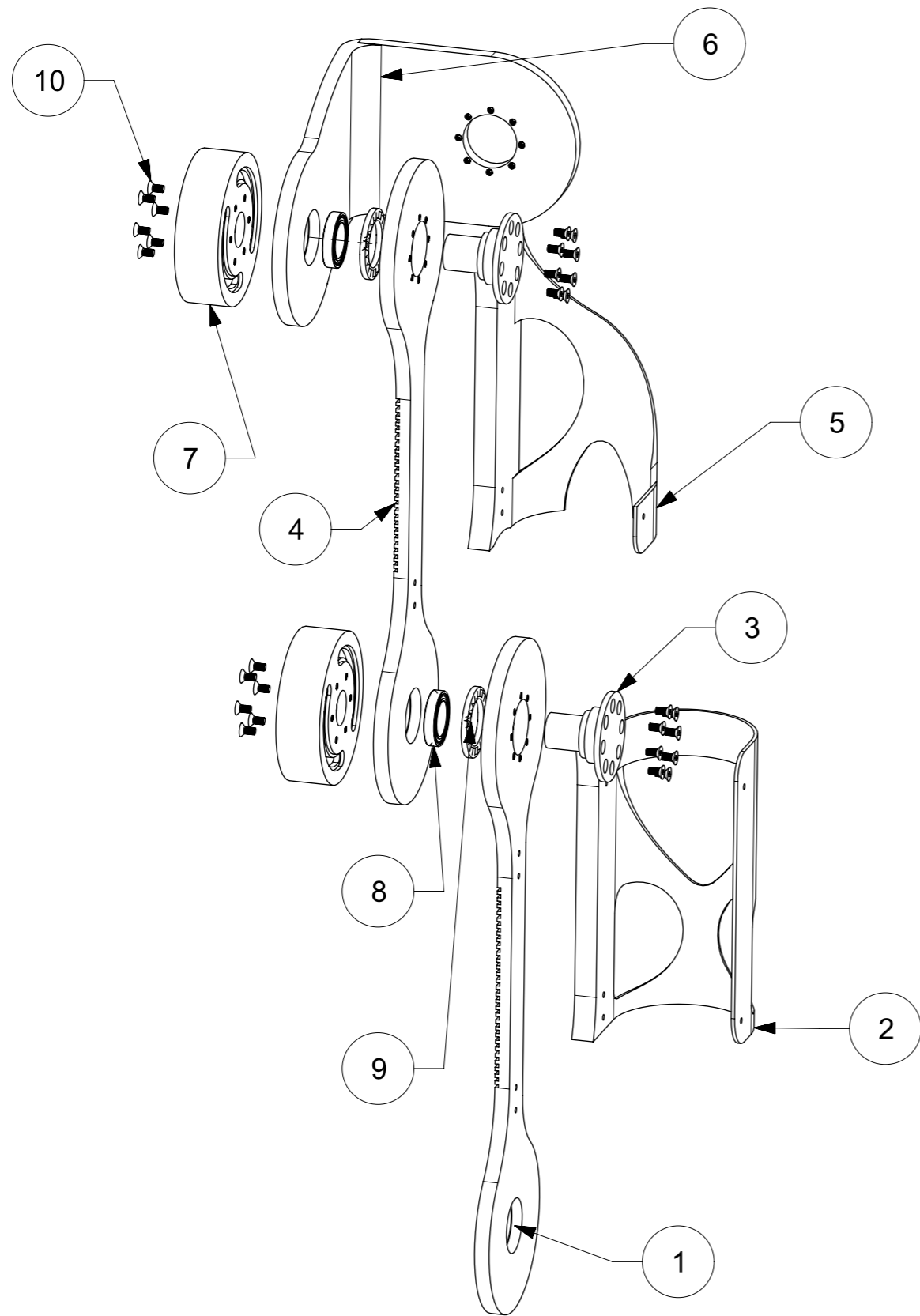
5	Tornillos Allen de cabeza plana	M6X1.0X12	16
4	Eje	EXO-CAD-501	2
3	Subensamble central	EXO-ASM-501	1
2	Subensamble izquierdo	EXO-ASM-503	1
1	Subensamble derecho	EXO-ASM-502	1
N°	Descripción	Referencia	Cantidad

Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Exoesqueleto de Cadera y Rodilla	Rev:A	Escala: 1:5
	Fecha:05-02-15	Acot: mm
	Dibujó: MMLJ y CARL	Cantidad:1
	Título: Ensamble general del exoesqueleto	Revisó:SCC PAPIIT IT102014
		Material: Aluminio 6061-T6
	A3	Dib. No. : EXO-ASM-500


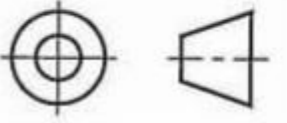


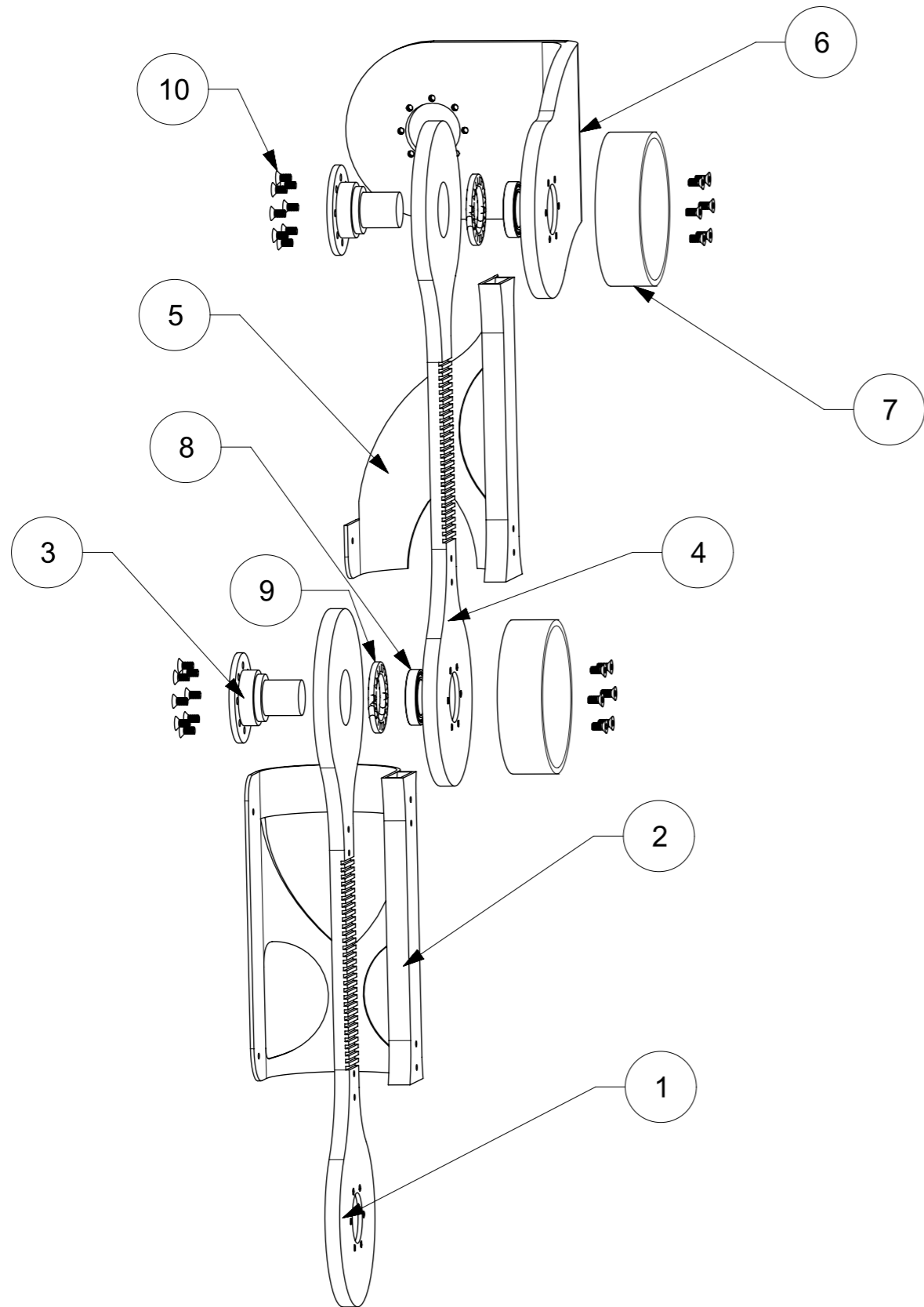
6	Tornillos Allen de cabeza plana	M6x1.0x12	-	28
5	Rodamiento axial	SKF K 81108 TN	-	2
4	Rodamiento radial	SKF 6109 2RS1	-	2
3	Eje	EXO-CAD-501	Aluminio 6061-T6	2
2	Tapa	CRIS-GOM	-	2
1	Cadera conexión central	EXO-CAD-504	Aluminio 6061-T6	1
Nº	Descripción	Referencia	Material	Cantidad

Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Exoesqueleto de Cadera y Rodilla	Rev:A	Escala: 1: 2
	Fecha:05-02-15	Acot: mm
	Dibujó: MMLJ y CARL	Cantidad:1
	Título: Subensamble central	Material:
		Aluminio 6061-T6
	A3	Dib. No. : EXO-ASM-501



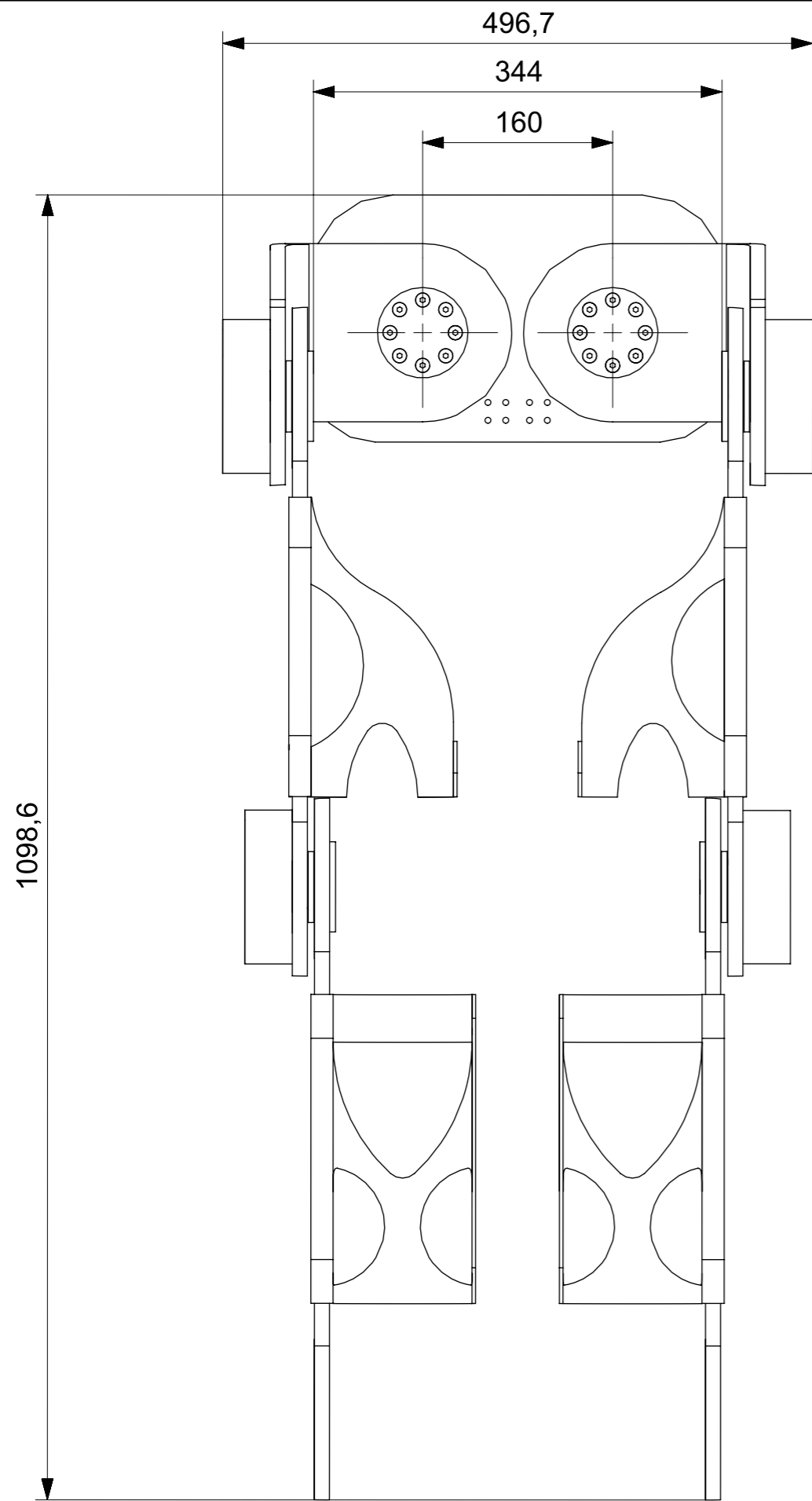
10	Tornillos Allen de cabeza plana	M6x1.0x12	-	28
9	Rodamiento axial	SKF K 81108 TN	-	2
8	Rodamiento radial	SKF 6109 2RS1	-	2
7	Tapa	CRIS-GOM	-	2
6	Cadera conexión derecha	EXO-CAD-505	Aluminio 6061-T6	1
5	Soporte femoral derecho	EXO-ROD-507	Fibra de carbono	1
4	Eslabón femoral derecho	EXO-ROD-502	Aluminio 6061-T6	1
3	Eje	EXO-CAD-501	Aluminio 6061-T6	2
2	Soporte tibial derecho	EXO-ROD-511	Fibra de carbono	1
1	Eslabón tibial derecho	EXO-ROD-504	Aluminio 6061-T6	1
N°	Descripción	Referencia	Material	Cantidad


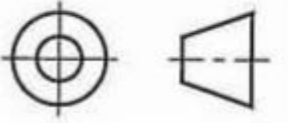
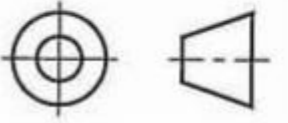
Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Exoesqueleto de Cadera y Rodilla	Rev:A	Escala: 1:5
	Fecha:05-02-15	Acot: mm
	Dibujó: MMLJ y CARL	Cantidad:1
	Título: Subensamble derecho	Revisó:SCC PAPIIT IT102014
	 A3	Material: Aluminio 6061-T6
Dib. No. : EXO-ASM-502		

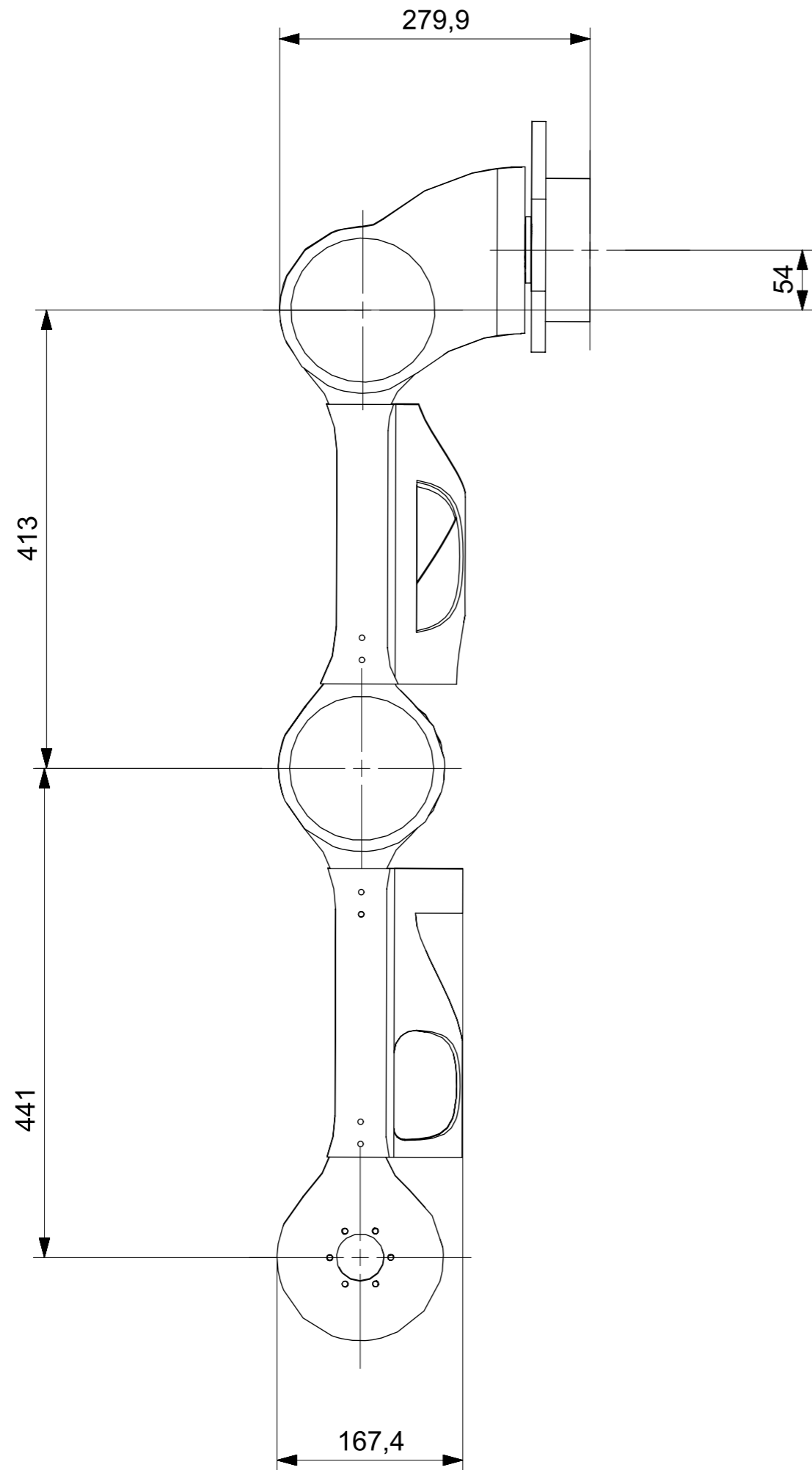



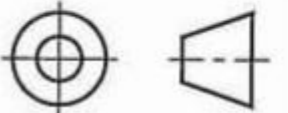
10	Tornillos allen de cabeza plana	M6x1.0x12	-	28
9	Rodamiento axial	SKF K 81108 TN	-	2
8	Rodamiento radial	SKF 6109 2RS1	-	2
7	Tapa	CRIS-GOM	-	2
6	Cadera conexión izquierda	EXO-CAD-502	Aluminio 6061 T6	1
5	Soporte femoral izquierdo	EXO-ROD-505	Fibra de carbono	1
4	Eslabón femoral izquierdo	EXO-ROD-501	Aluminio 6061 T6	1
3	Eje	EXO-CAD-501	Aluminio 6061 T6	2
2	Soporte tibial izquierda	EXO-ROD-509	Fibra de carbono	1
1	Eslabón tibial izquierdo	EXO-ROD-503	Aluminio 6061 T6	1
N°	Descripción	Referencia	Material	Cantidad

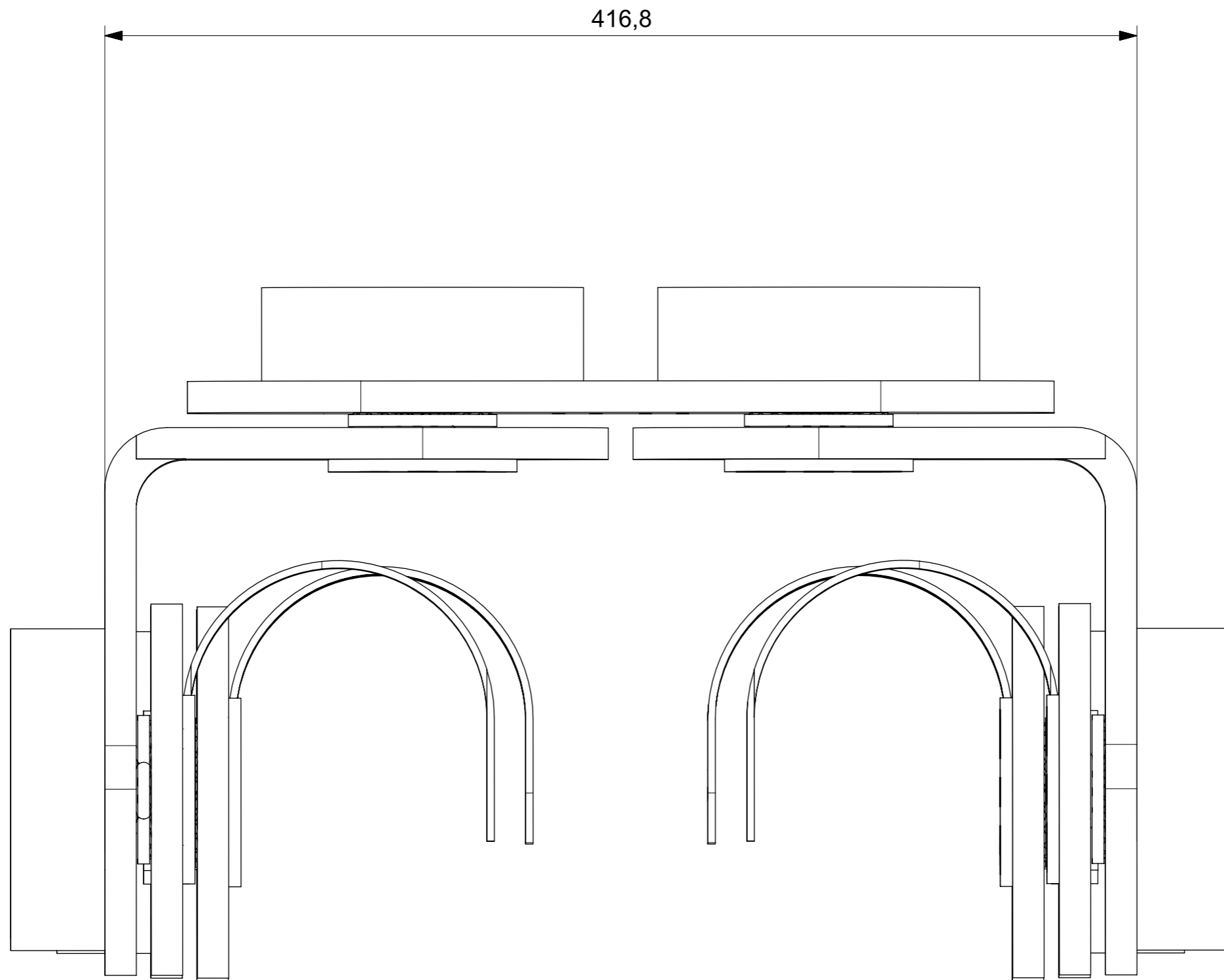
Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Exoesqueleto de Cadera y Rodilla	Rev:A	Escala: 1:5
	Fecha:05-02-15	Acot: mm
	Dibujó: MMLJ y CARL	Cantidad:1
	Título: Subensamble izquierdo	Revisó:SCC PAPIIT IT102014
		Material: Aluminio 6061-T6
Dib. No. : EXO-ASM-503		



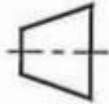


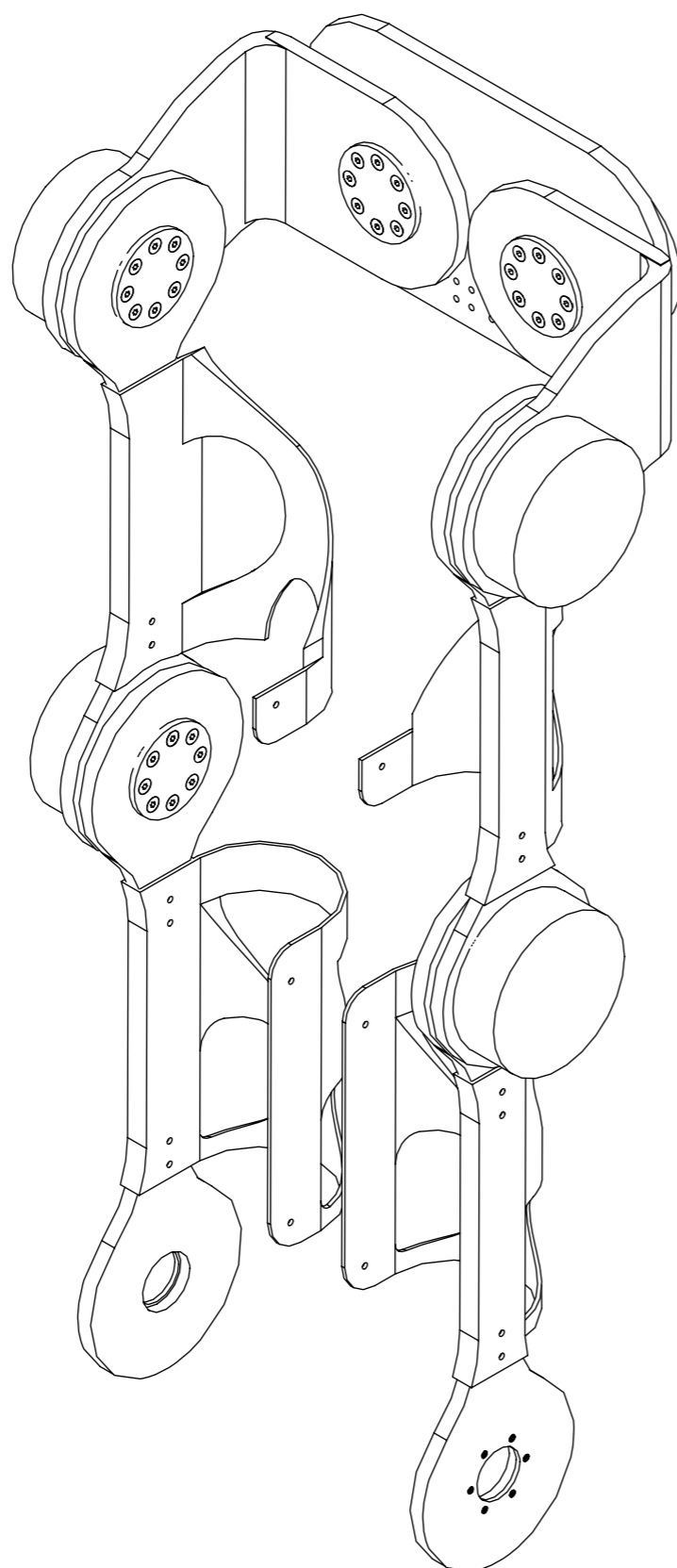
Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Exoesqueleto de Cadera y Rodilla	Rev:A	Escala: 1:5
	Fecha:05-02-15	Acot: mm
	Dibujó: MMLJ y CARL	Cantidad:1
	Título: Exoesqueleto de cadera y rodilla	Revisó:SCC PAPIIT IT102014
		Material: Aluminio 6061-T6
		Dib. No. : EXO-ASM-504


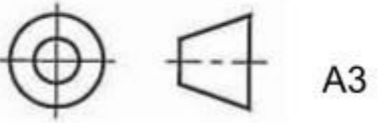


Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Exoesqueleto de Cadera y Rodilla	Rev:A	Escala: 1:5
	Fecha:05-02-15	Acot: mm
	Dibujó: MMLJ y CARL	Cantidad:1
	Título: Exoesqueleto de cadera y rodilla	Revisó:SCC PAPIIT IT102014
	 A3	Material: Aluminio 6061-T6
Dib. No. : EXO-ASM-505		



Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mechatrónica Exoesqueleto de Cadera y Rodilla	Rev:A	Escala: 1:2
	Fecha:05-02-15	Acot: mm
	Dibujó: MMLJ y CARL	Cantidad:1
	Título: Exoesqueleto de cadera y rodilla	Revisó:SCC PAPIIT IT102014
	  A3	Dib. No. : EXO-ASM-506



Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica Departamento de Ingeniería Mecatrónica Exoesqueleto de Cadera y Rodilla	Rev:A	Escala: 1:5
	Fecha:05-02-15	Acot: mm
	Dibujó: MMLJ y CARL	Cantidad:1
	Título: Exoesqueleto de cadera y rodilla	Revisó:SCC PAPIIT IT102014
		Material: Aluminio 6061-T6
Dib. No. : EXO-ASM-507		