



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

Diseño mecánico de órtesis para tobillo en
problemas motrices

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

INGENIERO MECÁNICO

P R E S E N T A:

Jorge de Jesús Marroquín Rivera



DIRECTOR DE TESIS:

M.I. Serafín Castañeda Cedeño

COORDIRECTOR DE TESIS:

Dr. Álvaro Ayala Ruiz

2015

Ciudad Universitaria, D. F.



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Índice

Capítulo 1	3
Introducción.....	3
Objetivo.....	4
Alcances	4
Estadísticas.....	4
Estado del arte	6
Ciclo de la marcha humana.....	12
Longitud del paso.....	13
Anchura del paso	14
Ángulo del paso.....	14
Dorsiflexión y plantiflexión	14
Inversión y Eversión	15
Ángulos de movimiento del tobillo y dedos del pie durante la marcha	16
Intervalo 1	17
Intervalo 2	18
Intervalo 3	18
Energía mecánica del tobillo durante la marcha	21
Tobillo OAMI	22
“Energy Recycling”	23
Capítulo 2	27
Diseño Mecánico.....	27
Requerimientos.....	27
Cuadro de funciones de la estructura mecánica	29
Cuadro de funciones del subsistema que limita los movimientos	30
Cuadro de funciones de control.....	30
Generación de especificaciones.....	31
Diseño de configuración	32
Composición.....	32
Concepto 1	33
Concepto 2	36
Concepto 3	38

Concepto 4	43
Matriz comparativa de conceptos	44
Capítulo 3	46
Diseño de Detalle	46
Funcionamiento	46
Análisis de movimiento del mecanismo de 4 barras	50
Diseño del resorte	52
Análisis de la barra impulsora	57
Evaluación de piezas por su material	58
Rodamientos	58
Componentes externos	59
Resultados	61
Conclusiones	62
Anexos	67
Matriz QFD	71
Planos de fabricación	72
Referencias	94

Capítulo 1

Introducción

La ingeniería es una profesión, no un arte, no una ciencia ni una técnica. Estas categorías comparten herramientas, capacidades y propósitos. Sus diferencias son cuestión de énfasis. En un arte el propósito sobresaliente es la expresión; en una ciencia el acercamiento a la verdad; en una técnica el servicio al cliente, y en una profesión el servicio a la sociedad. Los conocimientos que requiere un técnico se hallan en manuales; lo que le interesa de cualquier problema de su incumbencia está resuelto. En cambio para el profesional cada problema es nuevo. Decir que los problemas que se plantean a los ingenieros son siempre nuevos no es una expresión retórica, sino plena de significado y con hondas repercusiones. Cada problema de ingeniería es diferente y tiene algún grado de novedad con respecto a sus precedentes, pues cada uno responde a necesidades sociales y circunstancias específicas.

Dicho esto, la ingeniería es la aplicación de conocimientos técnicos y científicos encaminados a la solución de problemas tecnológicos de la sociedad, con el fin de mejorar su calidad de vida, dando como resultado un diseño adecuado para el problema planteado.

La ingeniería no está limitada a una especialidad en específico, y tal ha sido la respuesta de los ingenieros a lo largo de la historia que su aplicación a la medicina es un campo en el que se está trabajando desde hace varias décadas. En México, el interés por integrar ambas disciplinas se ha ido desarrollando poco a poco con el paso de los años, sin embargo hoy en día no se cuenta con un desarrollo suficiente. En los últimos años han surgido numerosos proyectos que tienen como objetivo la utilización de la ingeniería para auxiliar a tratamientos médicos de carácter preventivo, rehabilitación, auxiliar y sustitutivo. Hablando específicamente de rehabilitación, auxiliar y sustitutivo, personas que sufren de problemas de locomoción a causa de infartos, lesiones medulares, esclerosis, entre otras, podrían beneficiarse con un mecanismo comercial de miembro inferior que ayude en rehabilitación, auxilie o sustituya en la realización de ciertos movimientos de la extremidad.

Para tales efectos, un exoesqueleto de miembro inferior que cumpla estas características debe brindar la seguridad necesaria al usuario, evitando caídas, movimientos inesperados y con fuerzas desmedidas que pueden perjudicarlo, y dándole al mismo tiempo un confort. Para resolver lo anterior se debe cumplir con la unión de un diseño mecánico-estructural y de un sistema de control que responda a la medida de lo posible, a las necesidades y expectativas requeridas para conseguir el equilibrio deseado entre ambas partes. La parte mecánica debe ser robusta, estable, capaz de soportar todos los esfuerzos y momentos generados por el propio cuerpo del paciente, capaz de asistir los movimientos deseados, diseñada con materiales ligeros y resistentes además de incluir una interfaz mecanismo-usuario confortable, mientras que el control tiene que ser confiable, con un alto grado de precisión y certidumbre en las decisiones que tenga que tomar.

Con la idea original de desarrollar un aparato completo de exoesqueleto capaz de hacer que una persona con lesión medular, “paraplejia¹” sea capaz de caminar se propone un sistema de órtesis que

¹ Una persona con paraplejia es aquella con lesión medular, no tiene movilidad ni sensibilidad en los miembros inferiores del cuerpo, ni en los músculos de la espalda baja, que no controla esfínteres, suelen tener problemas de mala digestión y sus capacidades sexuales se ven afectadas.

auxilié a estas personas en la parte del tobillo de manera que asista en la realización de los movimientos de dicha articulación durante la marcha.

El trabajo que se presenta se inició como parte del proyecto de investigación IT102014 “Exoesqueleto de miembro inferior para pacientes con paraplejia” del Programa de Apoyo a Proyectos de Investigación e Innovación Tecnológica (PAPIIT) de la UNAM, del cual se diseñará el mecanismo para el tobillo, tiene como base de diseño inicial la prótesis diseñada en la Universidad de Michigan en el departamento de Mecánica e Ingeniería Biomédica por Steven H. Collins Steven y Arthur D. Kuo (Steven H. Collins, 2010). Los datos de rango de movimiento y solicitudes de fuerzas se tomaron principalmente de las publicaciones hechas por la Universidad de Berkeley de su exoesqueleto “BLEEX” (Adam B. Zoss, 2006), de manera que se toman los datos más representativos y aquellos puntos que pueden adaptar al presente diseño, ya que este modelo es la base del modelo ya comercializado eLegs, el cual ha sido probado exitosamente.

El desarrollo del exoesqueleto podría ser una atribución muy importante para el desarrollo de sistemas con las mismas características, ya que existe una gran cantidad de patologías asociadas a trastornos motrices, por consiguiente es imposible pensar que un sólo diseño de órtesis de miembro inferior sea capaz de cubrir y satisfacer la demanda que exigen los tratamientos de rehabilitación, por lo que el exoesqueleto para miembro inferior para pacientes con paraplejia deberá contribuir en la generación de nuevos sistemas de exoesqueleto que se desarrollen en el futuro.

Objetivo

Los objetivos generales de la presente tesis son:

- Contribuir al desarrollo del exoesqueleto de miembro inferior para pacientes con paraplejia desarrollado por la Universidad Nacional Autónoma de México, con dirección del M.I. Serafín Castañeda Cedeño, proponiendo un diseño de órtesis para el tobillo.
- Proponer el diseño mecánico del mecanismo de tobillo que cumpla con el seguimiento de trayectorias para los movimientos requeridos para reproducción del ciclo de marcha humana.
- Proponer el diseño mecánico de una órtesis de tobillo que basado en la prótesis de pie de la Universidad de Michigan, “Energy Recycling” sea capaz de asistir los movimientos de flexión y extensión del tobillo de manera que se restaure el trabajo del tobillo que normalmente se disipa en forma de trabajo negativo convirtiéndolo en trabajo positivo.

Proponer un mecanismo auxiliar para tobillo capaz de asistir el movimiento de flexión y extensión que se acople al exoesqueleto diseñado por la U.N.A.M., que sea capaz de utilizar la energía que se disipa durante el contacto del talón con el suelo para contribuir a que se realice cada zancada durante el ciclo de marcha.

Alcances

El presente trabajo tendrá como propuesta final el diseño de detalle del mecanismo planteado.

Estadísticas

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS) existen entre 250 000 y 500 000 personas que sufren cada año en todo el mundo lesiones medulares; en su mayoría, esas lesiones se deben a causas prevenibles, como accidentes de tránsito, caídas o actos de violencia; las personas con lesiones

medulares son entre dos y cinco veces más propensas a morir prematuramente que las que no los padecen; las tasas de supervivencia más bajas corresponden a los países de ingresos bajos y medios; las lesiones medulares se asocian a menores tasas de escolarización y participación económica y suponen un costo importante tanto para quienes las padecen como para la sociedad en su conjunto (Organización Mundial de la Salud, 2013).

En México según el Instituto Nacional de Estadística Geografía e Informática (INEGI) nos dice que los resultados obtenidos del XII Censo General de Población y Vivienda 2000, reportaron ocho personas con discapacidad motriz por cada 1,000 habitantes en el país, esto es, poco más de 814 mil personas, de las cuales 76.2% vivían en las localidades urbanas y 23.8% en el medio rural (Instituto Nacional de Estadística, 2004); sin embargo no se tiene un registro de aquellas personas que tienen lesión medular o problemas motrices de miembro inferior. De acuerdo con la página informativa de lesiones en la médula espinal (Spinal Cord Injury Info Pages), en los Estados Unidos, en el 2013 se estimaba alrededor de 273,000 personas el número total de pacientes con lesiones de médula espinal, con un margen de entre 238,000 a 332,000 personas.

Según los datos obtenidos, la categoría más frecuente al dar de alta de las personas reportadas a la base de datos es tetraplejia incompleta (el 40.6%), seguido por paraplejia incompleta (el 18.7%), paraplejia completa (el 18%), y tetraplejia completa (el 11.6%)²; el 80.7% de la población con lesión medular son hombres; 56% de las lesiones ocurre entre las edades de 16 y 30 años; el promedio de edad de las personas lesionadas es de 42.6 años; la edad media es de 28.7 años y la mayor cantidad de personas que sufren lesión medular comenzaron a sufrir desde los 19 años. Los accidentes automovilísticos son la principal causa de la lesión, 36.5%, seguidos por caídas, 28.5%, actos de violencia, 14.3%, deportes, 9.2% y otros, 11.4%. Sólo el 52% de los individuos con lesión de médula espinal están cubiertos por un seguro privado de salud al momento de la lesión, 87.1% de ellos son dados de alta de los hospitales a una casa privada, solo al 6,5% le dan de alta para ir a una residencia, los demás se van a hospitales, residencias para grupos, u otros lugares. En general, el 85% de los pacientes con lesión medular que sobreviven a las primeras 24 horas, viven 10 años más a partir de que comenzaron su lesión. El 1% de las lesiones de médula presentan una recuperación completa, se puede experimentar una mejora neurológica local, pero en una lesión medular completa no hay recuperación distal motora. La lesión medular afecta en mayor número a la población que aún se encuentra en edad laboral, por tanto, sus repercusiones no sólo se hace presente en el medio familiar, sino que también afectan al ámbito social, psicológico y económico del individuo. En la actualidad los tratamientos existentes consisten en la asistencia y estabilización espinal, considerándose una terapia que, a reserva de las indicaciones de los médicos, una lesión incompleta no severa puede disminuir de tipo, ayudando a recuperar parte de la confianza y calidad de vida previas a la lesión (Paraplegic & Caregiver Resources Quadriplegic, 2002).

² Alguien con una lesión completa tendrá pérdida completa del control muscular y la sensación por debajo de su nivel de lesión. Una lesión incompleta es donde tal vez sólo los músculos se han paralizado, o donde existe una falta de sensibilidad.

<http://actualidad.notizalia.com/celulas-madre/tipos-de-paralisis-cuadruplejia-tetraplejia-paraplejia-y-celulas-madre/#ixzz3ScY9barY>

Estado del arte

En las últimas décadas se ha avanzado en el campo de la investigación y desarrollo de exoesqueletos y órtesis activas alrededor del mundo, aunque los logros han sido muy significativos aún se puede abrir brecha para la mejora.

De acuerdo con la investigación realizada en la tesis “Órtesis activa de miembro inferior” (Martínez, 2012), la diferencia fundamental entre exoesqueleto y órtesis activa es la aplicación del dispositivo. El exoesqueleto tiene como función principal mejorar el desempeño de alguna parte del cuerpo, ya sea incrementando la fuerza o la resistencia, en cambio la órtesis activa asiste a personas con discapacidades motoras.

A continuación se describen brevemente algunos de los exoesqueletos más importantes.

-Bleex. Exoesqueleto creado por la Universidad de Berkeley. Con tres GDL en la cadera, uno en la rodilla y tres en el pie; actuado con pistones hidráulicos bidireccionales; soporta hasta 75kg de carga; el sistema está diseñado de tal manera que, si el dispositivo pierde energía, las piernas del exoesqueleto se pueden quitar y convertirse en una mochila estándar (Adam B. Zoss, 2006).

-Exoesqueleto de Sarcos. Robot Wear. Utiliza actuadores hidráulicos rotatorios. Puede conservar el equilibrio apoyado en sólo un pie y cargar 68 kg en la espalda y 23 en los brazos; es lo suficientemente ágil como para permitir que a su portador patear una pelota de fútbol, golpear una bolsa a gran velocidad, o subir escaleras y rampas con facilidad (Army-Technology.com, 2015).

-Exoesqueleto MIT (Massachusetts Institute of Technology). No utiliza actuadores, se conoce como un exoesqueleto casi pasivo. Funciona con resortes y amortiguadores variables que almacenan energía en las distintas fases de la caminata. Pesa únicamente 11.7 kg (Graham-Rowe, 2007).

-HAL (hybrid assistive limb = extremidad híbrida de asistencia). Exoesqueleto desarrollado por el profesor Yoshiyuki de la universidad de Tsukuba, Japón; este exoesqueleto no transfiere cargas al suelo, si no aumenta el par en las articulaciones requeridas utilizando actuadores de corriente directa; Usa dos sistemas de control y tarda aproximadamente dos meses en configurarse para un solo paciente; está en proceso de comercializarse; usa sensores adjuntos a la piel de quien lo usa para leer los impulsos eléctricos de los nervios; según las señales obtenidas, la unidad es controlada para mover la unión junto al movimiento muscular de quien lo usa; si no hay señales, “HAL” también tiene un sistema de control autónomo que ofrece movimientos similares a los humanos al exoesqueleto (CYBERDYNE, 2015).

-Exoesqueleto de asistencia a enfermeras. Desarrollado en el Instituto de Tecnología de Kanawa. Utiliza actuadores neumáticos y resistencias de censado de fuerzas adheridas al músculo para medir la “dureza del músculo” y determinar la intención del usuario. No hay elementos mecánicos en la parte frontal del exoesqueleto (Discapacitados y Discapacidad, 2015).

- ALEX II (Design of a Minimally Constraining, Passively Supported Gait Training Exoskeleton). Es un Exoesqueleto de la Universidad de Delaware, desarrollado por el Departamento de Ingeniería Mecánica y de Terapia Física de dicha Universidad. Tiene 12 grados de libertad seis en cada pierna y es controlado por 12 motores de corriente directa. La estructura mecánica de la pierna fue diseñada en el software CAD SolidWorks, soporta 117.5kg. Es un prototipo de investigación (Kyle N. Winfree, 2011).


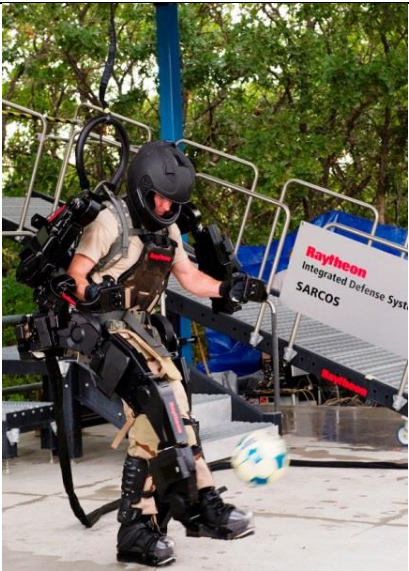
-X1. Exoesqueleto de 18 kilogramos de peso y 10 grados de libertad de movimientos que ha sido desarrollado por la NASA y el Institute for Human and Machine Cognition de Florida con una doble funcionalidad: por un lado, ofrece a la persona que lo lleva eliminar una resistencia al movimiento de sus piernas, un efecto ideal para ejercitar los músculos de los astronautas en condiciones de ingravidez (puesto que les obliga a hacer ejercicio) pero, por otro lado, sus motores pueden servir para ayudar a una persona a caminar si sufre algún tipo de parálisis que impide su movimiento (NASA, 2013).



-Ekso (eLEGS). En 2010 Berkeley Bionics presento eLEGS, que significa "Sistema de Exoesqueleto de Extremidad Inferior" por sus siglas en inglés "Exoskeleton Lower Extremity Gait System". Es un sistema de exoesqueleto accionado hidráulicamente que permite a los parapléjicos levantarse y caminar con muletas o un andador. Usa sensores de fuerza y movimiento para controlar los gestos del usuario y el movimiento, utiliza esta información para interpretar de forma inteligente la intención del usuario y traducirla en acciones apropiadas. Los usuarios pueden ponerse y quitarse el dispositivo por sí mismos, así como caminar, girar, sentarse y ponerse de pie sin ayuda. Pesa 45 libras (20 kg), tiene una velocidad máxima de 3.2 Kph y una autonomía de seis horas. Es conveniente para usuarios de un peso máximo de 99.8 kg, que tienen entre 1.6 y 1.85 metros de alto y pueden transferirse a una silla de ruedas. Permite al usuario a caminar en línea recta, de pie, y sentarse de una posición derecha. Se encuentra actualmente en desarrollo (Emmer, 2015).



-OAMI (Órtesis activa de miembro inferior). Desarrollado en la Facultad de Ingeniería de la UNAM. Inició como el proyecto IN109109 "Órtesis Adaptrónica de Rodilla" del Programa de Apoyo a Proyectos de Investigación Tecnológica (PAPIIT). El proyecto surgió de un interés por parte de un grupo de trabajo del Departamento de Ingeniería Mecatrónica para agrupar los conocimientos de electrónica, control, diseño mecánico y caracterización biomecánica de la marcha humana, en el desarrollo de una órtesis de rodilla que se adaptará a los cambios estáticos y dinámicos de la anatomía del paciente, con aplicación directa en el ámbito de la salud. Durante el desarrollo del proyecto, los límites, alcances y objetivos del proyecto se modificaron para desembocar en una órtesis activa de miembro inferior (OAMI), que apoya en el proceso de la marcha humana a pacientes con disfunción motora en los miembros inferiores, principalmente a aquellos que sufren paraplejía debido a lesiones en la médula espinal, ahora se desarrolla la segunda fase del mismo de la cual la presente tesis da el apoyo en la parte mecánica del pie y tobillo (Narvaéz, 2011).



TABLA 1. 1 EXOESQUELETOS


Nombre	Imagen	Uso actual	Comercialización
--------	--------	------------	------------------

<p>Bleex</p>		<ul style="list-style-type: none"> • Auxiliar para cargar • Auxiliar para lesión medular 	<ul style="list-style-type: none"> • En desarrollo • Uso militar
<p>Sarcos XOS</p>		<ul style="list-style-type: none"> • Auxiliar para rescate y carga. 	<ul style="list-style-type: none"> • En desarrollo • Uso militar
<p>Nombre</p>	<p>Imagen</p>	<p>Uso actual</p>	<p>Comercialización</p>

<p>Exoesqueleto MIT</p>		<ul style="list-style-type: none"> • Auxiliar para carga 	<ul style="list-style-type: none"> • En desarrollo
<p>HAL</p>		<ul style="list-style-type: none"> • Auxiliar para personas con músculos débiles con derrame cerebral y daño en la médula espinal. 	<ul style="list-style-type: none"> • En desarrollo • Rentado en Japón
<p>Nombre</p>	<p>Imagen</p>	<p>Uso actual</p>	<p>Comercialización</p>

<p>Exoesqueleto de asistencia a enfermeras</p>		<ul style="list-style-type: none"> • Auxiliar para carga 	<ul style="list-style-type: none"> • En desarrollo • Para enfermería
<p>ALEX II</p>		<ul style="list-style-type: none"> • Auxiliar para terapia física 	<ul style="list-style-type: none"> • En desarrollo
<p>Nombre</p>	<p>Imagen</p>	<p>Uso actual</p>	<p>Comercialización</p>

<p>X1</p>		<ul style="list-style-type: none"> • Auxiliar para terapia física 	<ul style="list-style-type: none"> • En desarrollo • Para uso de astronautas
<p>eLEGS</p>		<ul style="list-style-type: none"> • Auxiliar para parapléjicos 	<ul style="list-style-type: none"> • A la venta en E.U.A.
<p>Nombre</p>	<p>Imagen</p>	<p>Uso actual</p>	<p>Comercialización</p>

<p>OAMI</p>		<ul style="list-style-type: none"> • Auxiliar para parapléjicos 	<ul style="list-style-type: none"> • En desarrollo
--------------------	---	--	---

Ciclo de la marcha humana

Para introducir al estudio del ciclo de la marcha humana es necesario un conocimiento de la anatomía de las partes involucradas en el proceso.

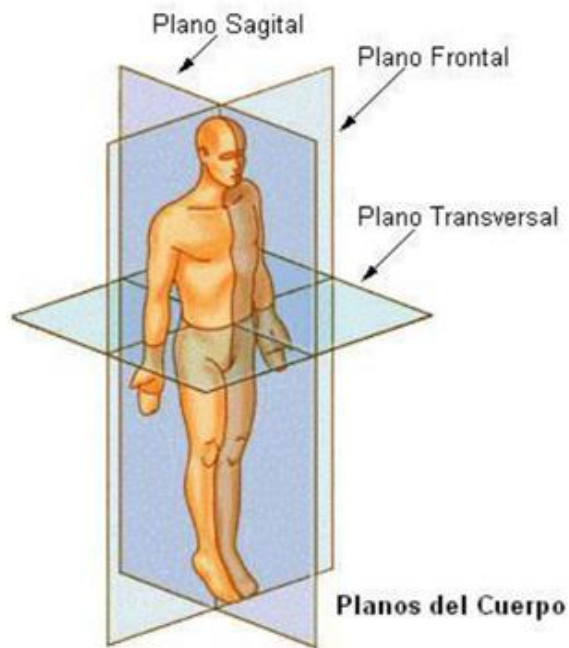


Figura 1.1 Planos de referencia del cuerpo humano (Martínez, 2012)

El ciclo de la marcha se puede dividir en distintos eventos que permiten verlo de una manera más dinámica, tal como se muestra en la figura 1.2. Una subdivisión propuesta por Jacqueline Perry (1992) (Carreón, 2007), considera dos grandes particiones que a su vez se subdividen; la primera partición es el

apoyo subdividido en cinco eventos elementales; y la segunda partición es la oscilación formada por otros tres eventos.

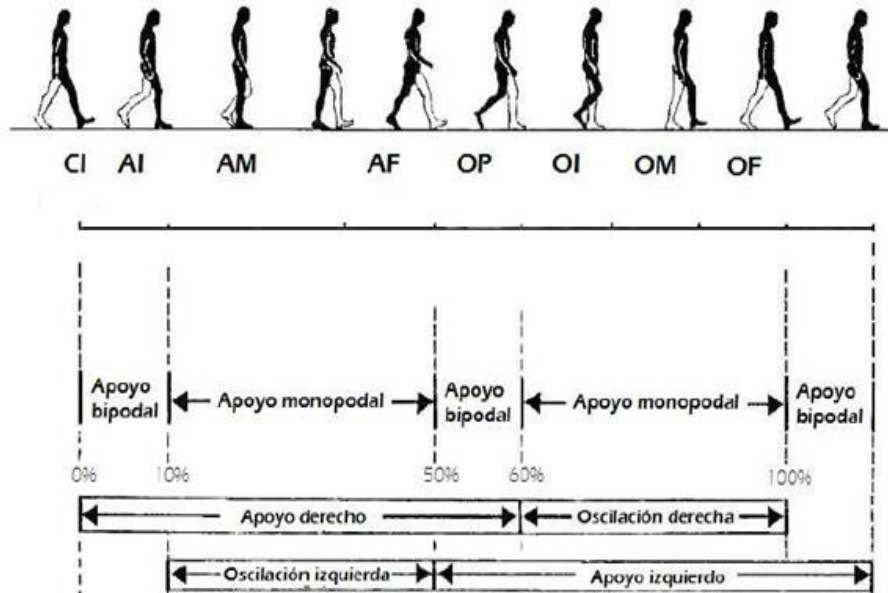


Figura 1.2 Ciclo de marcha (Martínez, 2012)

Los intervalos que las definen son valores medios para cadencia libre, que se muestran en la tabla 1.2

TABLA 1. 2 DIVISIONES Y SUBDIVISIONES DEL CICLO DE MARCHA (MARTÍNEZ, 2012)

Fase de Apoyo	
Fase de contacto inicial (CI)	0-2%
Fase inicial del apoyo o de respuesta a la carga (AI)	0-10%
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%

Longitud del paso

Conocemos como longitud del paso a la distancia entre ambos pies cuando éstos contactan con el suelo. En un hombre de 170 cm de altura la longitud del paso normalmente es de 75 a 85 cm. Si la longitud del paso es normal e igual en ambos lados el ritmo de marcha será normal y armónico (Vázquez, 2002).

Anchura del paso

La anchura del paso es la separación lateral entre los apoyos de ambos pies. Se mide en centímetros. En un varón con una talla de 170 cm la anchura del paso (figura 1.3), al caminar sobre terreno llano, suele ser de unos 5 o 6 cm. Cualquiera que fuera la causa de enfermedad del paciente este separaría los pies para aumentar la base de apoyo y mantener mejor el equilibrio durante la marcha o la posición bípeda (Vázquez, 2002).

Ángulo del paso

Llamamos ángulo de paso al ángulo entre la línea media del pie y la dirección de progresión (abducción-aducción). En condiciones normales mide unos máximo 15° durante la marcha (figura 1.3) (Vázquez, 2002).

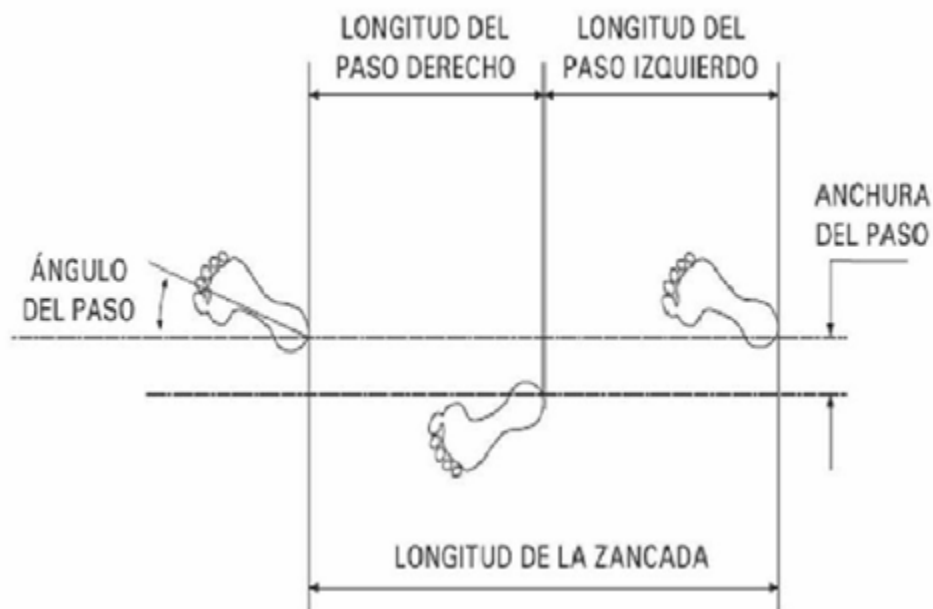


Figura 1.3 Longitud de paso, ángulo de paso y longitud de zancada (Vázquez, 2002)

Dorsiflexión y plantiflexión

En la figura 1.4 en el punto A se puede distinguir el momento en el que la planta del pie es perpendicular al eje de la pierna. A partir de esta posición, la dorsiflexión del tobillo (B) se define como el movimiento que aproxima el dorso del pie a la cara anterior de la pierna; también se denomina flexión dorsal o flexión del tobillo. Por el contrario la plantiflexión (C) aleja el dorso del pie de la cara anterior de la pierna mientras que el pie tiende a situarse en la prolongación de la pierna. Este movimiento también se denomina flexión plantar o extensión (Kapandji, 1998).

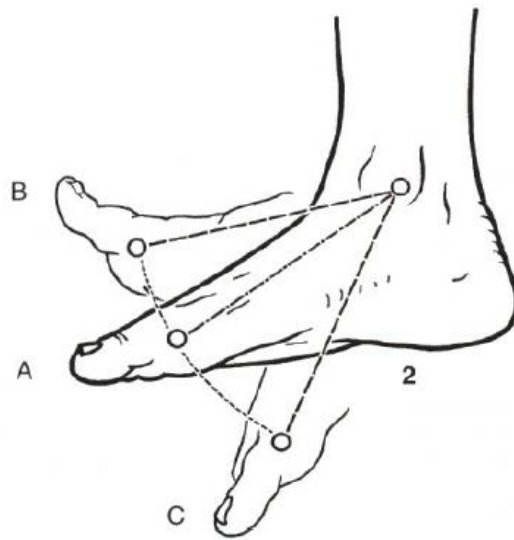


Figura 1.4 Dorsiflexión y Plantiflexión (Kapandji, 1998)

Inversión y Eversión

La inversión figura 1.5 es el movimiento de rotación externa (hacia afuera) del pie según su eje longitudinal. La planta del pie tiende a mirar hacia adentro y el lado externo del tobillo se orienta hacia el suelo; mientras la eversión figura 1.6 es el movimiento inverso, en el que se eleva el borde externo y se hace mirar hacia afuera la planta del pie. Su movimiento máximo alcanza los 52° como inversión y de 25° a 30° por eversión (Kapandji, 1998).



Figura 1.5 Inversión (Peronnet, 2014)



Figura 1.6 Eversión (Peronnet, 2014)

Ángulos de movimiento del tobillo y dedos del pie durante la marcha

El movimiento global del pie es complejo y tiene lugar en torno a tres ejes y sobre tres planos. La dorsiflexión y plantiflexión tiene lugar en el plano sagital, la abducción-aducción en el plano transversal, y la inversión-eversión en el plano frontal (Nordin, 2004).

Se ha descrito un eje único de la articulación del tobillo pasando inmediatamente distal y anterior al maléolo lateral (Inman, 1976). Este eje empírico "general" del tobillo se puede estimar palpando las puntas de los maléolos como se muestra en la figura 1.7 (Nordin, 2004).

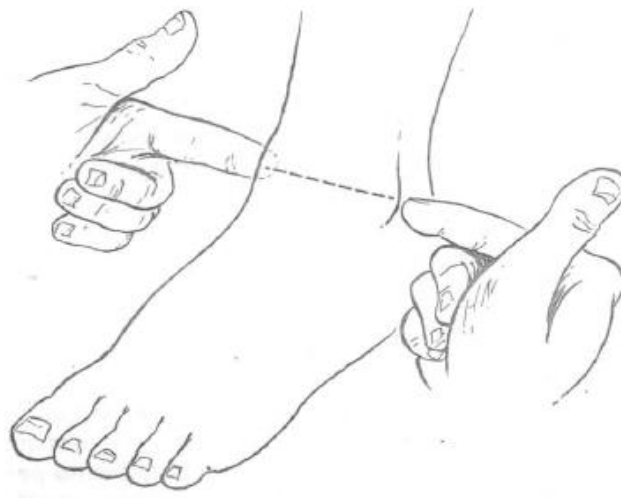


Figura 1.7 Eje empírico de la articulación del tobillo. El eje se angula hacia abajo y posteriormente, moviéndose de medial a lateral (Nordin, 2004)

Para el estudio del tobillo es más conveniente dividir la marcha en los siguientes intervalos para entender mejor como es que se lleva a cabo (Luna, 1993).

Intervalo 1

El intervalo uno comprende el movimiento de las articulaciones en el plano sagital entre el contacto del talón con el suelo y el punto de apoyo medio figura 1.8.

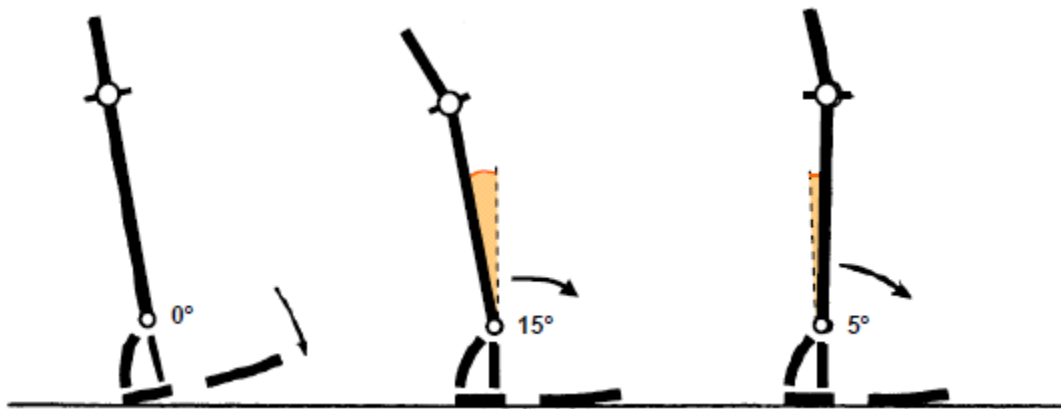


Figura 1.8 Estudio cinemático del tobillo en el intervalo 1 de la marcha (Luna, 1993)

Para comprender mejor este intervalo se subdivide en sub intervalos como se indica en la tabla 1.3.

TABLA 1. 3 INTERVALO 1

Subintervalo	Descripción
Momento de contacto del talón con el suelo	La articulación del tobillo está en posición neutra (0°). Justo entre la dorsiflexión y la plantiflexión.
Simultáneamente con el contacto del talón con el suelo.	La articulación del tobillo empieza a moverse en dirección de la plantiflexión.
Momento en que la planta del pie hace contacto con el suelo.	La articulación del tobillo se mueve 15° de la posición neutra a la plantiflexión.
En la fase media.	La articulación del tobillo pasa rápidamente a aproximadamente 5° de dorsiflexión.

Intervalo 2

El intervalo dos comprende desde el movimiento de las articulaciones en el plano sagital entre el apoyo medio y despliegue del pie del suelo figura 1.9.



Figura 1.9 Estudio cinemático del tobillo en el intervalo 2 de la marcha (Luna, 1993)

TABLA 1. 4 INTERVALO 2

Subintervalo	Descripción
En el apoyo medio	La articulación del tobillo pasa rápidamente a aproximadamente 5° de dorsiflexión.
En el momento que el talón se despega del suelo.	La articulación del tobillo está aproximadamente a 15° de dorsiflexión.
En el intervalo de elevación del talón y el despegue del pie.	El tobillo se mueve rápidamente 25°, con lo que al despegar el pie del suelo la articulación está aproximadamente en 20° de plantiflexión.

Intervalo 3

El intervalo tres describe el movimiento de las articulaciones en el plano sagital en la etapa de balanceo.

TABLA 1. 5 INTERVALO 3

Subintervalo	Descripción
Durante la etapa de balanceo.	El pie se mueve de su posición inicial de plantiflexión al desprenderse del suelo a una posición esencialmente neutra (0°) que se mantiene durante toda la etapa de balanceo.

Estudios realizados en la Universidad de Berkeley y publicados en la revista IEEE/ASME (Adam B. Zoss, 2006), reportaron que en una persona de 75kg caminando en un terreno llano a aproximadamente 1,3 m/s presentaba un movimiento del tobillo durante la marcha con un cambio constante de la medida del ángulo (figura 1.11), el cual se manifiesta con un ángulo máximo de 14.1° durante la dorsiflexión y -20.6° durante la plantiflexión, medidos como se muestra en la figura 1.10.

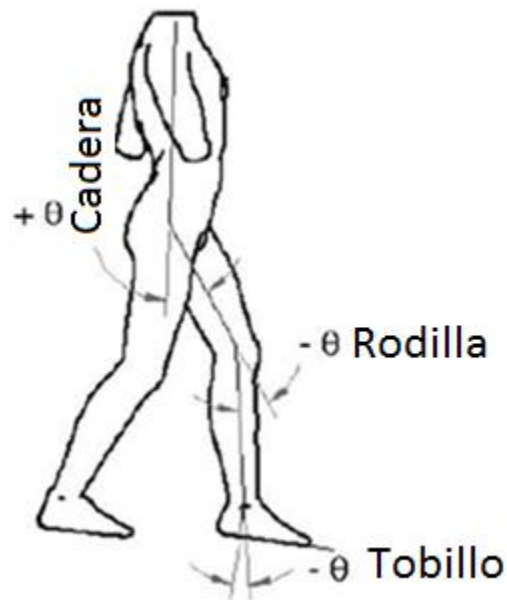


Figura 1.10 Ángulo y convenciones de signos par. Cada ángulo de la articulación se mide como el desplazamiento en sentido antihorario positivo del eslabón distal desde el eslabón proximal (cero en la posición del pie) (Adam B. Zoss, 2006)

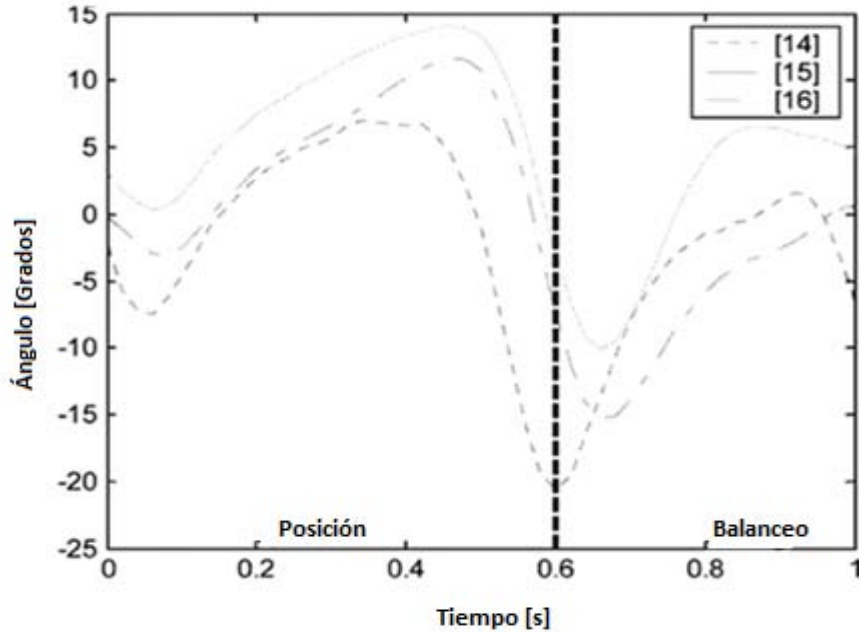


Figura 1.11 Gráfica de datos de ángulos dorsiflexión y plantiflexión del tobillo durante la marcha (Adam B. Zoss, 2006)

De las figura 1.11 a la 1.13, teniendo en cuenta las variaciones en la marcha de particulares y métodos de medición, se tienen tres fuentes independientes de datos [14] - [16] que se utilizaron para el análisis y diseño de la BLEEX como se muestra en la figura, siendo estas fuentes de datos [14] (Winter, 2006), [15] (Kirtley, 2006) y [16] (Linskill, 2006).

El movimiento normal de los dedos es aproximadamente de 90° de extensión y de 50° de flexión. Durante el despegue de los dedos en el ciclo de marcha, los dedos se flexionan dorsalmente de forma pasiva a medida que el cuerpo sobrepasa el pie.

Durante la marcha el tobillo gira en torno a sus tres ejes de manera diferente, sin embargo el movimiento más significativo es la dorsiflexión y plantiflexión (Nordin, 2004), es por ello que el presente mecanismo se enfoca únicamente en ese movimiento intentando respetar de la mejor manera dichos parámetros, los cuales podrán ajustarse según se requiera, dejando como trabajo a futuro los movimientos de abducción-aducción e inversión-eversión.

Los objetivos planteados al inicio del trabajo incluyen soportar al paciente, asistir los movimientos naturales del pie durante la marcha, el uso de la energía generada al momento de contacto del talón con el suelo y que ser acoplado al sistema de rodilla- cadera del exoesqueleto.

En el diseño de detalle, se buscó diseñar los componentes de la órtesis de forma modular, lo más independientes posible, atendiendo a que las modificaciones particulares realizadas no produjeran cambios significativos en otros módulos y sistemas. Lo anterior tiene la flexibilidad de permitir generar distintos diseños de los módulos de la órtesis casi de manera paralela que al final se tradujo en un número mayor de posibilidades para seleccionar el ensamble general.

Energía mecánica del tobillo durante la marcha

Estudios realizados en la Universidad de Berkeley y publicados en la revista IEEE/ASME reportaron que:

- El tobillo absorbe energía durante la primera mitad de la fase de apoyo y libera energía justo antes de despegue de los dedos.
- La potencia media del tobillo es positiva, lo que indica que se requiere la producción de energía en el tobillo (figura 1.12). La energía mecánica del tobillo instantánea se calcula multiplicando la velocidad angular conjunta y el par de torsión conjunta instantánea (Fig. 1.13). (Adam B. Zoss, 2006)

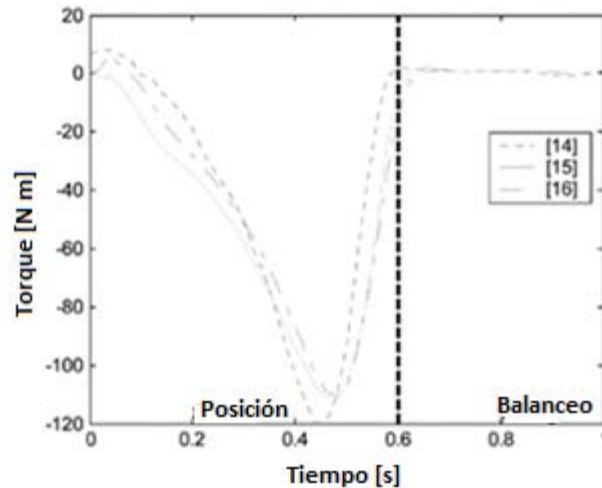


Figura 1.12 Par de flexión / extensión del tobillo (Adam B. Zoss, 2006)

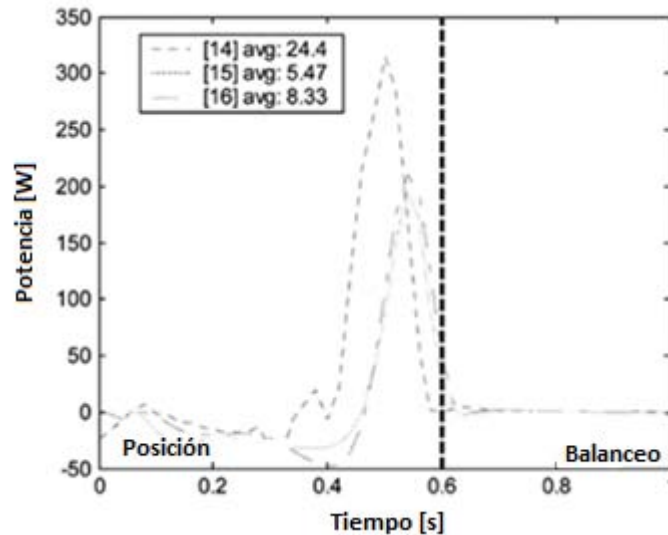


Figura 1.13 Potencia media del tobillo (Adam B. Zoss, 2006)

- Esta articulación soporta mucha más carga que ninguna otra en el cuerpo humano: 5-7 veces el peso corporal en la fase final del ciclo de marcha (Sous Sánchez, 2011).
- Las fuerzas pico verticales alcanzan el 120% del peso corporal durante la marcha y se aproximan al 275% durante la carrera (Mann, 1982) (Nordin, 2004).

Tobillo OAMI

El OAMI contempla la articulación de tobillo con 2 GDL, sin movimiento en los dedos del pie y con un sistema muy robusto y pesado; se compone de cuatro articulaciones tipo bisagra, dos para permitir la dorsiflexión-plantiflexión del tobillo y otros dos para la eversión-inversión del pie. Por las características de la articulación, combina las funciones de las articulaciones y los eslabones para reducir el espacio y aumentar la eficiencia. Su peso aproximado es de 9.732 kg.

El ensamble general de los módulos previamente planteados no se realiza en un solo eje, no así en el ensamble particular de cada uno, donde se procuró un solo eje. El total de piezas de la articulación del pie son 144 (Narvaéz, 2011).

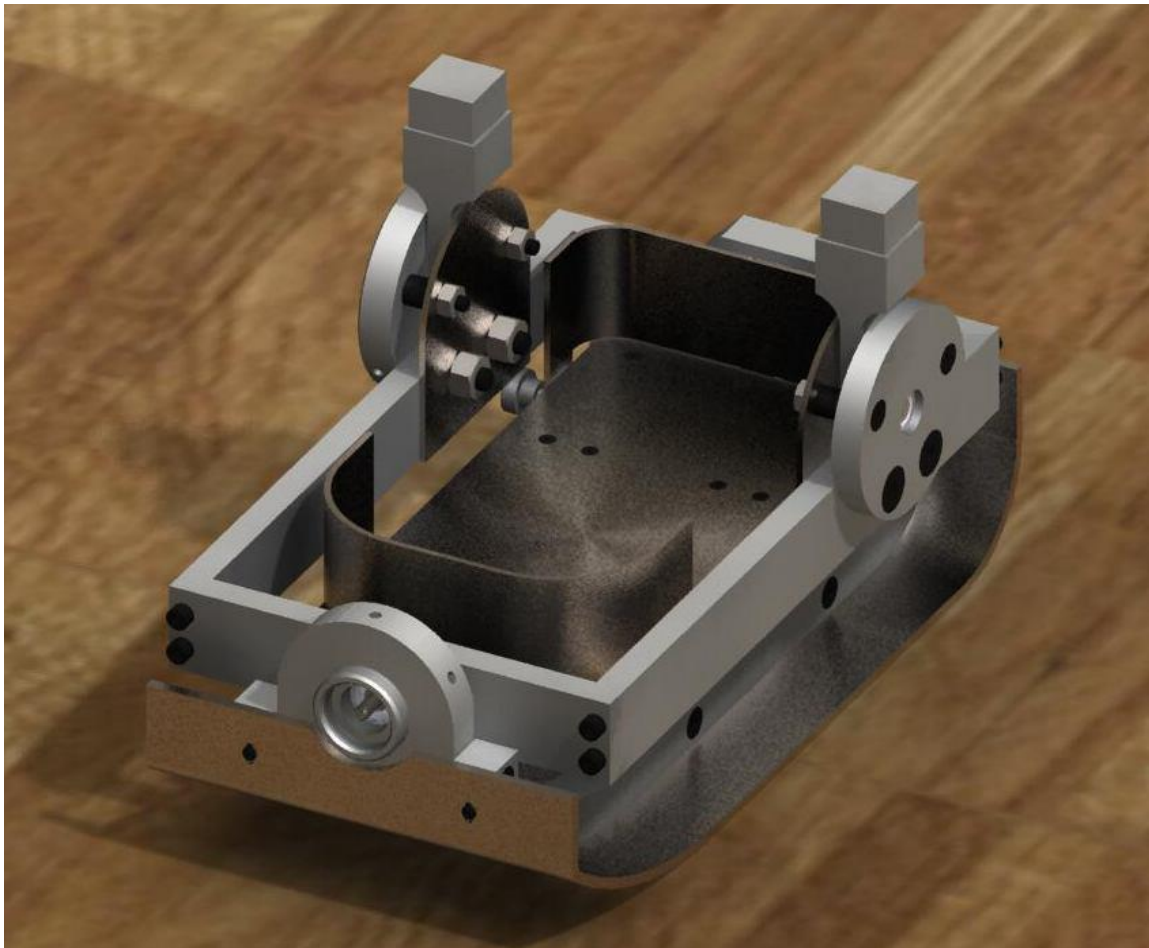


Figura 1.14 Tobillo OAMI

Las dimensiones internas fueron definidas para uso con calzado de la articulación del pie, se implementó un sistema de adaptación en las caras anterior, posterior y plantar del pie, siendo el primero y el último, sistemas pasivos (resortes y muelles), y el segundo activo (tornillo de seguridad), esto para permitirle al usuario la correcta alineación de los ejes articulares.

“Energy Recycling”

En la Universidad de Michigan se propuso la alternativa en la que el dispositivo protésico restaura el trabajo que normalmente se disipa en forma de trabajo negativo, convirtiéndolo en positivo. La caída normal del tobillo parece apropiada para este fin, ya que en el momento en que el tobillo hace contacto con el suelo esta energía es casi de la misma magnitud que la que se necesita para el despegue del pie. Si la energía de la colisión puede ser reciclada con éxito, puede por lo tanto ser suficiente para complementar el despegue del pie.

El dispositivo de prueba de concepto Energy Recycling aproxima en tamaño y la forma a un pie protésico convencional, pero tiene componentes separados, parte trasera y parte delantera del que giran alrededor de un eje medio-lateral en la mitad del dispositivo. Cuando se hace contacto del talón con la tierra en el comienzo de una zancada, el componente de la parte trasera gira y comprime un resorte helicoidal. En el máximo de compresión, la parte trasera está cerrada por un continuo de embrague de un solo sentido. En lugar de la liberación de la energía elástica de forma espontánea como en las prótesis elásticas convencionales, el dispositivo almacena la energía hasta que se detecta la carga suficiente en la parte delantera del pie. A continuación, libera la parte delantera, y un resorte proporciona el empuje para que la persona comience a descargar en la parte trasera, con una sincronización similar a un tobillo sano. Un pequeño resorte de retorno restablece el dispositivo durante la fase de oscilación subsiguiente, de manera que la parte trasera está en posición para el siguiente paso.

La captación de energía se realiza de forma pasiva, por lo que los únicos elementos activos son un microcontrolador y dos micro-motores que liberan el resorte de almacenamiento de energía y restablecer el mecanismo. El dispositivo es alimentado por una pequeña batería en 0.8 W aproximadamente. El control activo de almacenamiento de energía y rendimiento que distingue a este dispositivo de pies protésicos convencionales con elementos elásticos pasivos, reduce significativamente la pérdida metabólica de caminar mientras que los requisitos de baja potencia eléctrica lo distinguen de otros prótesis robóticas.

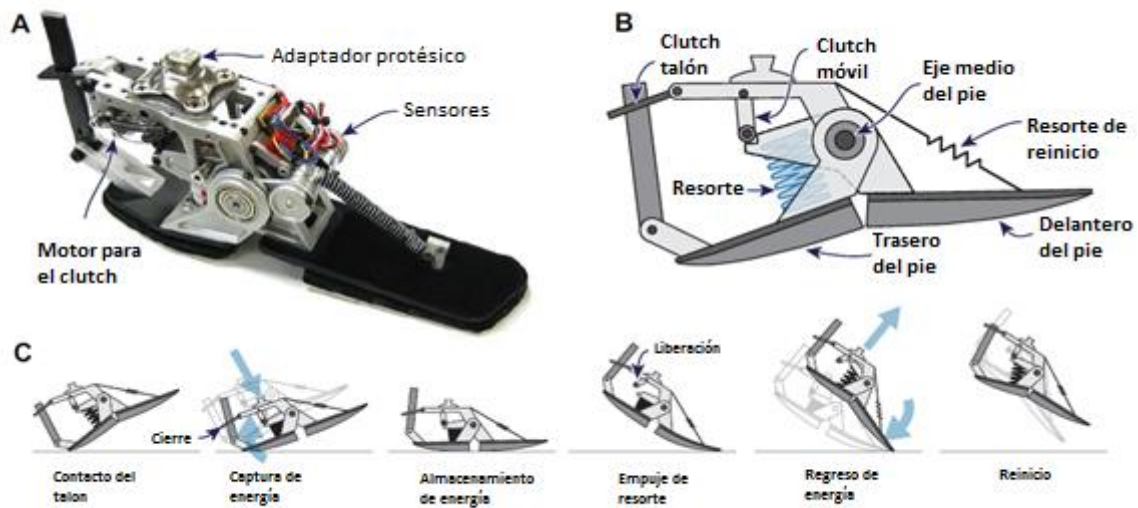


Figura 1.15. (A) Dispositivo de reciclado de energía prototipo. (B) El diseño esquemático que muestra el resorte de almacenamiento de energía, clutch, y los componentes traseros y parte delantera independientes. (C) La secuencia de reciclaje de energía (Steven H. Collins, 2010)

El dispositivo ha sido probado en sujetos humanos sanos (N =11, masculinos, 19-28 años) caminando con un tobillo artificial inmovilizado. Los sujetos utilizaron el dispositivo (1.37 kg) en una pierna con un simulador de prótesis (Estados Unidos de America Patente nº US 6,238,437 B1, 2001) y una bota rígida que inmoviliza el tobillo y proporciona una fijación de prótesis por debajo de los pies.

El pie artificial Energy Recycling capturó la energía de colisión y la devolvió como energía positiva más adelante en la postura, lo que resulta en un mayor empuje de despegue y un gasto energético menor que con las prótesis convencionales.

Caminar normal produjo una tasa media del tobillo de 17.7 ± 3.4 W (media \pm estándar, ritmo de trabajo positivo sobre un paso grande, Figura 1.16).

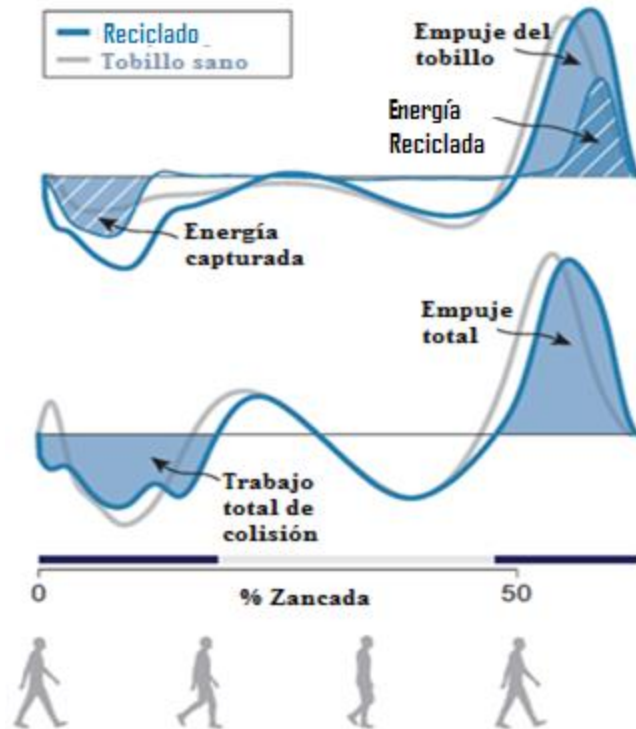


Figura 1.16. Ritmos de trabajo, calculada en un paso a pie. La energía producida por los tobillos sanos y artificial (arriba), y la tasa de trabajo realizado en el centro de la masa por toda la pierna y el dispositivo (parte inferior), el Energy Recycling (Steven H. Collins, 2010)

El Energy Recycling capturó la energía desde la zancada a una potencia de $6.9 \pm 0.7 \text{ W}$ y la devolvió durante de empuje hacia fuera (Figura 1.16). Esta captación de energía como resultado sustancialmente mayor en absorción en la articulación del tobillo ($11 \pm 3.4 \text{ W}$ más), pero poca absorción adicional para toda la pierna y el dispositivo en el mismo período ($1.6 \pm 3.4 \text{ W}$). El reciclaje ocurrió con las fuerzas de reacción del suelo similares al normal. La energía reciclada restauró por encima de los niveles normales, a $18.9 \pm 1.5 \text{ W}$, aproximadamente el doble de una prótesis convencional ($P = 1 \times 10^{-11}$, prueba a la par, Figura 1.17).

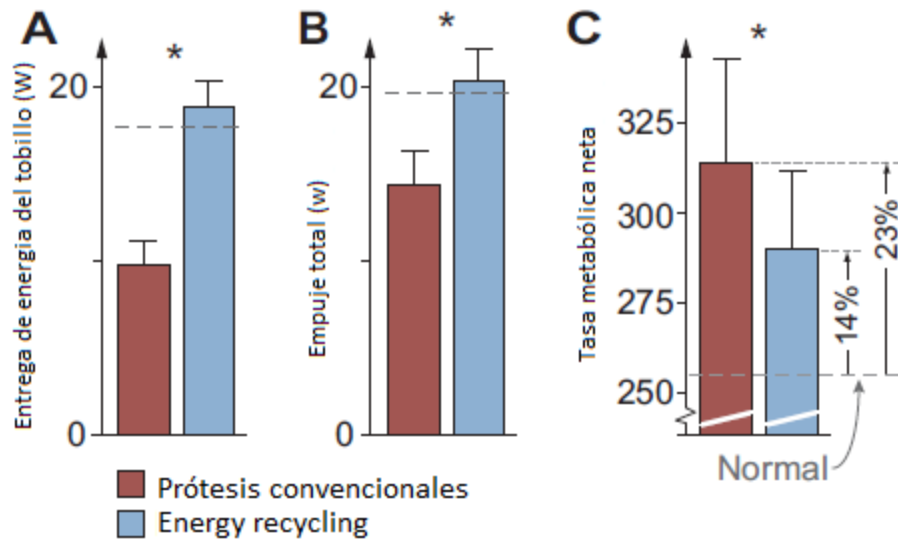


Figura 1.17. Potencia de empuje media y el gasto neto de energía metabólica. Los asteriscos (*) denotan significación estadística ($p < 0,01$, pruebas t pareadas, $n = 11$). Las barras de error indican el rango de trabajo positivo en una zancada. (Steven H. Collins, 2010).

El Energy Recycling proporciona un empuje de tobillo de trabajo en más de dos veces la tasa del pie protésico convencional (A), la restauración de empuje en el tobillo en el caminar normal (línea discontinua). Los sujetos producen mayor trabajo total de empuje con toda la pierna y el dispositivo en el centro de la masa con el Energy Recycling, comparable a la Normal (B). El dispositivo también redujo la tasa neta de gasto de energía metabólica para caminar con un tobillo inmovilizado del 23% por encima de lo normal y el 14% (C).

Incluyendo el resto de la pierna, el trabajo de empuje hacia fuera era por lo tanto mayor con el pie de Energy Recycling que el de la prótesis convencional, a 20.2 ± 1.2 W contra 14.3 ± 2.0 W ($P = 3 \times 10^{-8}$) (Steven H. Collins, 2010).

Capítulo 2

Diseño Mecánico

Cada una de las articulaciones que participan en el movimiento de las piernas tienen sus propias características particulares como la potencia requerida para realizar sus movimientos y la cinemática que tienen cada una de ellas. Hablando particularmente del pie presenta 3 GDL en el tobillo y 1 GDL en los dedos.

Es aquí donde radica la importancia del diseño mecánico. La estructura de la órtesis a diseñar juega un papel muy importante, ya que aquí es donde se deben tener las consideraciones necesarias para un buen desempeño de la órtesis. Dado el carácter no invasivo de la misma, se tiene que procurar que los ejes de movimiento queden lo mejor alineados posibles a los verdaderos ejes de movimiento del pie del usuario.

También se tienen que considerar los métodos de sujeción al cuerpo del usuario, es decir cómo se va a sujetar al usuario a la órtesis, los puntos de contacto entre el material del exoesqueleto y la piel humana pensando en confort y ergonomía.

Requerimientos

El planteamiento del problema es diseñar una órtesis activa de miembro inferior que le permita caminar a pacientes con problemas motrices con la mayor naturalidad posible. Para la parte del proyecto correspondiente al presente documento es diseñar el mecanismo que emule los movimientos del tobillo y dedos del pie con las características señaladas y utilice la energía que normalmente se disipa para auxiliar en movimiento del mismo.

Según los planteamientos hechos por el grupo de trabajo del proyecto PAPIIT IT102014 el mecanismo debe ser capaz de simular únicamente los movimientos de dorsiflexión y plantiflexión, y amortiguar la eversión e inversión del tobillo así como la flexión y extensión de los dedos del pie.

De manera que los requerimientos se limitan a lo siguiente:

TABLA 2. 1 REQUERIMIENTOS

Requerimiento	Ponderación	Requerimiento	Ponderación
Adaptable al exoesqueleto	6	Debe ser robusto	7
Soportar el peso de una persona	9	Debe ser confiable	8
Dar soporte al tobillo	9	Brinda estabilidad al usuario al caminar	8
Limita movimiento de eversión-inversión	5	Brinda estabilidad al usuario al permanecer estático	8
Limita movimiento de aducción-abducción	5	Debe ser ligero	8
Limita movimiento de plantiflexión-dorsiflexión	8	Fácil de manufacturar	8
Limita movimientos de plantiflexión-dorsiflexión	7	De bajo costo de producción	7
Debe ser de alta duración	7		

Funciones

Para poder cumplir con los objetivos y requerimientos mencionados anteriormente, la órtesis debe realizar ciertas funciones en específico y relacionar estas funciones entre sí. Es imposible que pueda satisfacer las necesidades planteadas con solo unas cuantas funciones independientes ya que la complejidad de lo requerido es muy alta; por eso para la etapa de diseño se generó un cuadro de funciones del sistema en general, mostrado en la figura 2.1 y posteriormente se detallaron las funciones de cada subsistema.



FIGURA 2. 1 SISTEMA GENERAL DE DISEÑO

El sistema generalizado contempla cuatro funciones importantes:

- Soporte: tanto de la estructura como de las cargas que se generan por el peso del paciente e inercia.
- Control: de los movimientos de flexión y extensión, así como de los tiempos entre cada paso.
- Limitar los movimientos: sensado y limitación de movimientos por medio de acciones correctivas y restricciones mecánicas.
- Dar movimiento: accionar los movimientos de flexión y extensión del tobillo.
- Acumular-Libera energía: el sistema deberá almacenar la energía y liberarla en el momento adecuado.

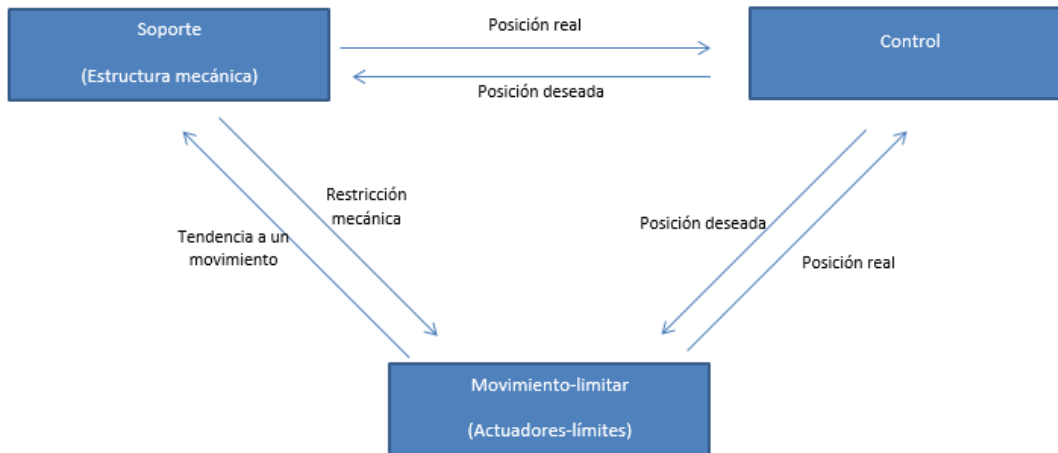


FIGURA 2. 2 FUNCIONES DEL SISTEMA

La interacción de las funciones generales de la órtesis se da de una manera simple. Con el movimiento de los elementos del soporte se sensa la posición actual del sistema, el control genera el movimiento adecuado que debe dar el actuador y la función para limitar movimientos se encarga de transmitirlos o impedirlos por medio de restricciones mecánicas.

Funciones de la estructura mecánica

Tal como se muestra en la figura 2.3, la función de soporte, considera tres entradas al sistema para así poder determinar las funciones específicas de la estructura mecánica. Las entradas son el peso mismo de la estructura, el peso del paciente, la inercia generada por el movimiento y las uniones con el sistema rodilla- cadera. Las salidas del sistema de soporte es el movimiento del actuador, juntas mecánicas, sus diferentes eslabones, restricciones mecánicas así como la transmisión de energía.

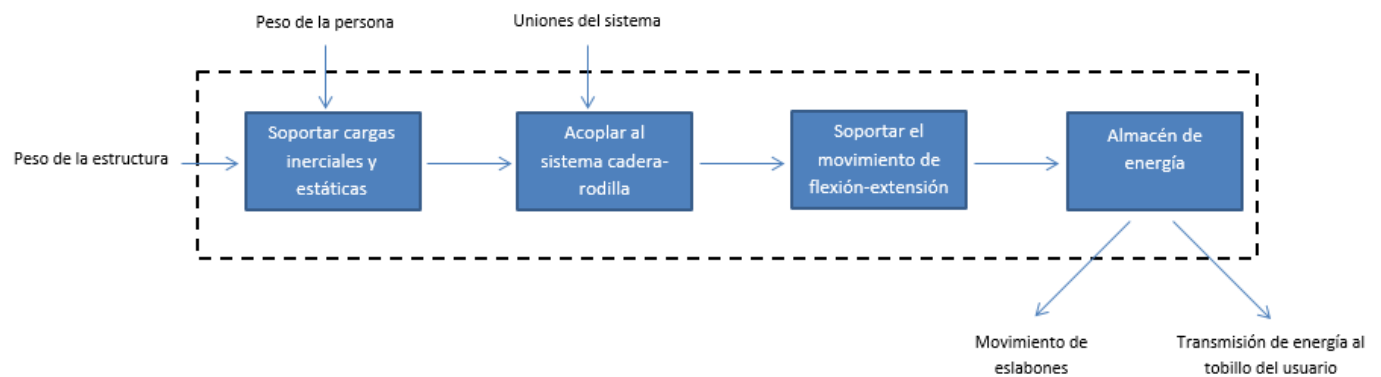


FIGURA 2. 3 FUNCIONES DE LA ESTRUCTURA MECÁNICA

Función de limitación de movimientos

El subsistema que limita los movimientos de las articulaciones de la órtesis está estrechamente ligado a la estructura mecánica de la misma, las limitaciones de movimiento se presentan en la estructura motriz de la órtesis independientemente de la naturaleza que genera la limitante (restricción de movimiento o de los actuadores de la órtesis) los efectos son visibles para esta parte.

Como se muestra en la figura, la entrada a este subsistema es la tendencia al movimiento, ya sea provocada por un actuador, por los resortes o por la inercia de la órtesis. El subsistema debe determinar si el movimiento se permite o no, entregando como salida la posición de los eslabones y las juntas del sistema estructural.

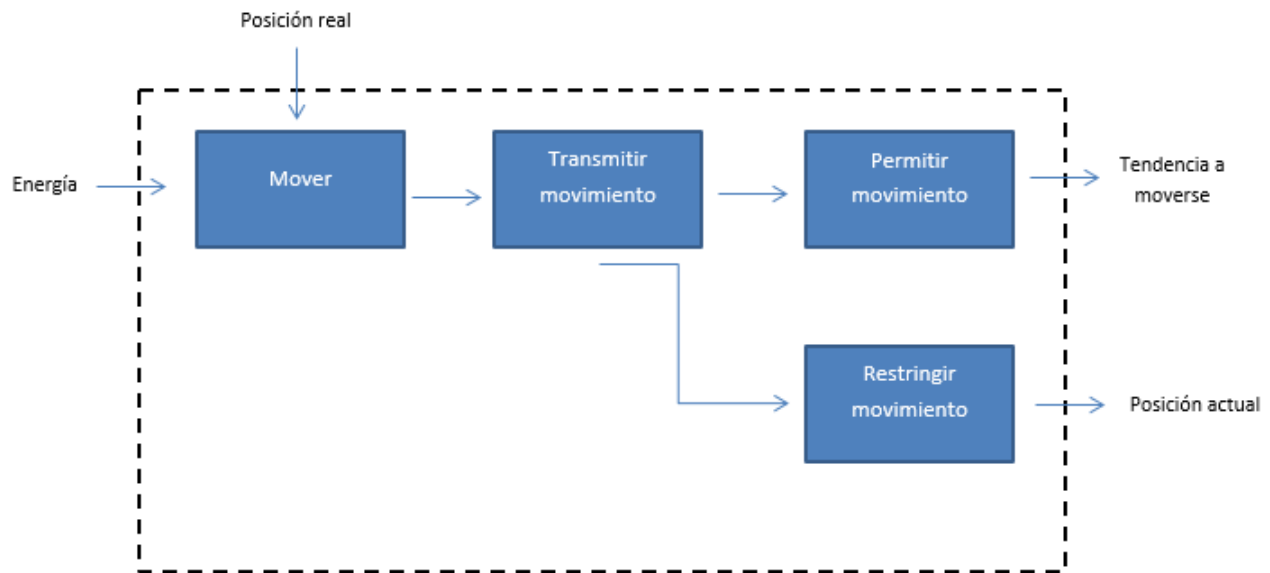


FIGURA 2. 4 FUNCIONES DEL SUBSISTEMA QUE LIMITA LOS MOVIMIENTOS

Cuadro de funciones de control

Para el subsistema de control se propone como trabajo a futuro que el control deberá contar con dos entradas principales, la posición de los eslabones y juntas, la energía para lógica de subsistemas y para alimentación de los actuadores. La salida del subsistema que es la posición corregida que debería tener los eslabones en ese momento como se observa en la figura 2.5.

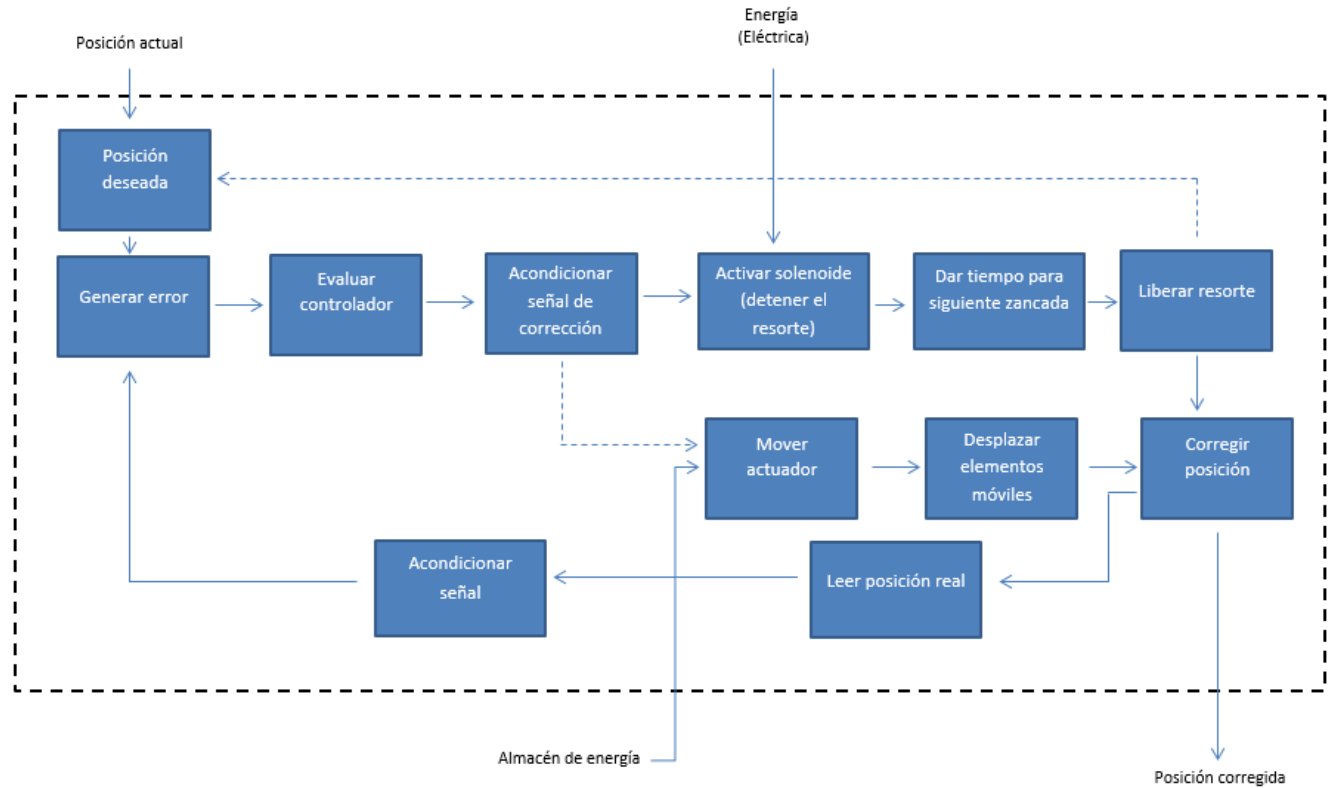


FIGURA 2. 5 FUNCIONES DE CONTROL

Especificaciones

Una vez identificados los requerimientos se generó la tabla 2.2 logrando obtener un grupo de especificaciones, basándose únicamente en aquellos que se consideraron como primordiales, enfocándose en el diseño mecánico.

TABLA 2. 2 ESPECIFICACIONES

Requerimiento	Especificación		
	Descripción	Unidad	Valor
Ligero	Masa	Kg	< 9.7
El material debe soportar el peso de una persona más el peso del exoesqueleto en movimiento	Resistencia a fuerzas inerciales	N	>3700
Tamaño adecuado para mexicanos de 19 años en adelante	Tallas del pie mexicano (Consulta Mitofsky, 2010)	cm	23-27
Estable	Amortiguamiento en eversión- inversión (Adam B. Zoss, 2006)	Grados	25-05
Confortable	La superficie de contacto con el usuario deberá estar recubierta de un material altamente deformable que amortigüe el movimiento durante la marcha	%	>75
Resistente a la corrosión/oxidación	Años de protección por recubrimiento epóxico anticorrosivo que garantice una protección	años	>1

Capaz de simular los movimientos de un tobillo sano durante la marcha	El mecanismo debe ser capaz de imitar la dorsiflexión y plantiflexión	grados	14-21
Adaptable al exoesqueleto que se está desarrollando	Sistema integrable al exoesqueleto del proyecto PAPIIT IT102014		
	El mecanismo será usado con el calzado ordinario del usuario		
Bajo costo	Precio inferior a productos ya existentes a la venta (eLegs)	Dólar	<200,000
Limitación de movimientos	Integración de componentes mecánicos que limiten los movimientos de plantiflexión-dorsiflexión		

Diseño de configuración

Para iniciar con el diseño a detalle de los elementos que conforman el mecanismo se dibujaron y analizaron diferentes configuraciones posibles con la finalidad de seleccionar el esquema que mejor cumpliera con los objetivos planteados, detallando cada una de ellas como se muestra posteriormente, siempre teniendo en cuenta la composición propuesta a continuación.

Composición

La composición final del mecanismo que se muestra en la figura 2.6 cumple con las funciones de soportar el peso del usuario en estado estático y dinámico, transmitir las cargas producidas por el sistema en sí y por las que son producto del peso el usuario, almacenamiento de energía mecánica y acoplamiento con el sistema rodilla-cadera. De esta forma se desarrollaron diversas configuraciones que se van detallando tomando aquellos elementos que mejor cumplieran las especificaciones planteadas.

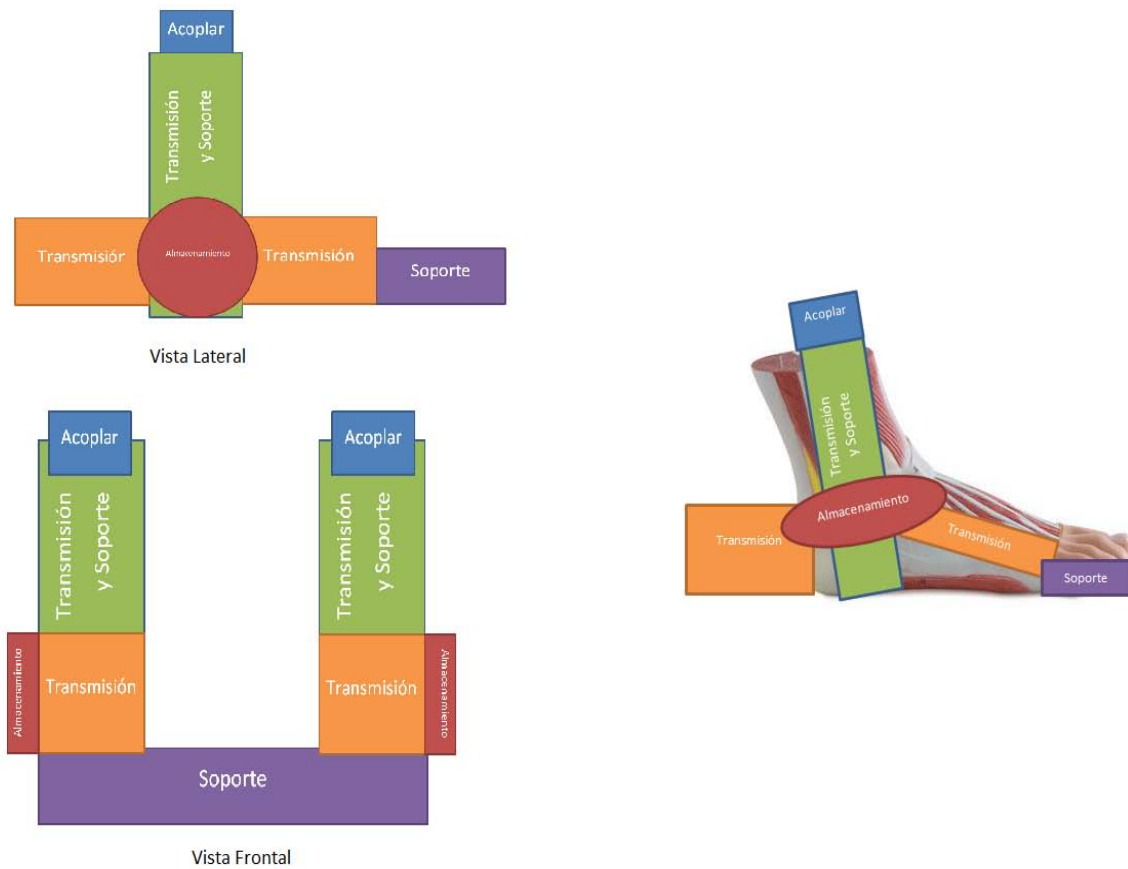


FIGURA 2. 6 COMPOSICIÓN

Concepto 1

Este modelo buscaba simular los 3 grados de libertad en los cuales la plantiflexión y dorsiflexión serían preimpulsados por un resorte precargado a torsión ubicado fuera del eje del tobillo. Los movimientos de eversión e inversión simplemente serían amortiguados; la flexión en los dedos al igual que los movimientos anteriormente mencionados era amortiguada y permitida por un material flexible.

Se encontró que al no estar ubicado el centro del eje de rotación con el eje central del tobillo el movimiento no se llevaría a cabo como debiera por lo que no funcionaría dicho movimiento.

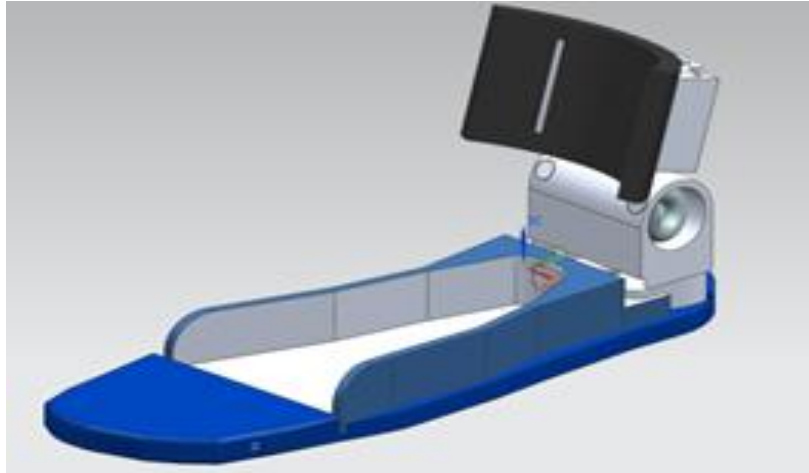


FIGURA 2. 7 CONCEPTO 1

El concepto mostrado tuvo diferentes ventajas y desventajas las cuales se detallan a continuación, mencionando los elementos principales así como su descripción.

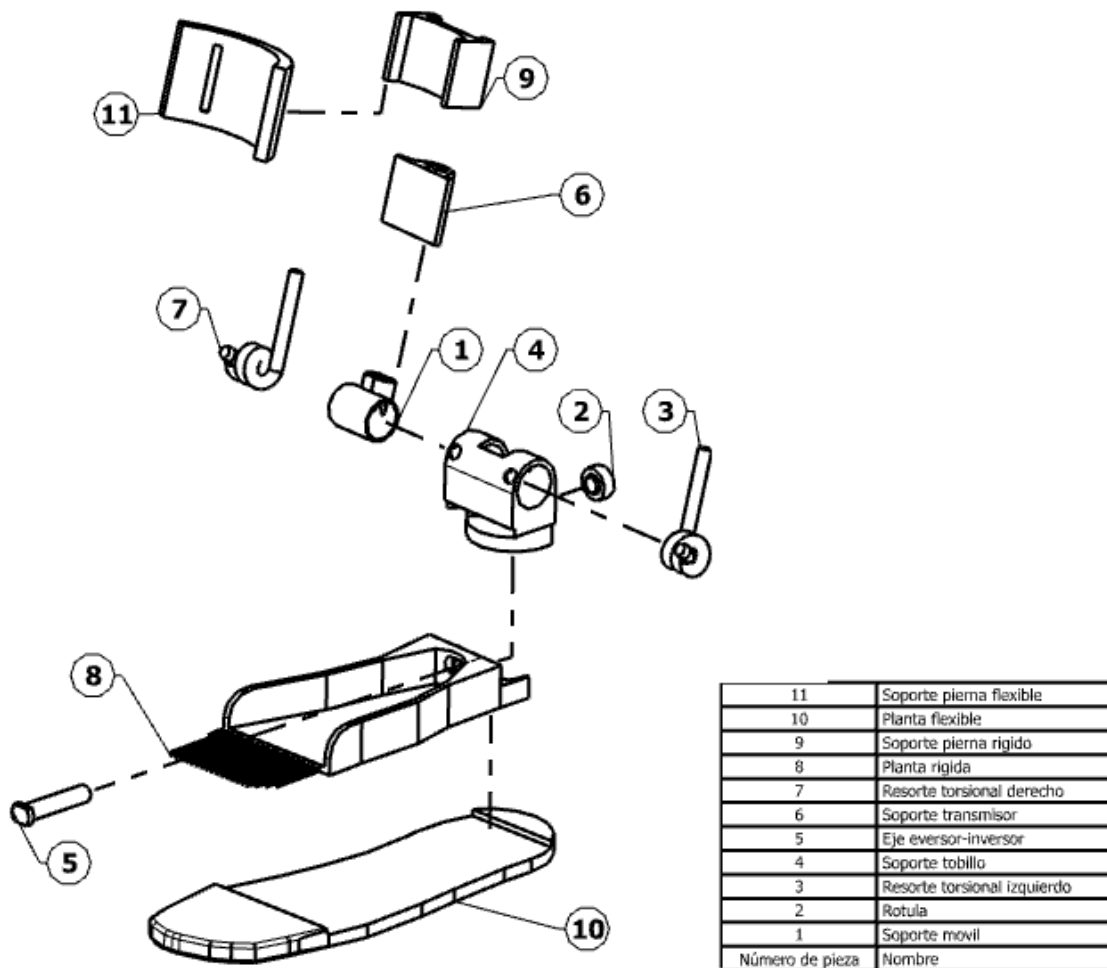


FIGURA 2. 8 PIEZAS CONCEPTO 1

Soporte móvil

El soporte móvil es una pieza la cual transmite la carga a los resortes y al mismo tiempo permite el giro del tobillo sin que los resortes se muevan de su eje principal.

El elemento debería lubricarse perfectamente para evitar que se atasque lo cual implica un mantenimiento muy recurrente, además de que dicho giro del tobillo no podría llevarse en el eje para el cual se diseñó, pues el tobillo no gira respecto a ese eje.

Soporte tobillo

El soporte tobillo, sería el encargado de facilitar los movimientos de aducción - abducción además de dar el soporte para implementar los movimientos de eversión e inversión.

El elemento presentaría un proceso de manufactura muy costoso, pues debería fabricarse usando diversos métodos de manufactura o fundición, tomando en cuenta que el material con el que se haría debería de ser muy resistente, implicando herramientas más costosas u puntos de fusión elevados.

Eje eversor – inversor

El eje, con su rodamiento tipo rotula permitirían los movimientos de eversión e inversión y aducción - abducción.

Soporte transmisor

El soporte transmisor se encargada de la transmisión de la carga hacia los resortes torsionantes.

Resortes torsionales

Los resortes torsionales se cargan en el momento en el que el usuario está a punto de dar el despegue de la planta del pie, lo cual se libera y da impulso al momento del despegue.

Los resortes torsionales son ideales como elemento de precarga y no parecen presentar ningún inconveniente para el concepto.

Planta rígida

Este componente era el encargado de soportar todo el sistema y el pie del usuario, se pensó fabricarlo en aluminio 6061 para que soportara todas estas cargas generadas durante su uso.

Soporte pierna rígido

El soporte rígido a la pierna como se muestra en la imagen era un elemento que llevaba la función de transmitir el movimiento de la pierna al tobillo y así pre impulsar el pie para el despegue. Se acoplaba sobre la chumacera.

Al parecer este implemento no presentaba ningún inconveniente salvo de manufactura pues la forma que se presenta requeriría de más de un proceso de fabricación.

Planta flexible

La planta flexible como se muestra era la encargada de permitir la flexión de los dedos además de amortiguar el peso total del cuerpo contra el piso, al interior del mismo se tenía un alma de alambre que le daba mejor soporte y agarre con el material que conformaba los demás movimientos

Soporte pierna flexible

El soporte flexible como se muestra en la figura sería el encargado de la sujeción con la pierna en la parte superior del tobillo.

Al ubicarse fuera del tobillo la sujeción en esa parte podría provocar "muerte por arnés" ya que el usuario estaría "volando" y no soportado por sus piernas.

Concepto 2

Observando un mecanismo de cambio de velocidades para una bicicleta se generó la segunda idea la cual se muestra en la figura 2.9.

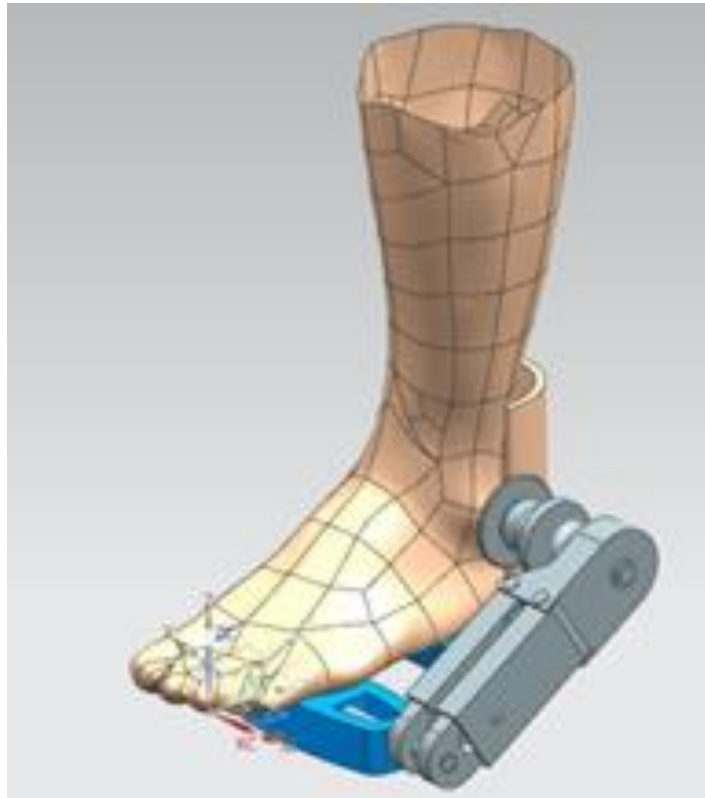


FIGURA 2. 9 CONCEPTO 2

En este modelo se busca imitar los 3 grados de libertad del tobillo centrándose principalmente en la plantiflexión-dorsiflexión, ubicando el eje principal del tobillo. Se implementa un mecanismo que permite centrar el eje del mecanismo con el eje del tobillo. Sin embargo en este modelo se observó que el mecanismo es muy grande por lo que dificultaría el paso del usuario por lugares estrechos debido a que sobrepasa el tamaño adecuado según el criterio del diseñador y asesores.

El concepto mostrado tuvo diferentes ventajas y desventajas las cuales se detallan a continuación mencionando los elementos principales así como su descripción.

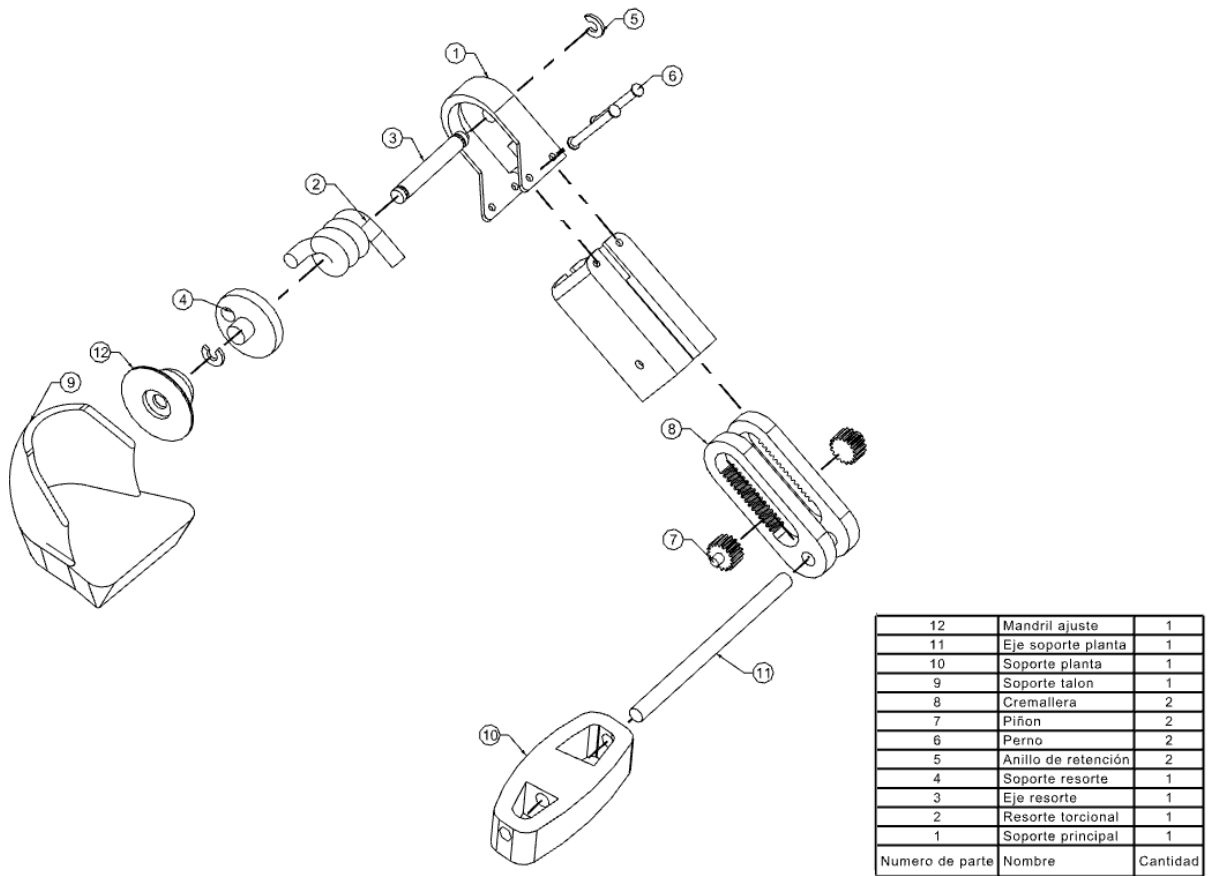


FIGURA 2. 10 PIEZAS CONCEPTO 2

Soporte principal

El elemento mostrado es el responsable de la transmisión de carga del tobillo al resorte este elemento se encuentra montado en el eje principal del mecanismo, este elemento es móvil, es decir, tiene la facilidad de rotar sobre el “eje resorte”.

Resorte torsional

El resorte torsional es el elemento más importante en este mecanismo ya que será el que le dé la precarga para el despegue del pie en el momento de la marcha, facilitando así el movimiento.

El único inconveniente es que este tipo de resorte ocupa un espacio relativamente grande lo cual aumenta el tamaño total del mecanismo.

Eje resorte

El eje principal es en donde se monta el resorte torsional, como se ve en la figura 2.10 consta de dos diferentes partes en una es un eje que se ensambla con el mandril, mientras del otro lado es el eje en donde entra el resorte (soporte resorte) además de un agujero que es en el cual el resorte tiene el apoyo para realizar la torsión.

Este eje o soporte lleva toda la carga de movimiento por lo que debe ser manufacturado con acero que podría dificultar su manufactura elevando el costo del producto debido a que se requiere herramienta especializada.

Soportes para planta y talón del pie

El soporte de la planta del pie es el encargado de transmitir la carga del resorte al pie de manera que este se mueva. Este elemento está pensado para que sea conformado por dos piezas que son el eje de transmisión hecho de acero y la pieza que está en contacto con el paciente hecho de plástico y recubierto con un material suave para el confort del paciente.

Mientras que en el soporte para el talón es el elemento que estará sujeto con el mecanismo (mandril) por un componente de sujeción que no se implementó. Este elemento al igual se preveía que sería manufacturado con una alma metálica de acero o aluminio y recubierto por un material suave de algún polímero.

Mandril de ajuste

Este elemento se diseñó como el mandril de un taladro común de manera que se ajustara a la medida del usuario, sin embargo se observó que este elemento ocupa un espacio muy grande de manera que aumenta el tamaño del mecanismo.

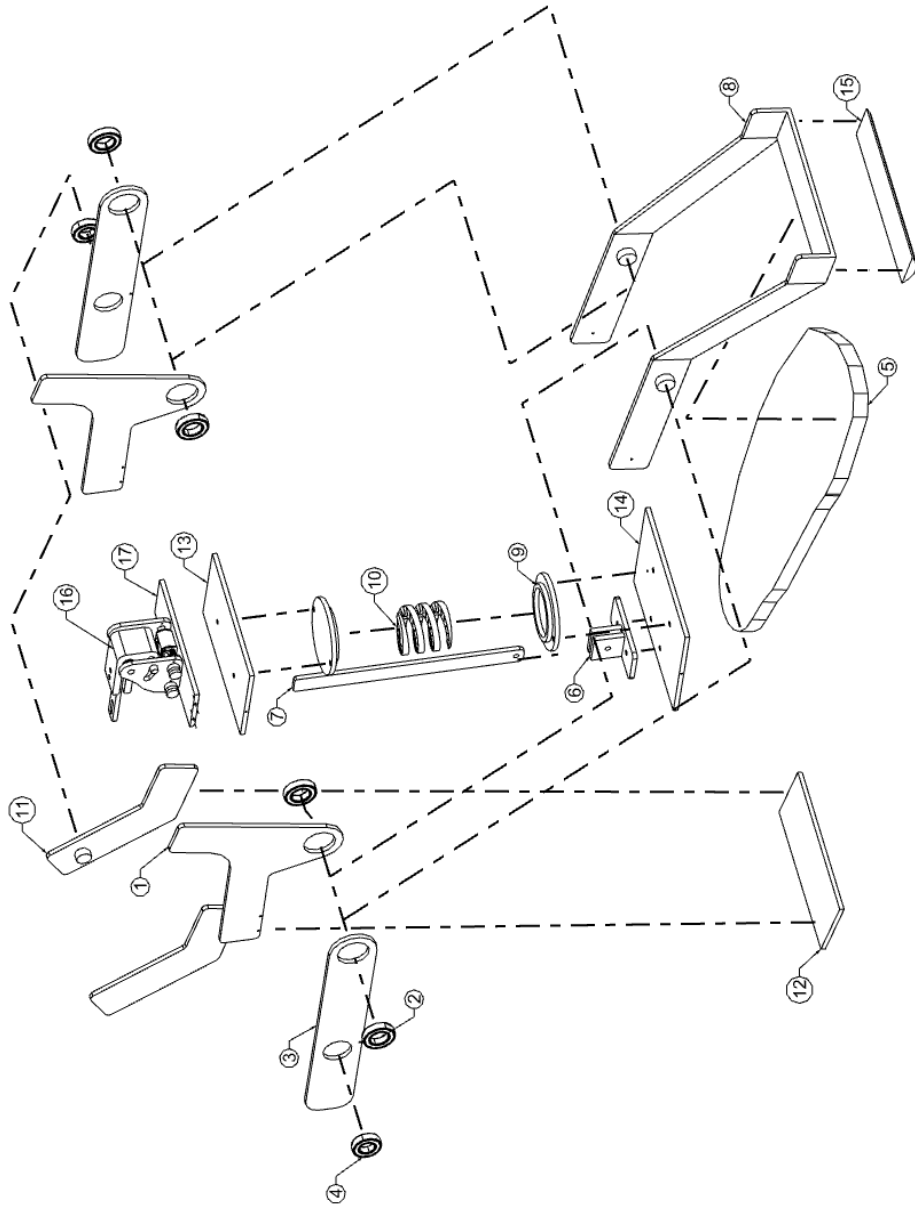
Concepto 3

El concepto desarrollado en este caso se basó en la prótesis “Energy Recycling” antes descrita desarrollada en la Universidad de Michigan, buscando imitar los 3 grados de libertad del tobillo centrándose principalmente en la dorsiflexión y plantiflexión, ubicando el eje principal del tobillo en el modelo de usuario. El diseño del mecanismo presentó como problema principal el tamaño exagerado de la parte trasera, por lo que dificultaría el paso del paciente por lugares estrechos pues sobrepasa el tamaño adecuado según el criterio del diseñador y opinión de asesores, al percatarse de esto se ve interrumpido el diseño por lo que este concepto se encuentra inconcluso, además de que no se implementa el movimiento de eversión e inversión ni aducción y abducción.



FIGURA 2. 11 CONCEPTO 3

El concepto mostrado tuvo diferentes ventajas y desventajas las cuales se detallan a continuación mencionando los elementos principales así como su descripción.



17	Soporte mecanismo clutch	1
16	Mecanismo control clutch	2
15	Soporte redondeado	1
14	Union a resorte inferior	1
13	Union a resorte superior	1
12	Soporte talón	1
11	Barra compresora	1
10	Resorte compresión	1
9	Resorte resorte	2
8	Soporte zancada	1
7	Barra clutch	1
6	Soporte barra clutch	1
5	Planta	1
4	Rodamiento 2	2
3	Barra principal	2
2	Rodamiento 1	4
1	Soporte central	2
Número de pieza	Nombre	Cantidad

FIGURA 2. 12 PIEZAS CONCEPTO 3

Soporte central

Es el elemento que sirve como eje principal del tobillo, en torno a él se mueve todo el sistema además de que es el encargado de transmitir la energía que se almacena en el resorte hacia la pierna.

Mecanismo tipo tijera

Se implementó un mecanismo tipo tijera compuesto de la barra principal y la barra compresora para comprimir el resorte, el cual hacia la palanca de compresión para el resorte de compresión.

Este sistema excedía la dimensión que según el criterio del diseñador podría provocar inconvenientes al momento de caminar en terreno complicado.

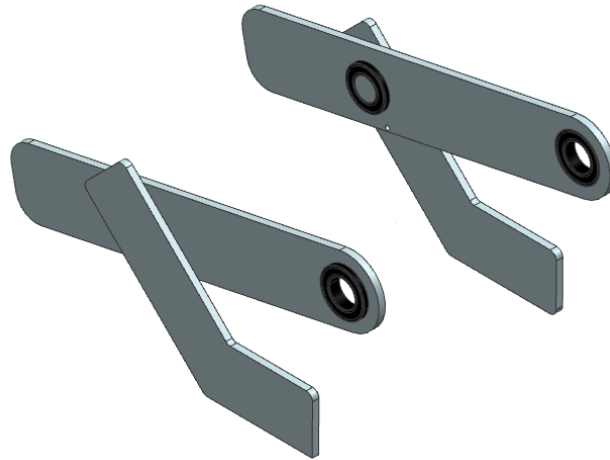


FIGURA 2. 13 MECANISMO TIPO TIJERA

Planta

La planta es un elemento implementado como unión y soporte entre el usuario y la órtesis, siendo de esta manera confortable y rígida al mismo tiempo, este elemento no se fue detallado simplemente se indicó como un componente necesario.

Clutch

El clutch es el mecanismo encargado de detener el mecanismo mientras se almacena la energía generada al contacto con el talón y liberarla en el momento más adecuado para dar la zancada. En este mecanismo se quiso implementar el mismo diseño que el empleado por el Energy Recycling recurriendo a componentes lo más parecidos al diseño de la universidad de Michigan.

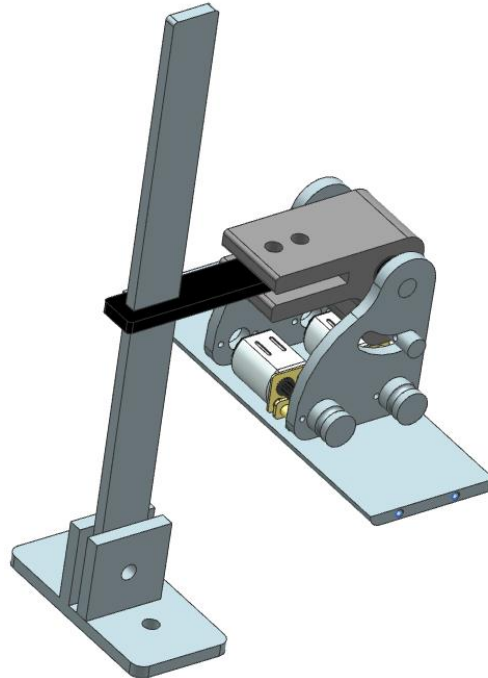


FIGURA 2. 14 CLUTCH VISTA GENERAL

Este mecanismo consta de dos minimotoreductores encargados de detener la barra clutch y de liberar la energía para transmitirla al soporte zancada además de otros elementos que ayudan a dicho fin. Este mecanismo no fue implementado ni terminado, pues se observó que sería un mecanismo bastante complejo para la función que se llevaría a cabo.

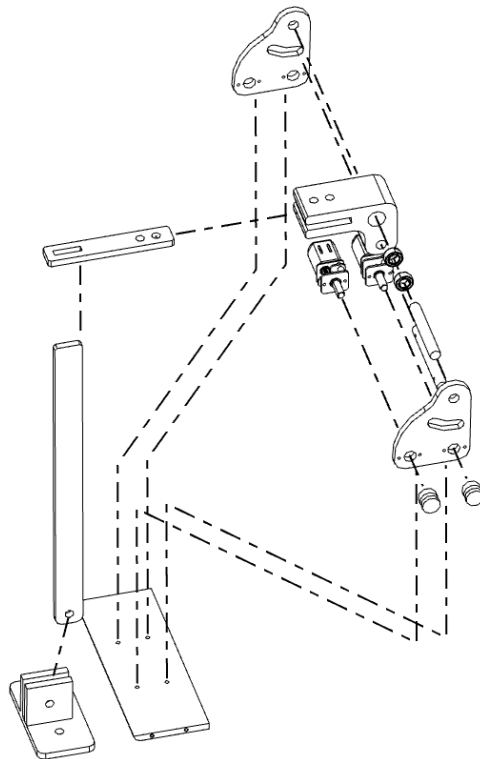


FIGURA 2. 15 PIEZAS CLUTCH

Resorte compresión

Se implementó un resorte en la parte inferior soportado con dos bases circulares los cuales soportaban el resorte y transmitían el movimiento al sistema de despegue. Siendo este un resorte comercial.

Concepto 4

Para el presente concepto se tomaron las ventajas del concepto 3 y se tomaron aquellos elementos de conceptos anteriores para mejorar aquellas características que lo hacían no apto, de manera que el resorte que se encontraba en la parte trasera del pie en el concepto 3 fue cambiado por 2 resortes torsionales como se hacía uso de ellos en conceptos anteriores y se acoplaron en el eje principal del tobillo de un usuario modelo. El diseño de los eslabones se desarrolló para que la manufactura fuera más sencilla, además de la implementación de otros cambios que se detallan más adelante siendo este concepto el desarrollado en la presente tesis hasta diseño de detalle.

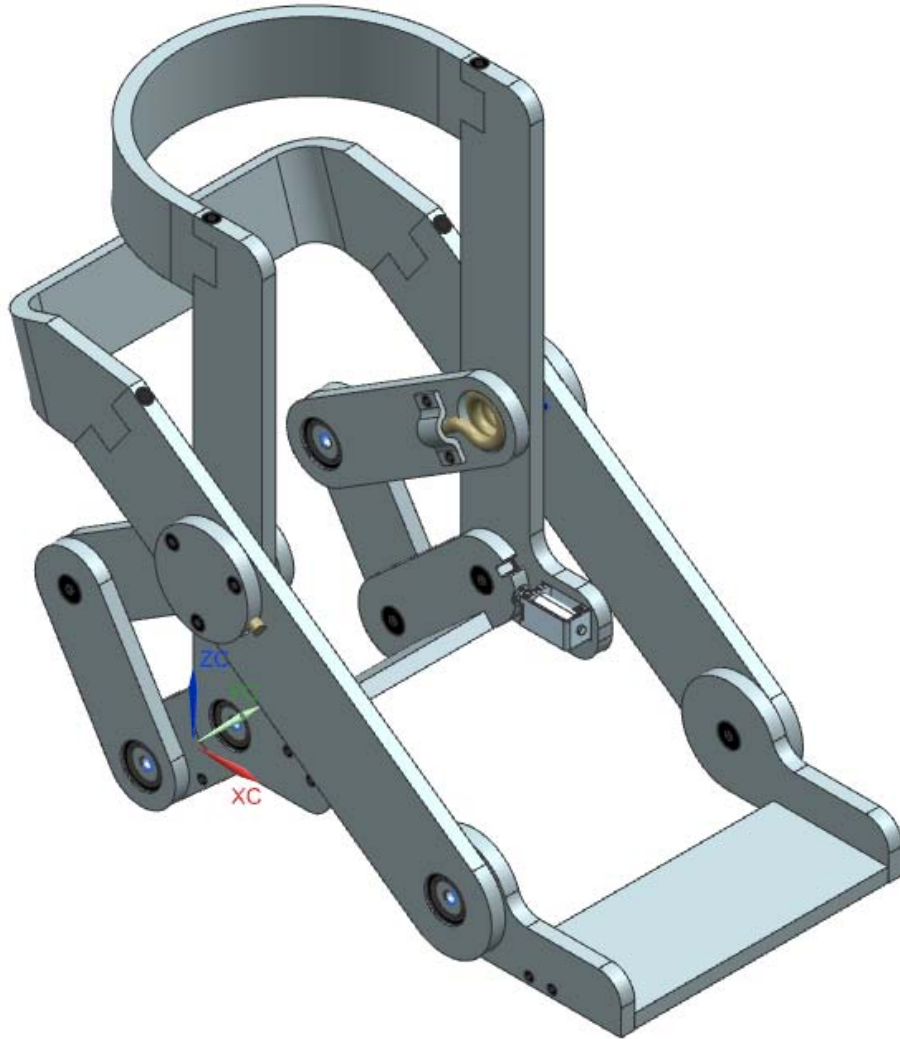


FIGURA 2. 16 ÓRTESIS PARA TOBILLO EN PROBLEMAS MOTRICES

Matriz comparativa de conceptos

Resumiendo cada uno de los conceptos desarrollados se evaluó contra los requerimientos, utilizando una matriz de decisión en la que se utilizó un criterio simple de comparación ✓ si cumple con el requerimiento o ✗ si no cumple así como la ponderación de cada uno de los mismos, de lo cual resumiendo la matriz QFD que se encuentra en los Anexos se obtiene la tabla 2.3.

TABLA 2. 3 MATRIZ COMPARATIVA DE CONCEPTOS

Ponderación	Requerimiento	Concepto 1	Concepto 2	Concepto 3	Concepto 4
6	Adaptable al sistema rodilla cadera	✗	✗	✓	✓
9	Debe soportar el peso de una persona	✓	✓	✓	✓
9	Dar soporte al tobillo	✗	✗	✓	✓
5	Limita movimiento de Supinación-Pronación	✓	✗	✗	✗
5	Limita movimiento de Aducción-Abducción	✓	✓	✗	✗
8	Limita movimiento de Flexión-Extensión	✓	✓	✓	✓
7	Limita movimientos de Flexión-Extensión	✓	✓	✓	✓
7	Debe ser robusto	✗	✓	✓	✓
8	Debe ser confiable	✗	✓	✓	✓
8	Brinda estabilidad al usuario al caminar	✗	✗	✓	✓
8	Brinda estabilidad al usuario al permanecer estático	✓	✓	✓	✓
8	Debe ser ligero	✓	✓	✗	✓
8	Fácil de manufacturar	✗	✗	✓	✓
7	De bajo costo de producción	✗	✗	✓	✓
7	Debe ser de alta duración	✗	✓	✓	✓
Cumple		7	9	12	13
No cumple		11	9	6	5
Puntuación según ponderación		-10	24	74	89

Tabla 2.3 Matriz de decisión

De la tabla 2.3 se observa que la configuración del concepto 4 es el más adecuado, pues cumple con la mayor cantidad de requerimientos además de que basado en su ponderación tiene la puntuación más alta, por lo que esta configuración es la que se desarrolla hasta diseño de detalle.

Capítulo 3

Diseño de Detalle

A partir del concepto seleccionado, se investigó sobre la fisiología de las articulaciones en el tobillo y dedos del pie, para proponer y analizar el modelo mecánico que realizará las funciones principales de dichas articulaciones.

De acuerdo con los objetivos de este proyecto, se tomó como punto de partida el diseño de prótesis de tobillo “Energy Recycling” (Steven H. Collins, 2010) para diseñar un sistema capaz de almacenar la energía que se disipa normalmente cuando el talón entra en contacto con el suelo y liberarla en el momento en que el tobillo impulsa el cuerpo hacia adelante (despegue del pie). Se tomó como medida modelo de usuario un modelo a computadora de un pie con talla 25 según la media del estándar del calzado mexicano (Consulta Mitofsky, 2010).

Funcionamiento

El mecanismo que se diseñó es accionado en diferentes etapas como se describe a continuación:

1. Al inicio el mecanismo se encuentra con el resorte torsional en reposo, de manera que el mecanismo de 4 barras se posiciona como se muestra en la figura:

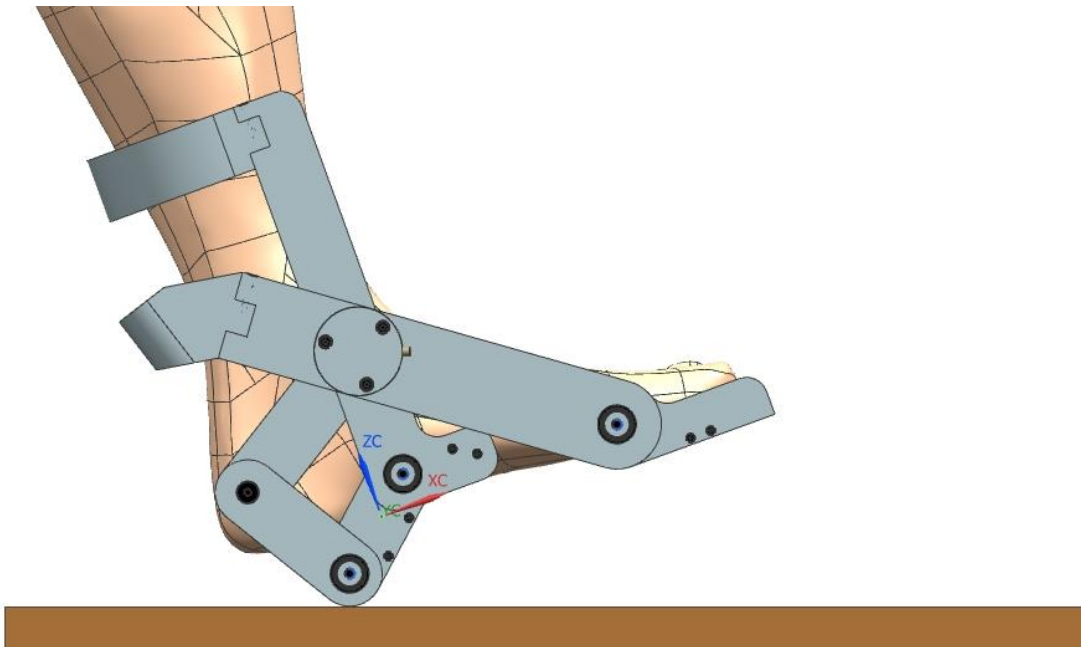


Figura 3. 1 Inicio compresión del resorte

2. El mecanismo de 4 barras se acciona de manera que los resortes torsionales comienzan a comprimirse conforme el peso del usuario se va dejando caer sobre el mecanismo. Cuando el sistema se encuentra en la posición indicada en la figura 3.2, se acciona el solenoide como freno, de manera que el mecanismo de 4 barras mantiene la posición indicada.

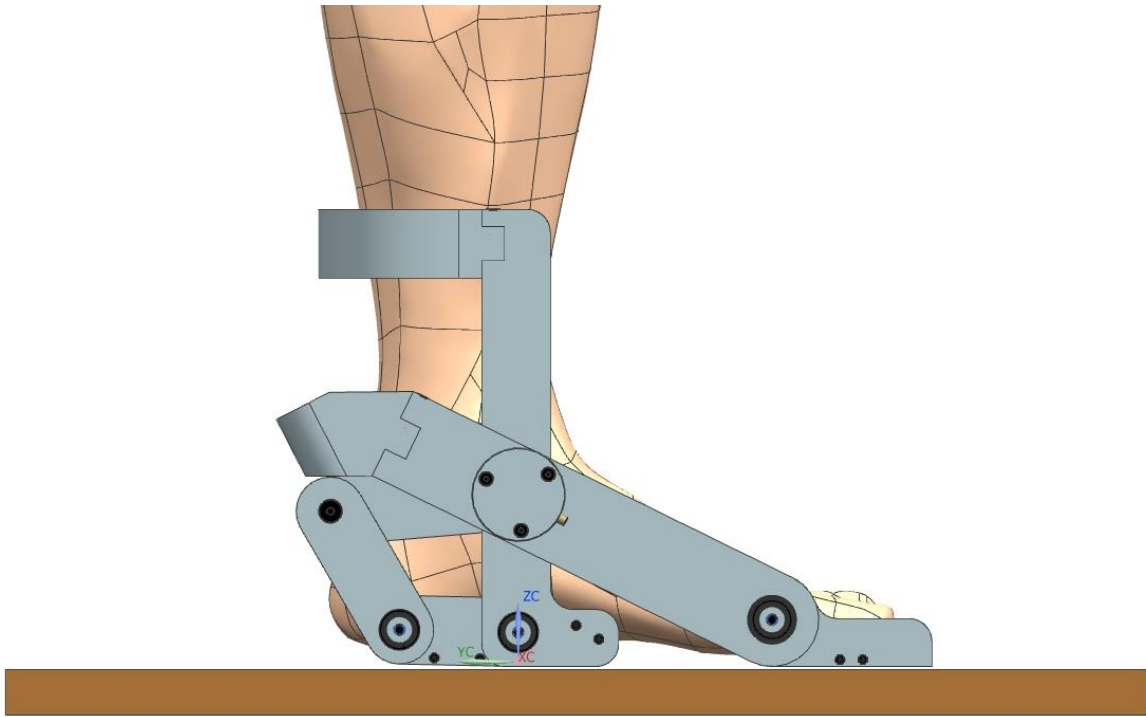


Figura 3. 2 Resorte comprimido

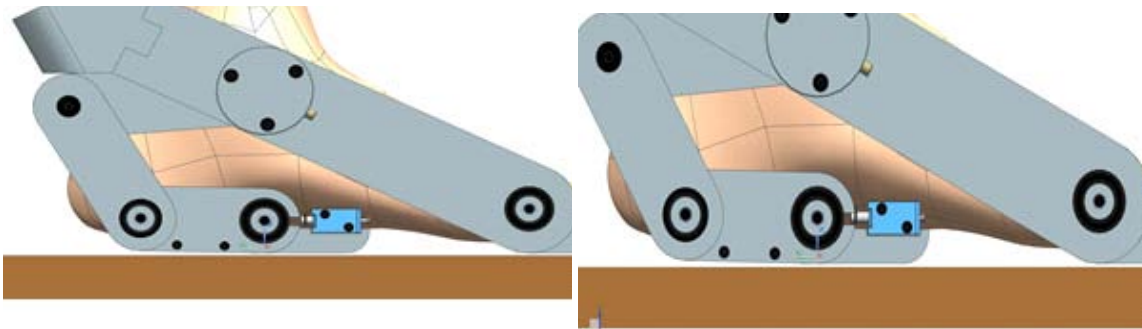


Figura 3. 3 Cierre del mecanismo de 4 barras

3. La pierna se balancea hacia adelante y el mecanismo que hace contacto con los dedos se posiciona como se muestra en la figura 3.4. El resorte se mantiene en su posición gracias al actuador y al solenoide que lo mantienen comprimido.

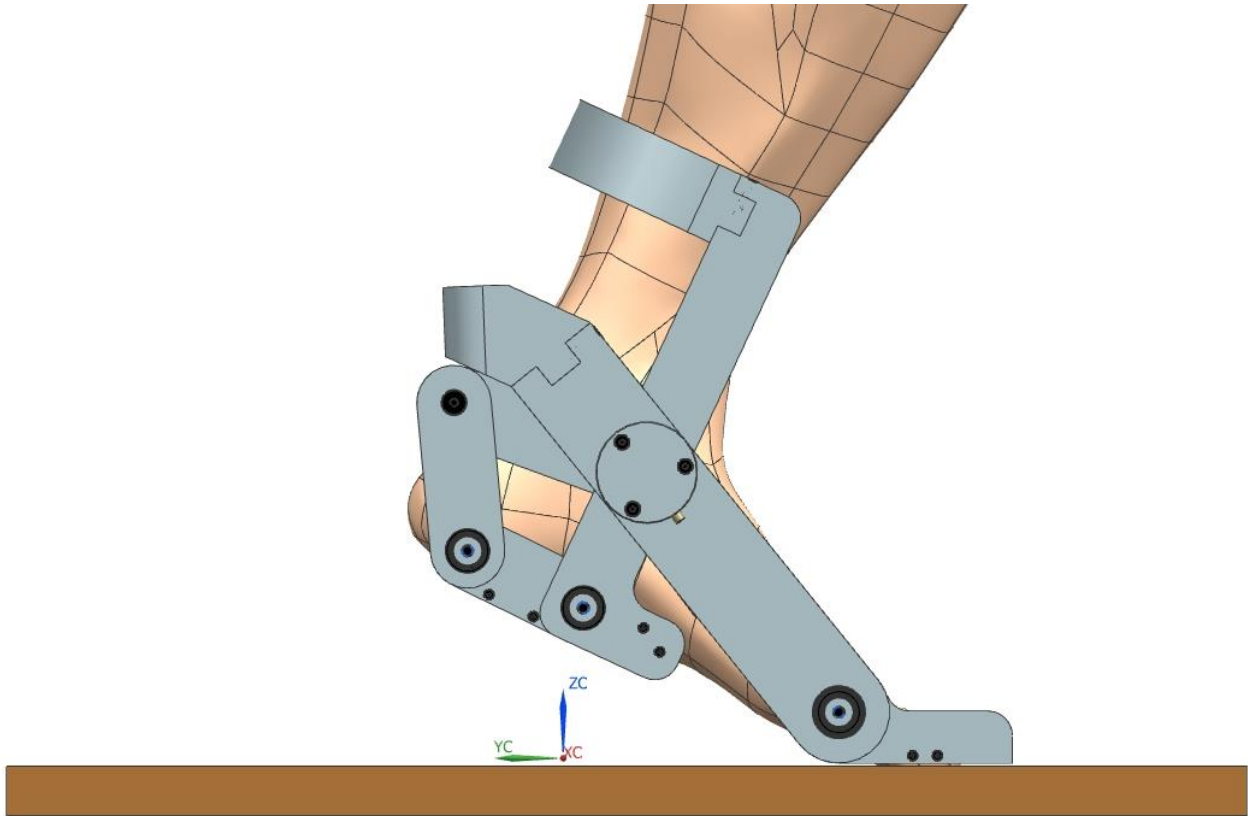


Figura 3. 4 Inicio de la liberación del resorte

4. Se libera el resorte torsional y se acciona el actuador, de manera que la energía almacenada ayuda al actuador a dar la zancada.

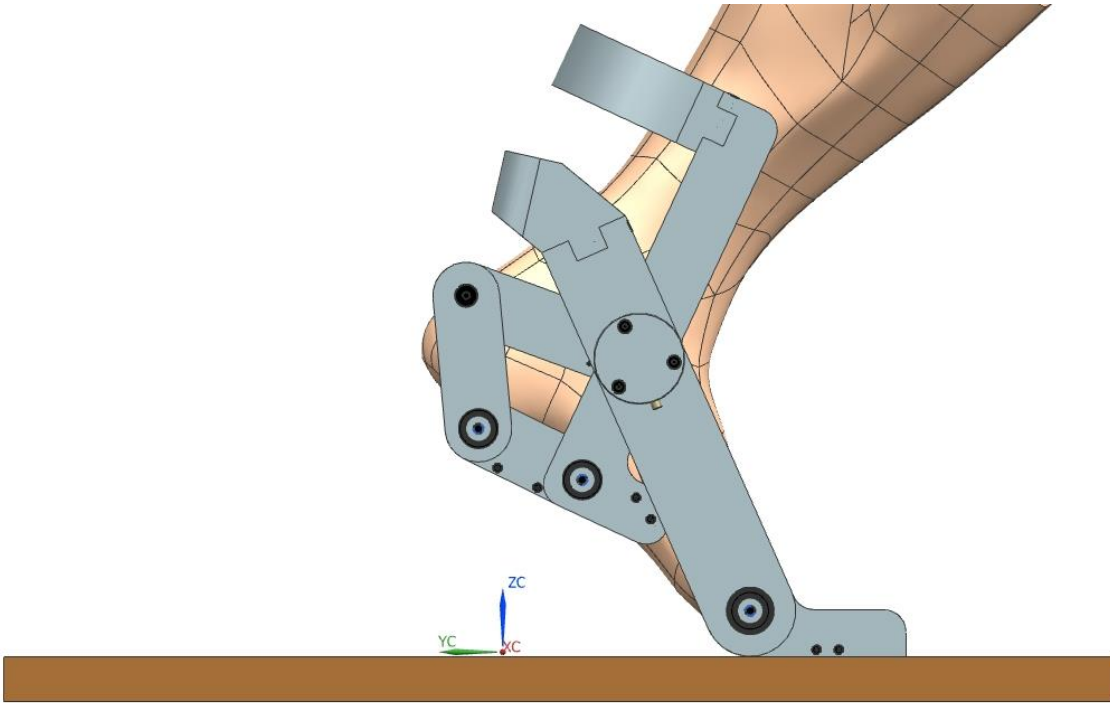


Figura 3. 5 Instante antes de la liberación del resorte

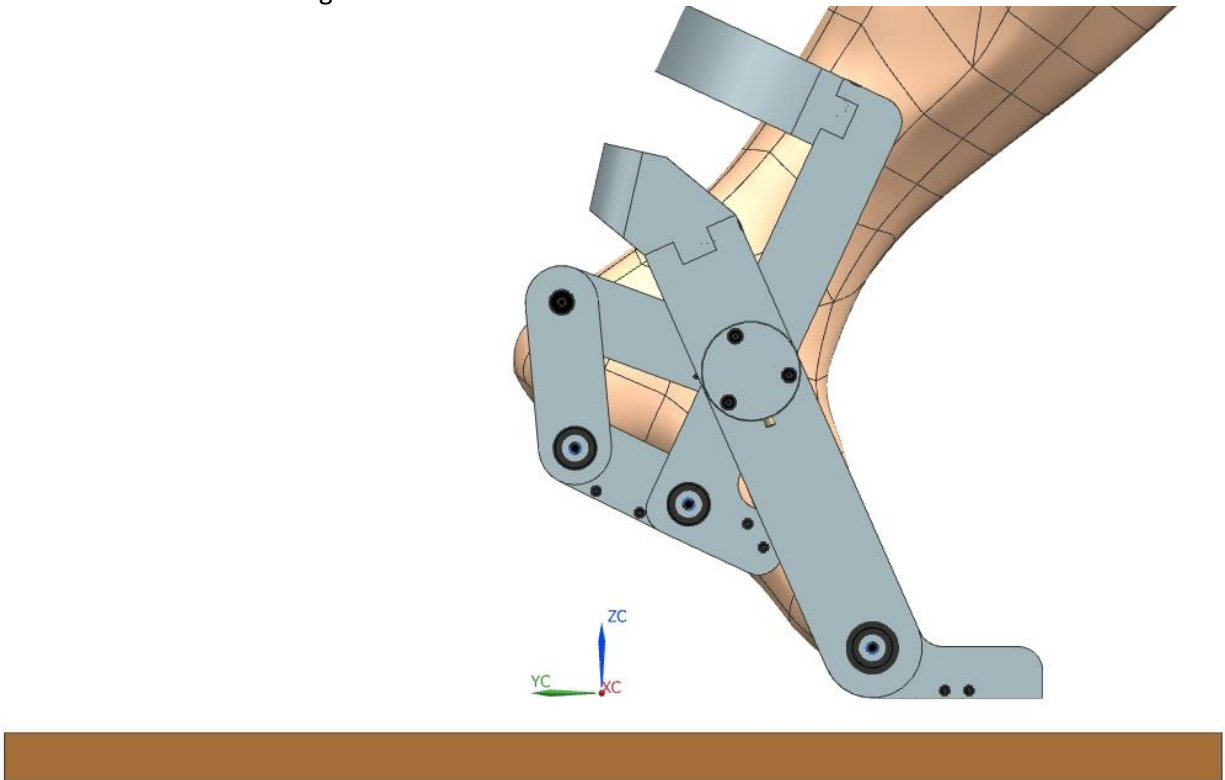


Figura 3. 6 Resorte liberado, el pie es impulsado

5. Se libera el mecanismo de 4 barras de manera que el sistema vuelve a su posición original listo para volver a realizar la misma operación.

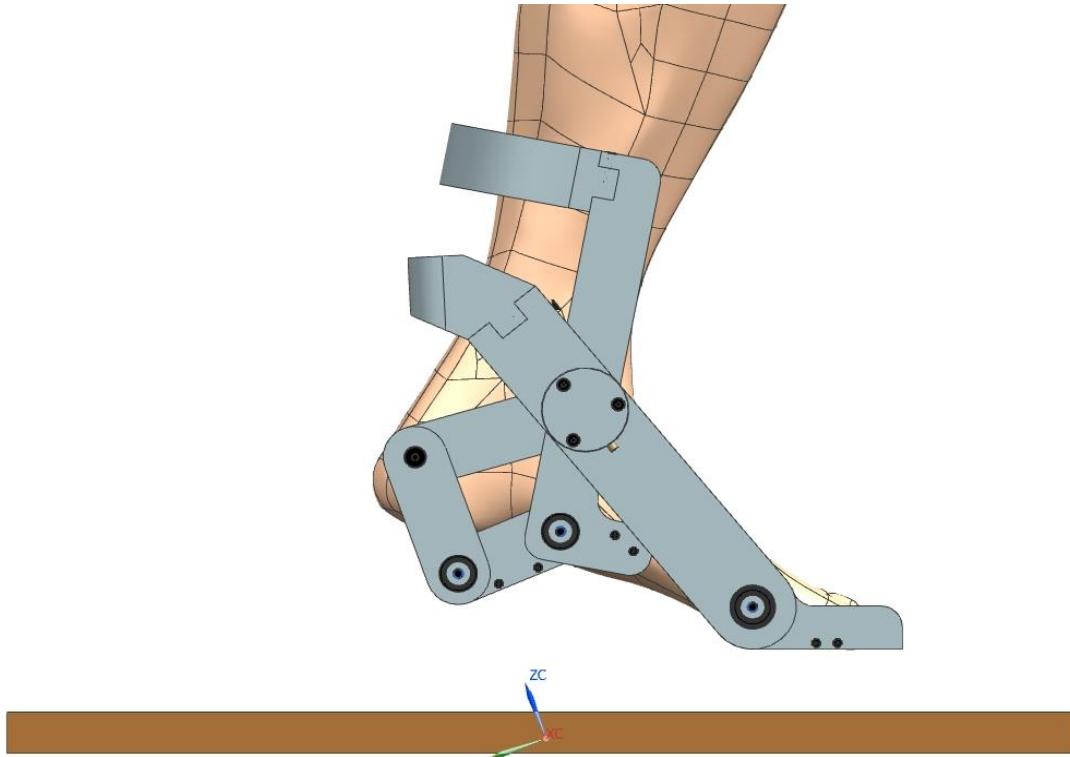


Figura 3. 7 Reinicio del sistema

Análisis de movimiento del mecanismo de 4 barras

La condición de Grashof es una relación muy simple que pronostica el comportamiento de las inversiones de un eslabonamiento de cuatro barras con base sólo en las longitudes de eslabón (Norton, 2011).

$$S + L \leq P + Q$$

Dónde:

S = Longitud del eslabón más corto

L = Longitud del eslabón más largo

P = Longitud del eslabón restante

Q = Longitud de otro eslabón restante

Si cumple la condición por lo menos un eslabón será capaz de realizar una revolución completa con respecto al plano de fijación, mientras que si no cumple (no-Grashof) ningún eslabón será capaz de realizar una revolución completa relativa respecto al plano de fijación.

De esta forma entonces, sabemos que nuestro mecanismo de cuatro barras no debe de girar en ninguno de sus eslabones, además de que debe de servir como limitador de movimiento, por tanto con base en

estas restricciones se propone el mecanismo de cuatro barras con las longitudes de eslabones siguientes:

S = 52 [mm]

L = 82.5 [mm]

P = 60 [mm]

Q = 60.3 [mm]

De manera que no se cumple la condición de Grashof por lo que se obtiene que todas las inversiones son dobles balancines y ningún eslabón gira completamente.

Con ayuda del software Geogebra se modelo el mecanismo de 4 barras para verificar el movimiento del sistema, como se muestra en las figuras 3.8 y 3.9, comprobando lo calculado anteriormente.

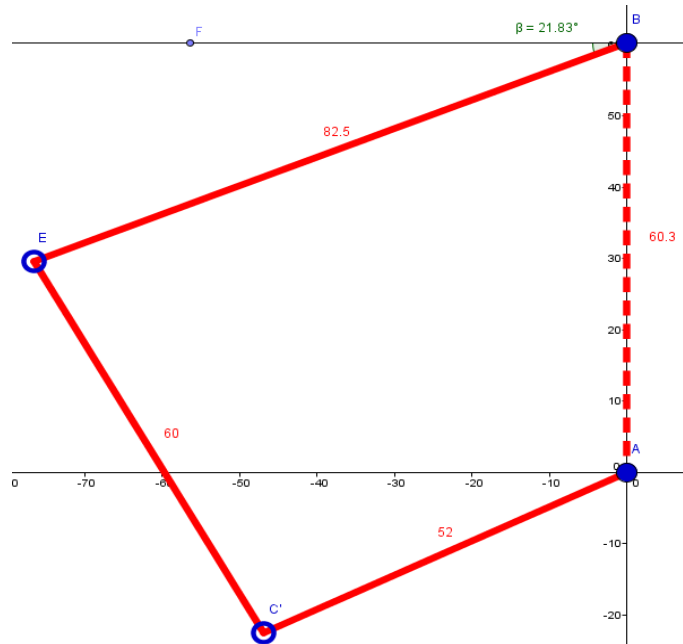


Figura 3. 8 Barras liberadas

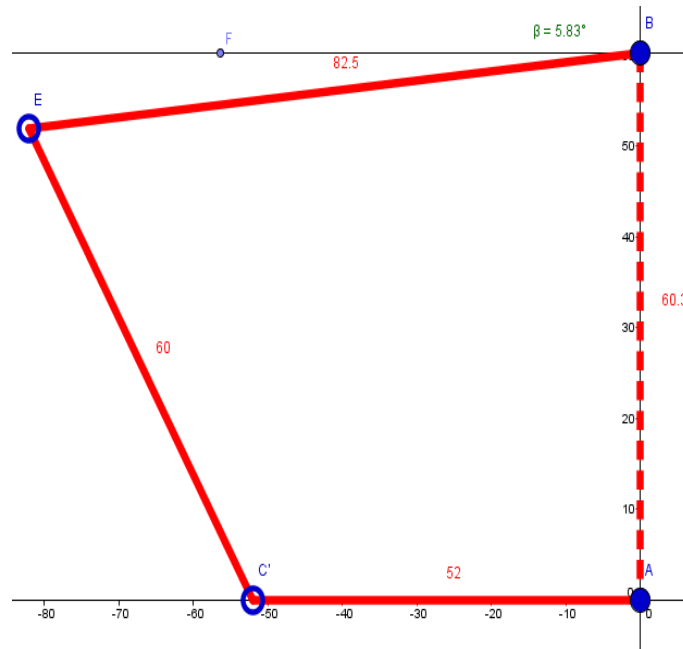


Figura 3. 9 Barras en contacto con el suelo

Al momento de mover el mecanismo se observó que se necesitaba mover muy poco la barra que haría contacto con el suelo, pues de lo contrario su comportamiento no sería el adecuado para el mecanismo, pues queremos que moviéndolo muy poco los eslabones siguientes giren lo suficiente para comprimir al resorte, así que se decidió que se moviera como se muestra en las figuras 3.8 y 3.9 dando una rotación de 16° en el eslabón que tendrá contacto con el resorte.

Diseño del resorte

Un resorte torsional está diseñado para la transmisión de momento torsionante, estos resortes son sometidos a la acción de un momento $M = Fr$, lo cual produce un esfuerzo normal en el alambre. Los esfuerzos residuales ocasionados durante el enrollado del alambre están en el mismo sentido que los esfuerzos de trabajo que se producen durante la operación. Estos esfuerzos remanentes se utilizan para hacer más fuerte el resorte por oposición al esfuerzo de trabajo, siempre que la carga se aplique en todos los casos haciendo que el resorte tienda a enrollarse más. Debido a que el esfuerzo residual se opone al de trabajo, los resortes de torsión pueden diseñarse para que funcionen a niveles de esfuerzo que sean iguales o excedan a la resistencia de fluencia del alambre. Si se debe evitar por completo la fricción entre espiras, el resorte se puede enrollar con un paso que apenas separe las espiras del cuerpo (Shigley, 2008).

Una vez diseñado el mecanismo de 4 barras se procedió a calcular las dimensiones del resorte torsional, de manera que con una flexión de 16° diera la fuerza necesaria para empujar el peso de la pierna y el peso parcial de una de las piernas del exoesqueleto, sin excederse ya que podría causar una alteración en el movimiento habitual de la marcha humana.

Como se observó anteriormente el par que debe aplicarse para mover el tobillo durante la marcha al momento de realizar la zancada es de $120 \text{ [N}\cdot\text{m]}$ según datos dados en el artículo publicado por la

Universidad de Berkeley para el diseño del exoesqueleto Bleex (Adam B. Zoss, 2006) por lo que el par que debe de darnos el resorte torsional debe ser de 60 [N*m] aproximadamente.

Como primera iteración se propone un resorte con las siguientes características mostradas a continuación:

Se hizo el cálculo proponiendo usar alambre de piano A228 para la fabricación debido a que presenta la mayor resistencia a la tensión y puede soportar mayores esfuerzos ante cargas repetidas que cualquier otro material para resorte (Shigley, 2008):

$$d = 4.5 \text{ [mm]}$$

$$D = 16 \text{ [mm]}$$

$$Nb = 4.64$$

$$\beta = 231^\circ$$

$$l1 = l2 = 10 \text{ [mm]}$$

$$E = 193 \text{ [GPa]}$$

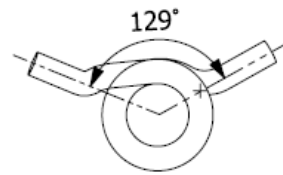


Figura 3. 10 Resorte torsional en reposo

Calculamos S_{ut} cuando d se mide en milímetros, A está en [$MPa \cdot mm^m$]

$$S_{ut} = \frac{A}{d^m} \quad (1)$$

Donde de la tabla 10-4 de los Anexos (Shigley, 2008)

$$m = 0.145$$

Tabla 10-4

Constantes A y m de $S_y = A/d^m$ para estimar la resistencia de tensión mínima de alambres para fabricar resortes comunes

Fuente: De Design Handbook, 1987, p. 19. Cortesía de Associated Spring.

Material	ASTM núm.	Exponente m	Diámetro, pulg	A, kpsi · pulg ^m	Diámetro, mm	A, MPa · mm ^m	Costo relativo del alambre
Alambre de piano*	A228	0.145	0.0040-0.256	201	0.106.5	2 211	2.6
Alambre T y R en ocella [†]	A229	0.187	0.0200-0.500	147	0.5-12.7	1 855	1.3
Alambre estirado duro [‡]	A227	0.190	0.0280-0.500	140	0.7-12.7	1 783	1.0
Alambre al cromo vanadio [§]	A232	0.168	0.0320-0.437	169	0.8-11.1	2 005	3.1
Alambre al cromo silicio	A401	0.108	0.0630-0.375	202	1.6-9.5	1 974	4.0
Alambre inoxidable 302*	A313	0.146	0.0130-0.10	169	0.3-2.5	1 867	7.6-11
		0.263	0.100-0.20	128	2.5-5	2 065	
		0.478	0.200-0.40	90	5-10	2 911	
Alambre de bronce fosforado**	B159	0	0.0040-0.022	145	0.10-0.6	1 000	8.0
		0.028	0.0220-0.075	121	0.6-2	913	
		0.064	0.0750-0.30	110	2.7-5	932	

*La superficie es lisa, sin defectos y tiene un acabado brillante y lustroso.

[†]Tiene escamas ligeras debido al tratamiento térmico, que se deben remover antes del galvanizado.

[‡]La superficie es lisa y brillante sin marcas visibles.

[§]Alambre revenido de calidad aeronáutica; también se obtiene recocido.

^{||}Revenido a Rockwell C49, pero se puede obtener sin revenir.

^{*}Aceros inoxidables tipo 302.

^{**}Temple CAS10.

FIGURA 3. 11 TABLA 10-4 (SHIGLEY, 2008)

$$A = 2211 [MPa \cdot mm^{0.145}] \quad (2)$$

Por tanto:

$$S_{ut} = 1777.46 [MPa]$$

La resistencia estática S_y

$$S_y = 0.78 S_{ut} \quad (3)$$

$$S_y = 1386.42 [MPa]$$

El índice del resorte C:

$$C = \frac{D}{d} \quad (4)$$

$$C = \frac{32}{9}$$

El factor de corrección de esfuerzo para alambre redondo K_i :

$$K_i = \frac{4C^2 - C - 1}{4C(C - 1)} \quad (5)$$

$$K_i = 1.26$$

El esfuerzo flexionante del resorte de torsión de alambre redondo donde $F_r = M_{\max}$ y $\sigma = S_y$ tenemos que el par máximo de torsión es:

$$\sigma = K_i \frac{32Fr}{\pi d^3} \quad (6)$$

$$M_{max} = 9.8 [N * m]$$

La deflexión angular total en vueltas:

$$\theta'_t = \frac{10.8MD}{d^4E} \left(N_b + \frac{l_1 + l_2}{3\pi D} \right) \quad (7)$$

$$\theta'_t = 0.11 \text{ vueltas} = 37^\circ$$

El número equivalente de vueltas activas:

$$N_a = N_b + \frac{l_1 + l_2}{3\pi D} \quad (8)$$

$$N_a = 4.7742$$

La razón del resorte k' en par de torsión por vuelta es:

$$k' = \frac{d^4E}{10.8DN_a} \quad (9)$$

$$k' = 95.93 [N * m]$$

Si el momento aplicado se estima que deberá variar entre 1 como par mínimo de torsión ($M_{mín}$) y 9.8 [N*m] debido a que el par máximo de torsión ($M_{máx}$) es de 9.8 por lo que:

$$M_a = (M_{max} - M_{min})/2 \quad (10)$$

$$M_a = 4.40$$

$$M_m = (M_{max} + M_{min})/2 \quad (11)$$

$$M_m = 5.40$$

$$r = \frac{M_a}{M_m} \quad (12)$$

$$r = 0.81$$

$$\sigma_a = K_i \frac{32M_a}{\pi d^3} \quad (13)$$

$$\sigma_a = 622.45 [MPa]$$

$$\sigma_m = \frac{M_m}{M_a} \sigma_a \quad (14)$$

$$\sigma_m = 763.96 \text{ [MPa]}$$

De la tabla 10-10 de los anexos (Shigley, 2008),

$$S_r = 0.50S_{ut} \quad (15)$$

$$S_r = 888.73$$

Entonces utilizando el criterio de falla por fatiga de Gerber, incorporando la resistencia a la fatiga $R = 0$ de la Associated Spring, S_r (Shigley, 2008):

$$S_e = \frac{S_r/2}{1 - \left(\frac{S_r/2}{S_{ut}}\right)^2} \quad (16)$$

$$S_e = 473.98 \text{ [MPa]}$$

La componente de la amplitud de la resistencia está dada por:

$$S_a = \frac{r^2 S_{ut}^2}{2S_e} \left[-1 + \sqrt{1 + \left(\frac{2S_e}{rS_{ut}}\right)^2} \right] \quad (17)$$

$$S_a = 431.84 \text{ [MPa]}$$

De donde el factor de seguridad a la fatiga n_f

$$n_f = \frac{S_a}{\sigma_a} \quad (18)$$

$$n_f = 0.69$$

Una vez realizados los cálculos anteriores sabemos que el resorte tendrá resistencia a la fatiga mientras use con pares torsionales entre 9.8 y 1 [N*m]. De manera que si sabemos que se flexionara 16° y con los datos obtenidos calculamos el par de torsión que nos entregara; sabiendo que la razón de torsión por vuelta $k' = 95.93 \text{ [N * m]}$ entonces tendremos que nos entregara $0.26 \text{ [N * } \frac{\text{m}}{\text{grado}}]$ por grado, entonces nos entregará al comprimir 16° un par de 4.26 [N * m] , es decir 8.52 [N * m] por los dos resortes.

Dado que el resorte solo nos entregara 8.52 [N * m] se recomienda como trabajo a futuro rediseñarlo bajo estas consideraciones, de tal manera que el trabajo desarrollado por el actuador sea menor ya que solamente ahorramos 7.1% del trabajo.

Se designaron las medidas antes dichas ya que de lo contrario el sistema hubiera mostrado un tamaño mucho más robusto lo cual podría provocar cambios severos en el diseño que a su vez provocaría que el mismo no fuera viable para su fabricación.

Análisis de la barra impulsora

En el instante mostrado el resorte se libera provocando un par M igual a $4.26 [N * m]$ sobre la barra, el peso de la pierna deberá ser impulsado, por lo que el actuador deberá aplicar una fuerza instantánea F_a contraria a W , y la parte que hace contacto con el piso deberá girar e impulsar la pierna y el exoesqueleto para despegarse del suelo. Por lo que para el instante mostrado se hizo el análisis estático.

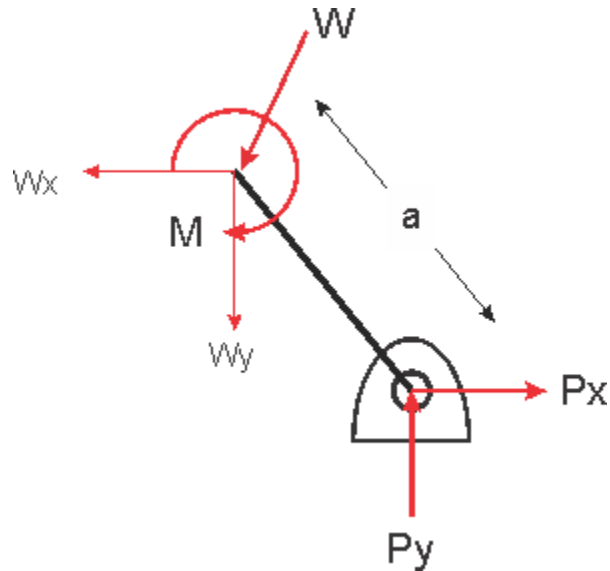


Figura 3. 12 Diagrama de cuerpo libre impulsor principal

$$\Sigma F_x = 0$$

$$W_x = P_x$$

$$\Sigma F_y = 0$$

$$W_y = P_y$$

$$\Sigma M_P = 0$$

$$M = aW \quad (19)$$

Donde:

$$M = 4.26 [N * m]$$

$$a = 124 [mm]$$

Por tanto

$$W = 34.35 [N]$$

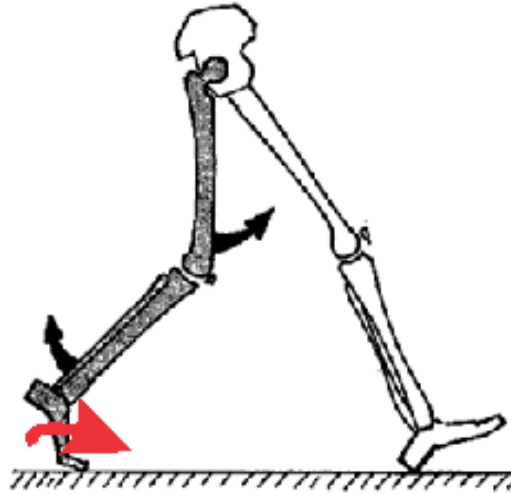


Figura 3. 13 Instante antes de realizar la zancada, mostrando el par que genera el tobillo y los demás componentes de la pierna para realizar la zancada

Por tanto el mecanismo planteado ofrecerá una fuerza de $68.71 [N]$ por las 2 barras que se accionaran al liberar los resortes torsionales, esto ayudará para que se realice la zancada, mientras que el actuador deberá aplicar fuerza necesaria para que se realice la zancada adecuadamente en conjunto con el sistema de la rodilla-cadera.

Evaluación de piezas por su material

Para la fabricación de las piezas en cuestión se propone que deben ser fabricadas con Aluminio 6061 pues es un material que presenta propiedades adecuadas para el presente diseño, sin embargo es recomendable realizar un análisis más detallado para corroborar que es el más adecuado, pues se toma este debido a su bajo peso principalmente y a que un diseño anterior del sistema de tobillo había sido fabricado con este material.

El peso total teórico del mecanismo para un pie es de $1.641 [kg]$ sabiendo que cada una de las barras está fabricado en Aluminio 6061 de $6mm$ con un peso total de $1.41 [kg]$, 8 rodamientos de acero NSK modelo 6801DD con un peso total de $64 [g]$, 8 tornillos M5X8 DIN-7991 A2 con un peso total de $12.8 [g]$, 6 tornillos M3X12 DIN-7991 A2 con un peso total de $3.84[g]$, 8 tornillos M2X16 DIN-7991 A2 con un peso total de $24.2 [g]$, 8 tornillos M2X8 DIN-7991 A2 con un peso total de $7.12 [g]$, 4 tornillos M3X16 DIN-7991 A2 con un peso total de $6.12 [g]$, dos resortes torsionales fabricados con alambre de piano con un peso total de $63 [g]$ y 2 solenoides 5v con un peso total de $50 [g]$.

Rodamientos

Se plantea el uso de 8 rodamientos rígidos de bolas de una hilera NSK modelo 6801DD con las características siguientes:

$d = 12 [mm]$
 $D = 21 [mm]$
 $B = 5 [mm]$
 Tipo: sellado

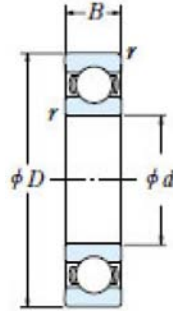


Figura 3. 14 Rodamiento 6801DD

Para el análisis del rodamiento propuesto se siguieron los pasos que nos recomienda la guía de reemplazo de NSK (NSK Motion & Control, 2003) basado en el espacio disponible para el rodamiento. El tipo de rodamiento y su tamaño proveen las bases para la selección de los rodamientos basado en la capacidad de carga del rodamiento en relación a las cargas que soportará en la aplicación, las cuales son mínimas, pues estos rodamientos principalmente direccionan la carga sin tener en si una carga aplicada a ellos, salvo la aplicada por el resorte torsional repartida en cada una de las juntas de cada barra.

Se determinó la capacidad de carga basado en la vida de los rodamientos según el número de revoluciones proporcionado por el fabricante “ L_{10} ”. Esto se refiere como la vida útil o vida de fatiga. Las ecuaciones para calcular la vida L_{10} son:

Rodamientos de bolas:
$$L_{10} = \left(\frac{C}{P}\right)^3 \quad (20)$$

Dónde: **L₁₀**: Vida útil de fatiga (1 millón revoluciones para rodamientos NSK)
P: Carga equivalente del rodamiento (lbf, N, kgf)
C: Clasificación de Carga Básica (de las tablas del catálogo (NSK Motion & Control, 2003))

Entonces:

$$C = 1920 \text{ N}$$

$$P = \left(\frac{1920}{\sqrt[3]{L_{10}}}\right) \quad (21)$$

$$P = 19.2 \text{ N}$$

Entonces sabemos que la carga equivalente que se puede aplicar al rodamiento propuesto son de 19.2 N con una confiabilidad del 90% para una clasificación de carga básica del rodamiento para un millón de revoluciones.

Componentes externos

En el sistema diseñado se muestra la estructura mecánica que se encargara del sostén, almacenamiento y transmisión de movimiento y energía, no obstante no se muestra el sistema de acoplamiento y así mismo el sistema auxiliar de movimiento para dar la zancada (actuador).

El sistema de acoplamiento no está integrado debido a que el diseño del sistema de rodilla-espalda aún se encuentra en proceso de diseño por parte del proyecto PAPIIT IT102014, de manera que no existe

aún un acople al cual ensamblar, además de que se pretende que este sistema no sea acoplado al sistema de rodilla-cadera sino más bien integrado al modelo completo del exoesqueleto.

Mientras que el sistema auxiliar de movimiento, que en este caso es un actuador no ha sido elegido hasta antes del momento en que ha sido escrita el presente documento, pues se tiene contemplado en el proyecto integrar todos los actuadores del mismo modelo para cada sistema, sin embargo recomiendo se acople un actuador lineal en la parte posterior del sistema. Cabe señalar también que este sistema auxiliar es necesario, ya que de lo contrario no se lograra el correcto funcionamiento de la órtesis, ya que en el momento en el que se realiza la zancada el resorte torsional nos entrega la energía espontáneamente, lo cual provoca un movimiento que estaría fuera de lo que se considera una correcta simulación de la marcha humana saludable, además después de que se realiza la zancada el sistema debe regresar a su posición inicial lo cual se logrará con el actuador.

Resultados

Una vez calculado como es que se comportarán cada uno de los componentes del sistema, podemos dar los resultados de funcionamiento. Como se ha visto anteriormente, se accionará un resorte a torsión debido a la carga que se aplicará en el momento en que el talón tenga contacto con el piso, provocando que se almacene esta energía en el periodo monopodal hasta el despegue del pie, liberando esta energía e impulsando el cuerpo hacia adelante realizando una zancada.

Se diseñaron diferentes modelos de configuración, de los cuales se tomaron aquellos componentes que favorecieran al mejor diseño de la órtesis, logrando como propuesta final la configuración 4.

Se obtuvo un diseño con un peso de 1.641 [kg] con el uso de componentes ligeros, limitándose a mover el tobillo solo en dorsiflexión y plantiflexión.

Se propuso un sistema capaz de almacenar energía y utilizarla para el impulso para cada zancada, el cual hasta el momento no se tiene registro de que exista un mecanismo similar que conjunte un sistema de órtesis mecatrónica que auxilie al usuario a moverse naturalmente durante la marcha.

El diseño planteado proporcionará una fuerza de 68.71 [N] de los resortes, más la fuerza que el actuador aplicará a la órtesis para que el sistema impulse a la pierna para realizar una zancada en conjunto con el sistema rodilla-cadera, de manera que se ahorrra energía.

Se seleccionaron los rodamientos más adecuados para el correcto funcionamiento del mecanismo, siendo estos los idóneos para que el sistema funcione debidamente impidiendo que el sistema se atasque o que la fricción generada por la falta de los mismos provoque que se pierda la energía generada por los resortes torsionales.

Se implementó el movimiento de los dedos del pie (flexión – extensión) de manera que la marcha será lo más aproximada al comportamiento normal del pie.

Se ha cumplido con la generación de planos de manufactura y ensamble de la totalidad del sistema del tobillo, de manera que el sistema planteado puede ser llevado a la manufactura y así mismo posteriormente a la realización de pruebas en usuarios tanto para el exoesqueleto o para pacientes que necesiten un auxiliar para el movimiento del tobillo (usuarios con sarcopenia).

Conclusiones

Tomando siempre en cuenta el objetivo principal de mover el tobillo, se propusieron diferentes modelos de configuración de los cuales al principio se buscaba implementar los tres grados de libertad del tobillo, sin embargo los movimientos de eversión e inversión, así como aducción y abducción complicaban demasiado el diseño mecánico, pues no se integraban correctamente unos y otros dentro del sistema, de manera que como se iban proponiendo más diseños se fue dejando de lado estos movimientos y se adecuó únicamente a plantiflexión y dorsiflexión del tobillo.

Sabemos que los resortes que aquí se proponen nos proporcionarían una fuerza de 68.71 [N] en el momento de realizar la una zancada y que un actuador nos proporcionara la fuerza restante para realizarlo correctamente, sin embargo es prudente resaltar que el resorte aquí propuesto fue implementado únicamente siguiendo el criterio de espacio dentro del sistema, siendo deficiente, sin embargo se investigó en catálogos de resortes para encontrar el que nos proporcionara el par suficiente, sin encontrar un resorte que fuera capaz de entregar los 60 [Nm] que nos propone el sistema Bleex (Adam B. Zoss, 2006), por lo que se propone que como trabajo posterior se plantee un resorte que nos entregue el par pertinente, o se implemente un sistema exterior que se acople a la órtesis y proporcione lo suficiente, logrando el objetivo de ahorro de energía suficiente.

Para la barra 3 (Figura C.1) la cual entra en contacto con el resorte, deberá considerarse dentro del diseño que en resorte pueda ir embebida dentro de ella (Figura C.2) para así evitar que se involucren más piezas como se incluyó en el presente diseño.

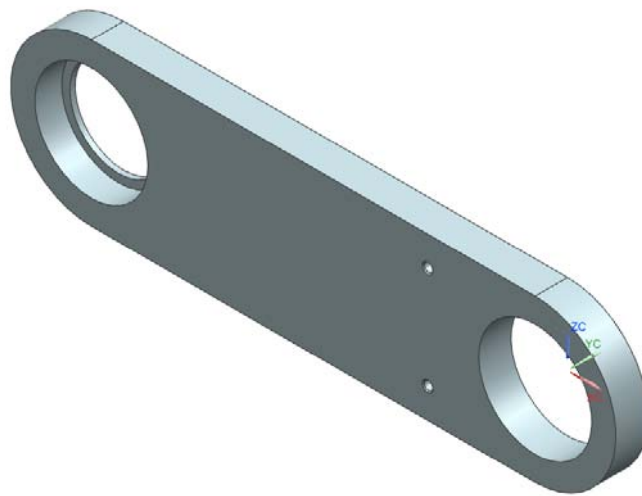


FIGURA C.1 BARRA 3

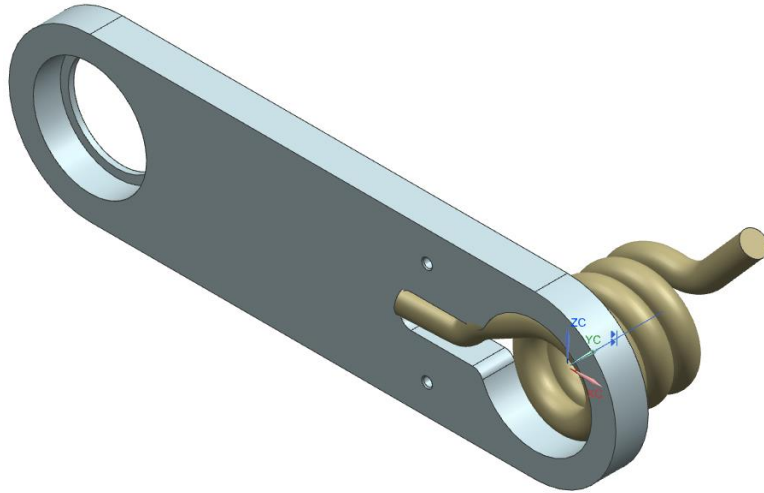


FIGURA C.2 BARRA 3.1

Podemos resaltar que la órtesis para tobillo en problemas motrices pesa 1.641 [kg] mientras que el diseño anterior OAMI tenía un peso de 9.732 [kg], la órtesis se limita a actuar el movimiento de plantiflexión-dorsiflexión y agrega el movimiento de flexión-extensión de los débós, se orientara a un usuario objetivo en lugar de a diferentes tipos de usuario y se integrará al sistema rodilla-cadera sin que este involucre un sistema de sujeción ajeno al sistema.

Uno de los peligros en la implementación de estos aparatos durante la etapa de acondicionamiento, radica en la implantación de falsas esperanzas en los pacientes. Es un tema recurrente en los usuarios de prótesis y órtesis que abandonen sus aparatos debido a que no funcionan como ellos esperaban, porque los lastiman o los desilusionan. Éste debe ser un eje directriz en el diseño de la órtesis, principalmente en el prototipo. Más allá de completar los objetivos planteados, es loable materializar un porcentaje menor de objetivos, mientras se logre evitar provocar afecciones en el paciente y se cumpla con sus expectativas.

Por otro lado, hay que ser muy delicado en la forma de presentar un aparato como el presente, ya que se corre el riesgo de provocar daño psicológico en algunos casos, ya que se puede creer erróneamente que la Órtesis para Tobillo con Problemas Motrices en conjunto con las órtesis de tobillo y cadera "puede hacer volver a caminar". Lo anterior es un concepto totalmente falso, la órtesis solo asistirá en la marcha humana bajo ciertas circunstancias controladas, y probablemente en algunas otras funciones de los miembros inferiores. Caminar, en su totalidad de variables, es aún un reto para la ingeniería de tecnologías asistivas.

Se debe tener en cuenta además que la tendencia actual de la mayoría de los sistemas es la miniaturización y la implementación de conceptos más orgánicos, de acuerdo a los nuevos valores de estética y funcionalidad. El producto de innovación tecnológica que se espera obtener debe equilibrar estas nociones, buscando implantar en la comunidad un estilo propio, que abra pauta y genere una mayor atención a esta rama de la ingeniería aplicada al campo de la medicina, siendo esto un punto que debemos de tomar en cuenta para que nuestra órtesis de un resultado realmente innovador.

Así mismo, es necesario recordar que este trabajo forma aun parte del diseño de un prototipo funcional, que ayudara a develar sub-funciones y errores de diseño, que se corregirán a su debido tiempo, como es el caso de las dimensiones para cada usuario. Por ello, una vez superadas todas las etapas anteriores, será necesario un rediseño general que considere los puntos anteriores y los expuestos a continuación.

Trabajo a futuro

El trabajo a futuro es extenso, del cual se tienen las siguientes conclusiones y comentarios:

- Es muy importante realizar las pruebas pendientes al prototipo, principalmente las de fatiga, resistencia, funcionalidad y autonomía.
- Se debe diseñar la interfaz paciente-órtesis, involucrando los conceptos de ergonomía, técnicas de fabricación de órtesis y selección de materiales.
- Desarrollo del control que sincronice eficientemente cada una de las articulaciones de manera que aporten positivamente en el objetivo principal: la marcha.
- Integrar la órtesis al exoesqueleto de manera que el sistema sea uno solo sin requerir un sistema de ensamble que pueda provocar mayor peso y un mecanismo muy grande.
- De acuerdo con las necesidades de los sistemas muscular y nervioso, la selección de las fuentes de energía a utilizar es un punto importante, iterando junto con todos los sistemas con el objetivo de la optimización de recursos energéticos.
- La manufactura de las piezas se prevé que debe ser llevada a cabo con corte por chorro de agua en una placa de Aluminio 6061 de 6 [mm] debido a que en el corte por chorro de agua no hay deformación de material por calor, no hay incremento de dureza del material a lo largo del canto del corte no hay modificación metalúrgica del material, no se da ninguna zona de influencia de calor, no se desarrollan humos ni vapores nocivos para la salud, y ningún procesamiento posterior, o en algunos casos, poco procesamiento posterior es necesario, además de que las piezas fueron diseñadas desde un inicio pensado para llevarse a cabo por este procedimiento debido a que la universidad cuenta con este proceso de manufactura facilitando de esta forma la mayoría de cortes.
- Una vez cortadas las piezas por corte por chorro de agua se deberán hacer las cuerdas de los componentes que así lo requieran así como los dobleces necesarios como se indica en los planos anexados, al igual que fresar las cajas para los rodamientos.

Agradecimientos

Agradezco a mi madre que gracias a ella es que culminó mi carrera, pues asido ella quien me inspira y me ayuda día a día tanto económica como moralmente.

Agradezco a mi padre por ser aquel que siempre me presiono para ir mas allá, dándome las mejores de vida para ser mejor día con día.

Agradezco a mis compañeros y amigos por no dejarme rendirme aun cuando mi tesis me llevo a agobiar en algunos momentos.

Agradezco a mi profesora Rosa Itzel Luna Flores pues fue ella quien me asesoro primordialmente sobre dudas y problemas que surgían a lo largo de la elaboración del presente documento, además de brindarme siempre apoyo para el uso de herramientas dentro de su equipo de trabajo.

Investigación realizada gracias al Programa de Apoyo a Proyectos de Investigación e Innovación Tecnológica (PAPIIT) de la UNAM, IT102714 "Diseño de equipo innovador para rehabilitación física". Agradezco a la DGAPA-UNAM la beca recibida por este proyecto, así como al proyecto IT102014 "Exoesqueleto de miembro inferior para pacientes con paraplejia" por dejarme ser parte del proyecto.

Anexos

Tabla 10-4

Constantes A y m de $S_{ut} = A/d^m$ para estimar la resistencia de tensión mínima de alambres para fabricar resortes comunes

Fuente: De *Design Handbook*, 1987, p. 19. Cortesía de Associated Spring.

Material	ASTM núm.	Exponente m	Diámetro, pulg	A, kpsi · pulg ^m	Diámetro, mm	A, MPa · mm ^m	Costo relativo del alambre
Alambre de piano*	A228	0.145	0.004-0.256	201	0.10-6.5	2 211	2.6
Alambre T y R en aceite†	A229	0.187	0.020-0.500	147	0.5-12.7	1 855	1.3
Alambre estirado duro‡	A227	0.190	0.028-0.500	140	0.7-12.7	1 783	1.0
Alambre al cromo vanadio§	A232	0.168	0.032-0.437	169	0.8-11.1	2 005	3.1
Alambre al cromo silicio	A401	0.108	0.063-0.375	202	1.6-9.5	1 974	4.0
Alambre inoxidable 302#	A313	0.146	0.013-0.10	169	0.3-2.5	1 867	7.6-11
		0.263	0.10-0.20	128	2.5-5	2 065	
		0.478	0.20-0.40	90	5-10	2 911	
Alambre de bronce fosforado**	B159	0	0.004-0.022	145	0.1-0.6	1 000	8.0
		0.028	0.022-0.075	121	0.6-2	913	
		0.064	0.075-0.30	110	2-7.5	932	

*La superficie es lisa, sin defectos y tiene un acabado brillante y lustroso.

†Tiene escamas ligeras debido al tratamiento térmico, que se deben remover antes del galvanizado.

‡La superficie es lisa y brillante sin marcas visibles.

§Alambre revenido de calidad aeronáutica; también se obtiene recocido.

||Revenido a Rockwell C49, pero se puede obtener sin revenir.

#Acero inoxidable tipo 302.

**Temple CA510.

(Shigley, 2008), p.507

Tabla 10-10

Esfuerzos flexionantes máximos recomendados (K_B corregido) para resortes helicoidales de torsión en aplicaciones cíclicas como porcentaje de S_{ut} .

Fuente: Cortesía de Associated Spring.

Vida a la fatiga, ciclos	ASTM A228 Acero inoxidable ASTM A228 y tipo 302		ASTM A230 y A232	
	Sin martillar	Martillado*	Sin martillar	Martillado*
10 ⁵	53	62	55	64
10 ⁶	50	60	53	62

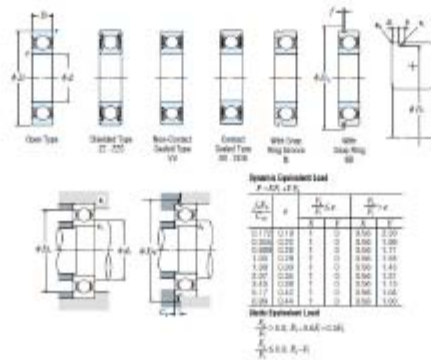
Esta información se basa en las siguientes condiciones: sin oscilación, los resortes están en la condición "como se relevaron del esfuerzo".

*No siempre es posible.

(Shigley, 2008), p.537

Single-Row Deep Groove Ball Bearings

Basic bearing, can accept all load types and high speeds - Exist in different versions: open, shielded or sealed.



Modelo

6801DD

Tipo

SINGLE-ROW DEEP GROOVE BALL BEARINGS

d	12
D	21
B	5
r min	0,3
Cr (N)	1920
C0r (N)	1040
Cr (kgf)	195
C0r (kgf)	106
f0	15,3
Limiting Speed Grease	20000
Limiting Speed Oil	
Type	Contact Sealed DD/DDU
Groove Snap Ring	
a max	
b min	
D1 max	
r0 max	
rN min	
D2 max	

Created: 2014-05-10 20:04:40

Address:

NSK Europe Ltd
Harkortstrasse 15
D-40880 Ratingen
Germany

Phone:

49 2102 481 0

Fax:

49 2102 481 2881

Web:

<http://www.nsk-europe.de>

Email:

info-de@nsk.com

Single-Row Deep Groove Ball Bearings

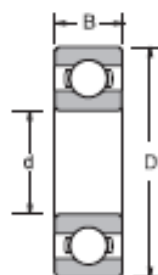
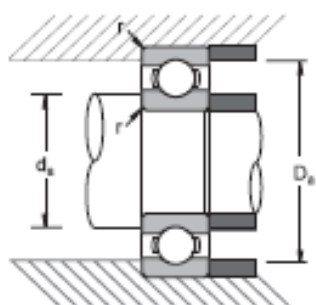
f max	
Weight	0,006
da min	14
da max	14
Da max	19
ra max	0,3
Dx min	
Cy max	

Created: 2014-03-10 20:04:43

Address: NSK Europe Ltd
Harkortstrasse 15
D-40880 Ratingen
Germany

Phone: 49 2102 481 0
Fax: 49 2102 481 2881
Web: <http://www.nsk-europe.de>
Email: info-de@nsk.com

NSK NSK NSK NSK NSK NSK NSK NSK



Opciones Comunes	
V	: Un Sellado Sin Contacto
W	: Dos Sellados Sin Contacto
Z	: Un Escudo
ZZ	: Dos Escudos
DU	: Sellado Un Contacto
DDU	: Sellado Dos Contactos
NR	: Anillo de Fijación
M1	: Jaula Latón
CO1	: Juego Interno Normal
C3	: Juego Mayor a Normal
E	: Calidad Motor Eléctrico

No se muestra el número de parte
 † No disponible en tamaños pequeños, consulte NSK por disponibilidad.

Número Rodamiento	Capacidad Básica Carga (lbs)		Factor f_0	Velocidad Limitantes (1000 RPM)		Peso Rodamiento (Approx.) lbs
	C_r	C_{10}		Grasa	Aceite	
6800	385	189	14.8	34.0	40.0	0.01
6801	429	233	15.3	32.0	38.0	0.01
6802	466	282	15.8	28.0	34.0	0.02
6803	590	352	15.7	26.0	30.0	0.02
6804	902	554	15.5	22.0	26.0	0.04
6805	968	660	16.1	18.0	22.0	0.05
6806	1010	770	16.4	15.0	18.0	0.05
6807	1070	880	16.7	13.0	16.0	0.06
6808	1100	979	17.0	12.0	14.0	0.07
6809	1210	1180	17.2	11.0	13.0	0.08
6810	1440	1400	17.2	9.5	11.0	0.11
6811	1980	1900	17.0	8.5	10.0	0.18
6812	2570	2460	16.9	8.0	9.5	0.22
6813	2680	2710	17.0	7.5	8.5	0.28
6814	2710	2860	17.2	6.7	8.0	0.29
6815	2820	3100	17.3	6.3	7.5	0.32
6816	2840	3230	17.4	6.0	7.4	0.32
6817	4200	4490	17.1	5.6	6.7	0.56
6818	4270	4710	17.2	5.3	6.3	0.59
6819	4330	4930	17.2	5.0	6.0	0.63
6820	4400	5150	17.3	4.8	5.6	0.66
6821	4440	5370	17.4	4.8	5.6	0.69
6822	6290	7370	17.1	4.3	5.3	1.07
6824	6490	8030	17.3	4.0	4.8	1.16
6826	8250	9790	17.1	3.6	4.3	1.63
6828	8580	10700	17.3	3.4	4.0	1.79
6830	10700	10900	17.1	3.2	3.8	2.49
6832	10900	13800	17.2	2.6	3.2	3.08
6834	13400	16800	17.1	2.6	3.0	4.11
6836	13600	17600	17.2	2.4	2.8	4.36
6838	16400	21000	17.1	2.2	2.6	5.57
6840	16600	22000	17.2	2.2	2.6	5.85

C_r = Capacidad de carga estática Dinámica
 C_{10} = Capacidad de carga estática Estática.

Nota: Las velocidades limitantes pueden ser menores con sellos de Contacto. Para mayor información contacte con un ingeniero de NSK.

Introducción

Rodamientos de Bolas

Rodamientos Rodillos Cilíndricos

Rodamientos Rodillos Esféricos

Rodamientos Rodillos Cónicos

Rodamientos de Empuje

Chumaceras Pesadas

Rodamientos Super Precisión

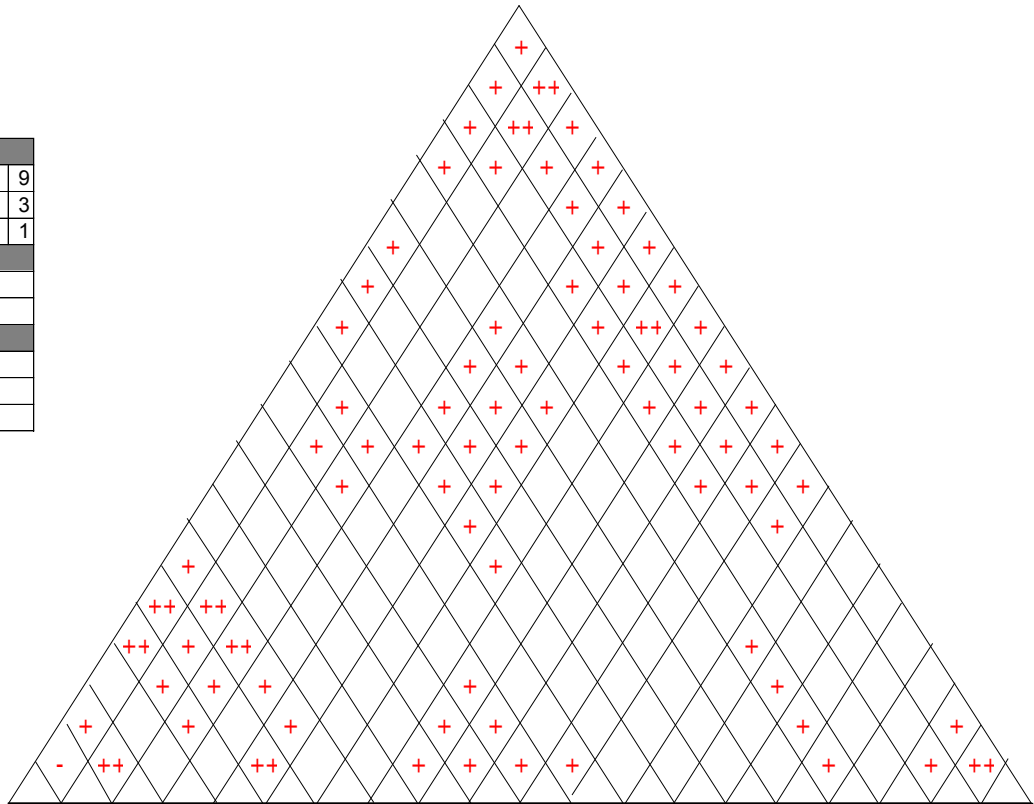
Movimiento Línea

Rodamientos Planitas Laminadoras

Sección Ingeniería

Matriz QFD

RELACION		
⊖	FUERTE	9
○	MODERADA	3
▲	DEBIL	1
OBJETIVO		
▼	MINIMIZAR	
▲	MAXIMIZAR	
CORRELACION		
++	MUY FUERTE	
+	FUERTE	
-	DEBIL	



RENGLON	VALOR MAXIMO RELATIVO POR RENGLO	IMPORTANCIA RELATIVA	PESO IMPORTANCIA	MEJORAS OBJETIVO	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
					▼	▼	▲	▼	▼	▲	▲	▲	▲	▲	▼	▲	▲	▲	▲	▲	▲	▲	▲	▼
1	9	4.51	6	DEBE ACOPLARSE AL EXOESQUELETO	▲			○	○	○													⊖	
2	9	6.77	9	DEBE SOPORTAR EL PESO DE UNA PERSONA	▲	○		○	○	○								○	○	○	○	▲	▲	
3	9	6.77	9	DAR SOPORTE AL TOBILLO	▲	○		○	▲	▲								○	○	○	○	▲	▲	
4	9	3.76	5	LIMITA MOVIMIENTO DE SUPINACION-PRONACION		○					○	○	○	○	○	○	○	○	○	○				
5	9	3.76	5	LIMITA MOVIMIENTO DE ADUCCION-ABDUCCION		○					○	○	○	○	○	○	○	○	○	○				
6	9	6.02	8	LIMITA MOVIMIENTO DE FLEXION-EXTENSION		○					○	○	○	○	○	○	○	○	○	○				
7	9	5.26	7	LIMITA MOVIMIENTOS DE FLEXION-EXTENSION	○		○				○	○	○	○	○	○	○					▲	○	○
8	9	5.26	7	DEBE SER ROBUSTO	○	○	○		○	○	○				○	○						○	○	○
9	9	6.02	8	DEBE SER CONFIABLE			○	○	○	○	○				○	○						○	○	○
10	9	6.02	8	BRINDA ESTABILIDAD AL USUARIO AL CAMINAR	▲		○				○	○	○	○	○			▲	▲	▲	○	▲	○	○
11	9	6.02	8	BRINDA ESTABILIDAD AL USUARIO AL PERMANECER ESTATICO	▲		○				○	○	○	○	○			▲	▲	▲		▲	○	○
12	9	6.02	8	HECHO A LA MEDIDA DEL USUARIO				○										▲	▲	▲				
13	9	6.02	8	DEBE SER LIGERO	▲			▲	○	○												○	▲	
14	9	5.26	7	DEBE SER ERGONOMICO	▲	▲		○															▲	
15	9	6.02	8	FACIL DE MANUFACTURAR	○			○	○	○												○	○	
16	9	5.26	7	DE BAJO COSTO DE PRODUCCION	▲	▲												▲	▲	▲	▲	○	▲	
17	9	6.02	8	BRINDA SOPORTE AL TOBILLO DEL USUARIO	▲	○		○	▲	▲								○	○	○	○	▲	▲	
18	9	5.26	7	DEBE SER DE ALTA DURACION	▲	○					▲							○	○	○	○	○	○	○
				OBJETIVO / VALOR LIMITE	NUMERO ENTERO	N	rad/92	mm	kg	kg	rad/92	grados	grados	grados	%	mm	Mpa	Mpa	Mpa	Mpa	\$	NUMERO ENTERO	rad/92	rad/92
				DIFICULTAD (0 MUY FACIL, 10 EXTREMADAMENTE DIFICIL)	6	9	8	8	7	7	8	9	9	9	9	10	5	5	5	5	4	7	8	8
				MAXIMA RELACION	3	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9
				PESO/IMPORTANCIA	158	215	204	362	296	296	292	302	236	206	339	237	265	265	265	265	221	206	222	1.222
				PESO RELATIVO	3.1139	4.2373	4.0205	7.1344	5.8337	5.8337	5.7548	5.9519	4.6512	4.0599	6.6811	4.6709	5.2227	5.2227	5.2227	5.2227	4.3555	4.0599	4.3752	4.3752

Planos de fabricación

1

2

3

4

A

A

B

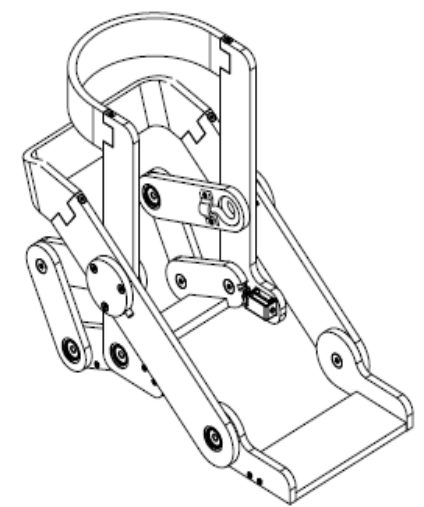
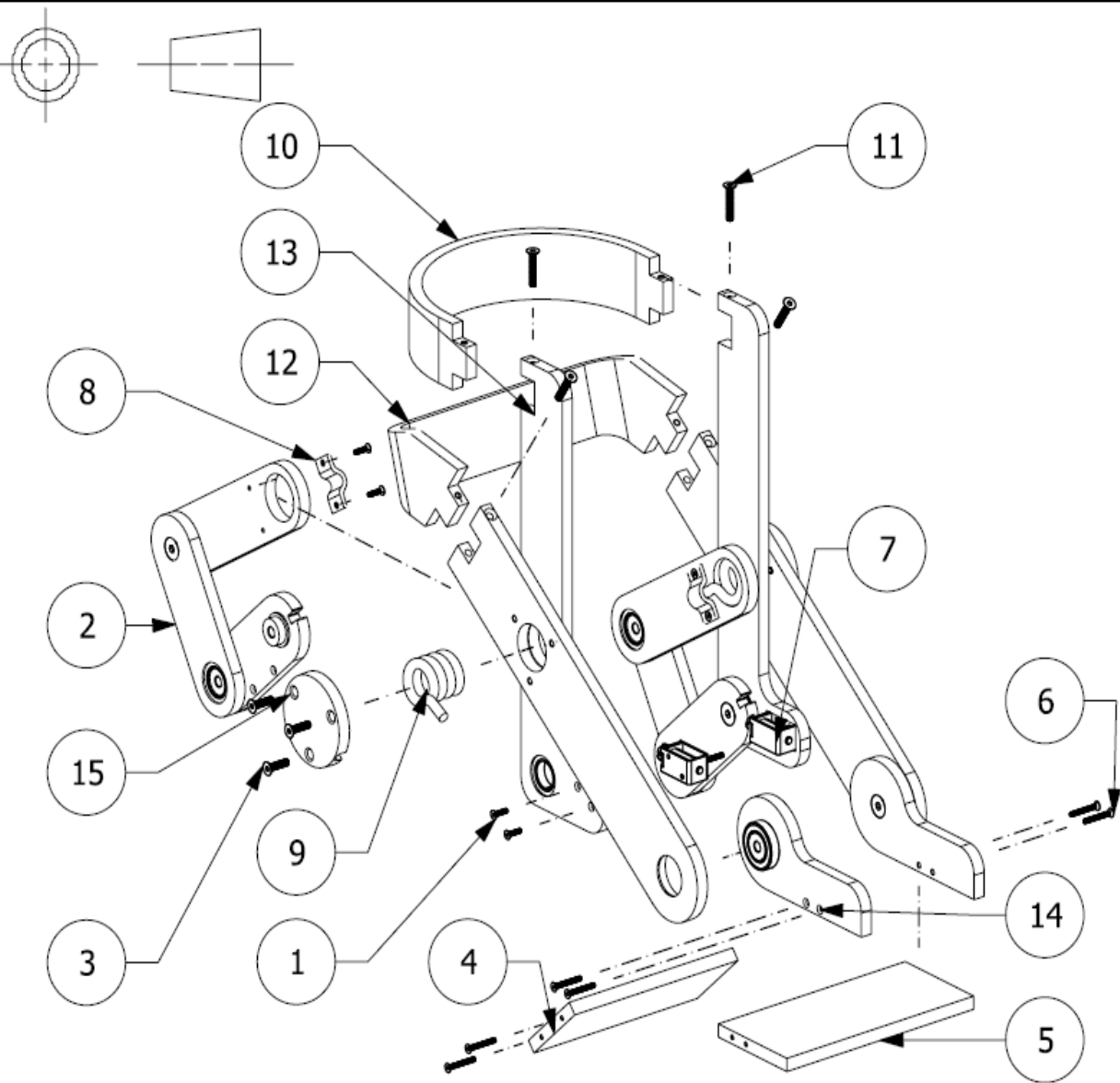
B

C

C

D

D



15	Tapa resorte	2
14	Ensamble movil dedos	2
13	Ensamble base	2
12	Arco 2	1
11	Tornillo M3X16 DIN-7991	4
10	Arco 1	1
9	Resorte torcional	2
8	Abrazadera para resorte	2
7	Solenoides 5V	2
6	Tornillo M2X16 DIN-7991	8
5	Placa para dedos	1
4	Placa para talon	1
3	Tornillo M3X12 DIN-7991	6
2	Mecanismo 4 barras	2
1	Tornillo M2X8 DIN-7991	8
No.	Nombre	Cantidad

Departamento de ingeniería mecánica Diseño mecánico PAPIIT (IT102014)		Tol.: ---	Fecha de rev.: 14-01-15, 22-01-15	
Dib.: JJMR	Esc.: 1:3	Rev.: AAR, RIFL	Apr.: SCC	
Tit.: Explosivo general		Mat.: Varios		Acot. mm.
Dib. No. MOT-PT 1/21				

1

2

3

4

1

2

3

4

A

A

B

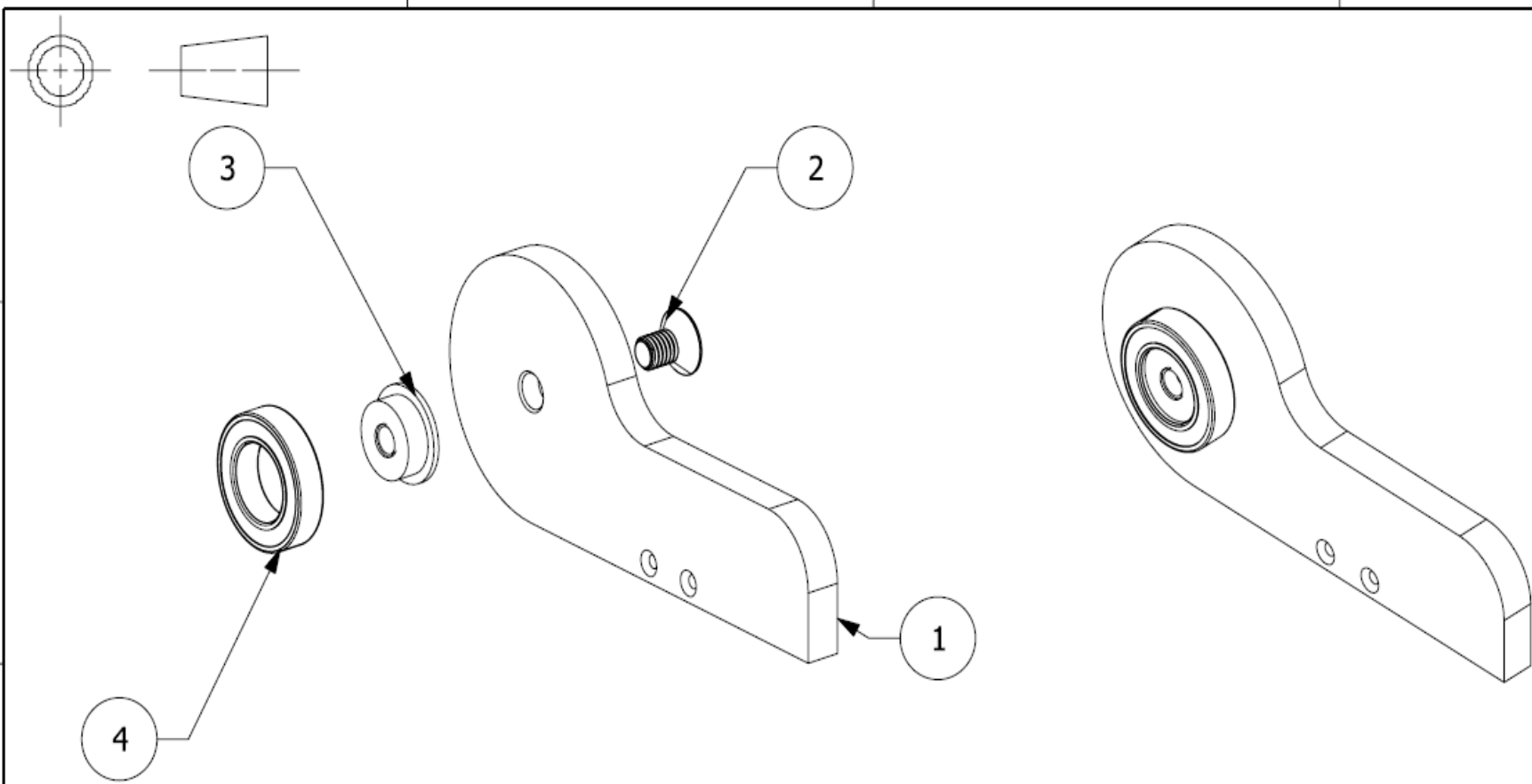
B

C

C

D

D



4	Rodamiento NSK-6801DD	1
3	Eje	1
2	Tornillo M5X8 DIN-7991	1
1	Impulsor	1
NO.	Nombre	Cantidad

Departamento de ingeniería mecatrónica Diseño mecánico PAPIIT (IT102014)		Tol.: ---	Fecha de rev.: 14-01-15, 22-01-15	
Dib.: JJMR	Esc.: 1:1	Rev.: AAR, RIFL	Apr.: SCC	
Tit.: Ensamble movil dedos		Mat.: Varios		Acot. mm.
Dib. No. MOT-PT 2/21				

1

2

3

4

1

2

3

4

A

A

B

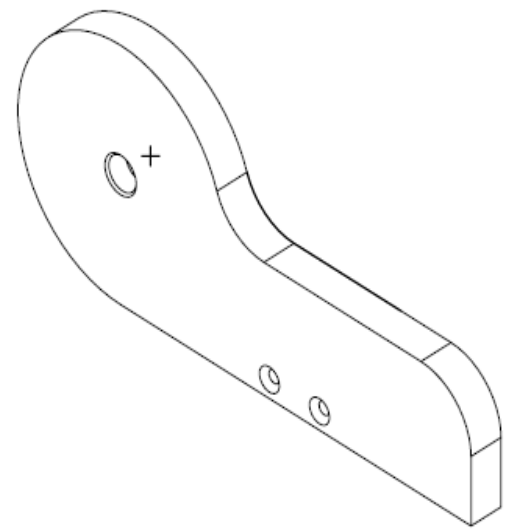
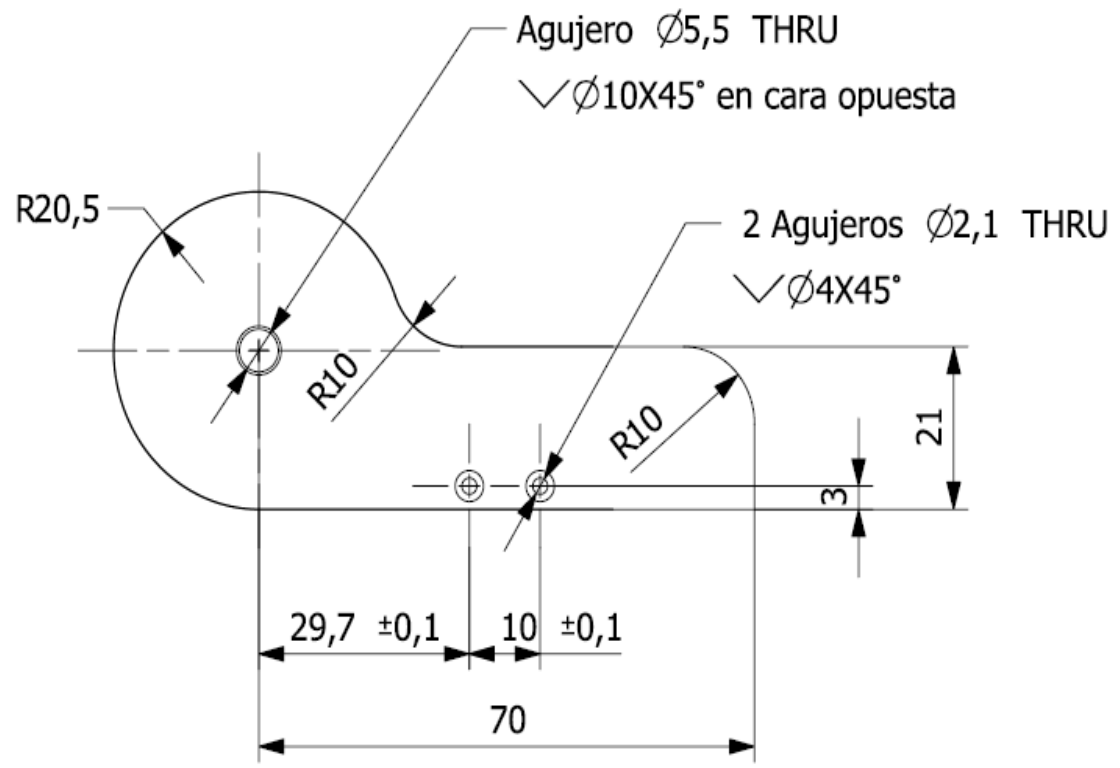
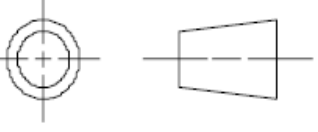
B

C

C

D

D



Departamento de ingeniería mecatrónica Diseño mecánico PAPIIT (IT102014)		Tol.: ± 0.25	Fecha de rev.: 14-01-15, 22-01-15
Dib.: JJMR	Esc.: 1:1	Rev.: AAR, RIFL	Apr.: SCC
Tit.: Movil dedos		Mat.: Aluminio 6061	Acot. mm.
Dib. No. MOT-PT 3/21			

1

2

3

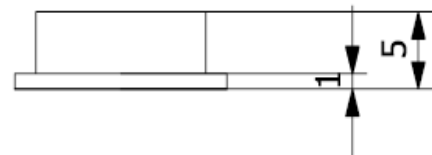
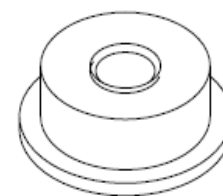
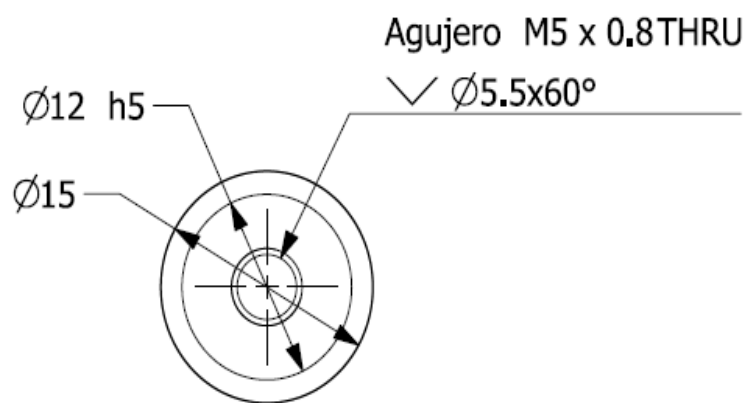
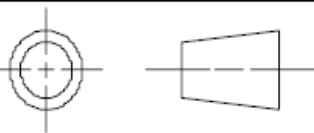
4

1

2

3

4



Departamento de ingeniería mecatrónica Diseño mecánico PAPIIT (IT102014)		Tol.: ± 0.1	Fecha de rev.: 14-01-15, 22-01-15
Dib.: JJMR	Esc.: 2:1	Rev.: AAR, RIFL	Apr.: SCC
Tit.: Eje rodamientos		Mat.: Aluminio 6061	Acot. mm.
Dib. No. MOT-PT 4/21			

1

2

3

4

A

A

B

B

C

C

D

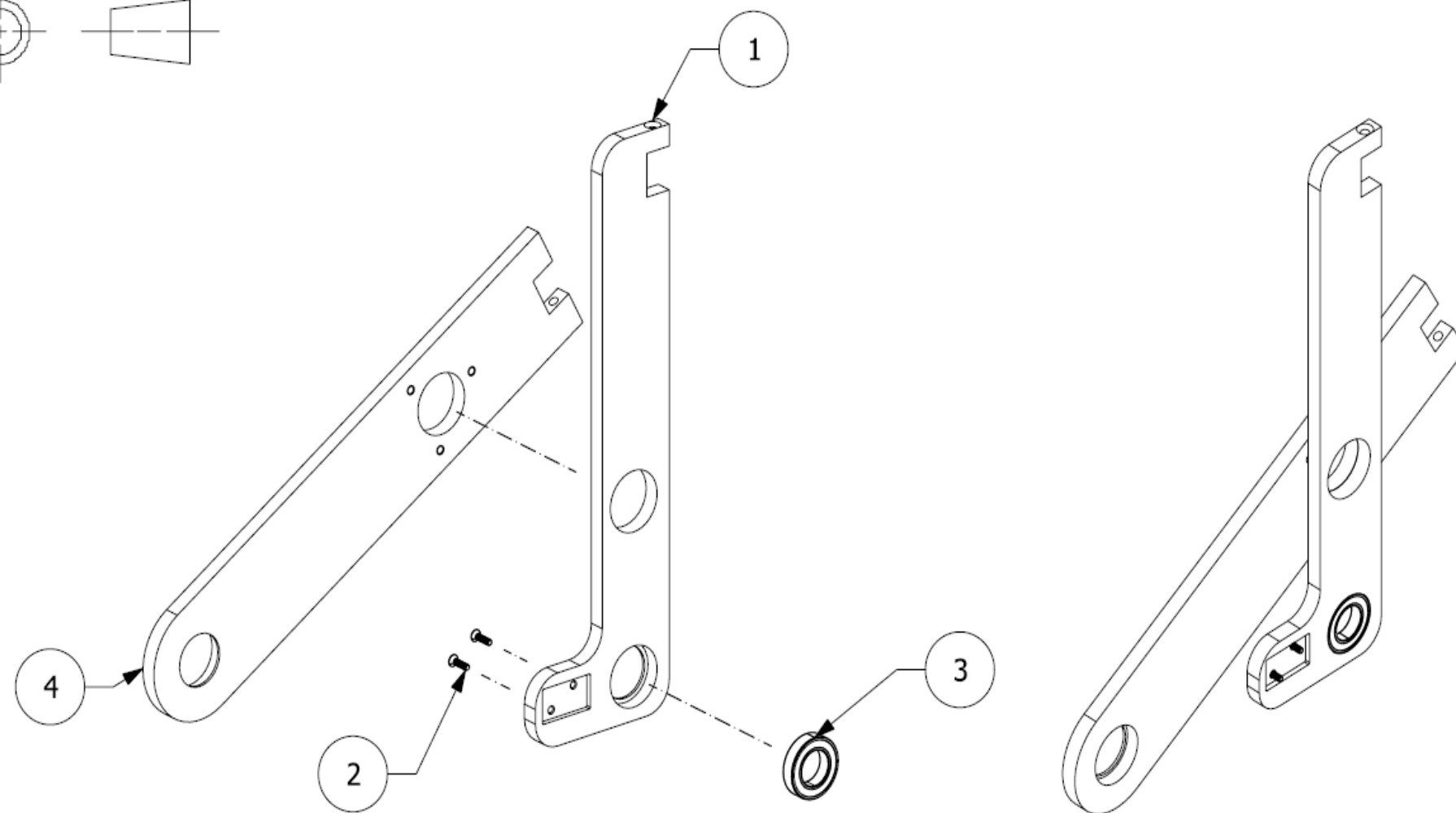
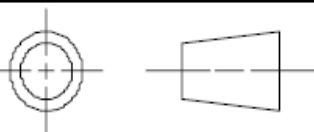
D

1

2

3

4



4	Impulsor	1
3	Rodamiento NSK-6801DD	1
2	Tornillo M2X8 DIN-7991	2
1	Base	1
NO.	Nombre	Cantidad

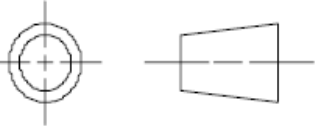
Departamento de ingeniería mecatrónica Diseño mecánico PAPIIT (IT102014)		Tol.: ---	Fecha de rev.: 14-01-15, 22-01-15
Dib.: JJMR	Esc.: 1:2	Rev.: AAR,RIFL	Apr.: SCC
Tit.: Ensamble base		Mat.: Varios	Acot. mm.
Dib. No. MOT-PT 5/21			

1

2

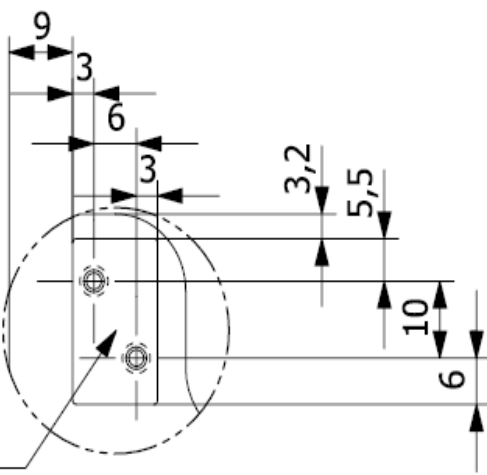
3

4



Detalle A
Esc. 1:1

Profundidad de caja 2



A

Agujero $\varnothing 2,1$ THRU

$\varnothing 21$

R10

$\varnothing 21$ H5T5

$\perp \varnothing 18$

60

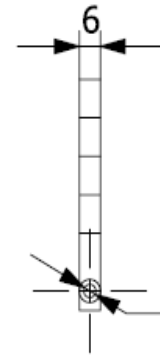
102,5

15

H6

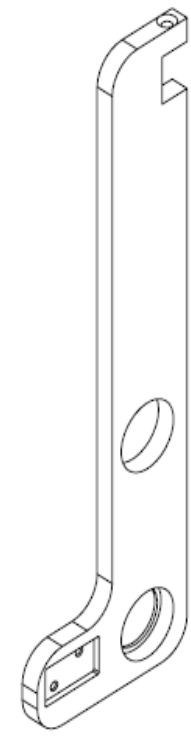
200

30



Agujero $\varnothing 3,4$ THRU

$\surd \varnothing 6 \times 45^\circ$



Departamento de ingeniería mecatrónica Diseño mecánico PAPIIT (IT102014)		Tol.: $\pm 0,1$	Fecha de rev.: 14-01-15, 22-01-15
Dib.: JJMR	Esc.: 1:2	Rev.: AAR, RIFL	Apr.: SCC
Tit: Base		Mat.: Aluminio 6061	Acot. mm.
Dib. No. MOT-PT 6/21			

1

2

3

4

A

A

B

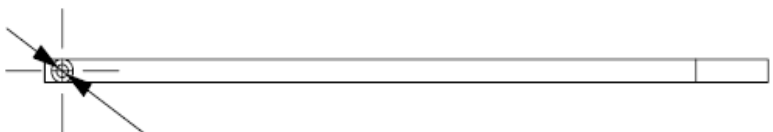
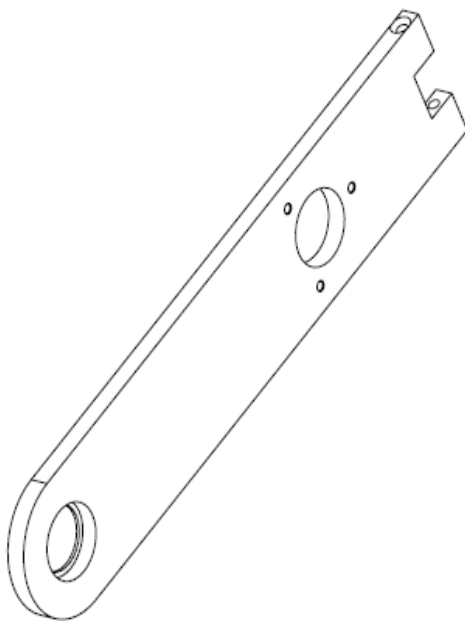
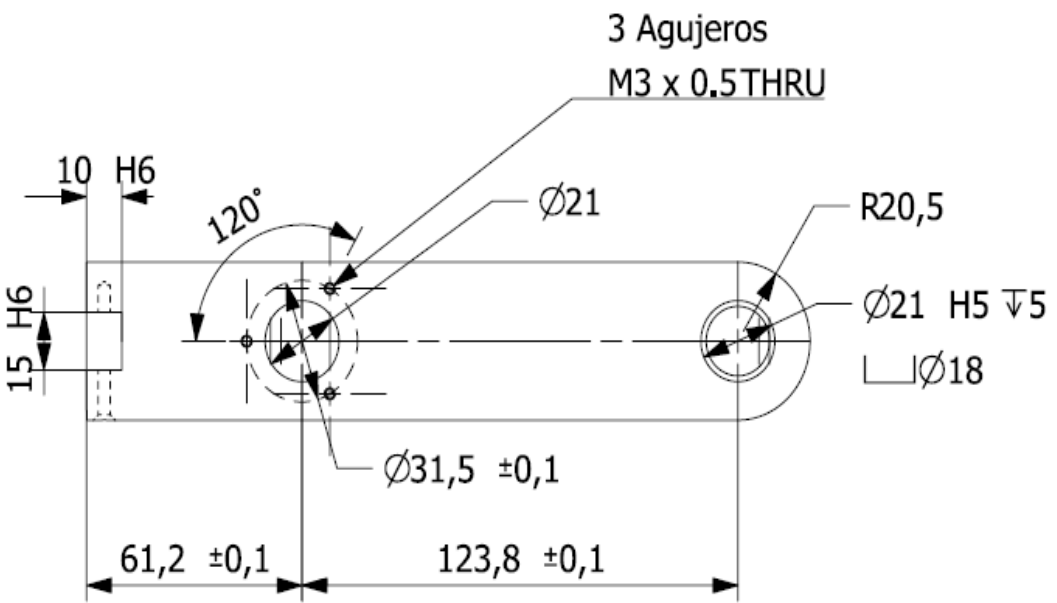
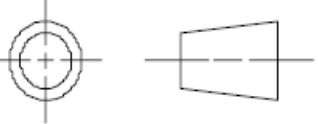
B

C

C

D

D



Agujero Ø3,4 √35
 √Ø6.2X45°

Departamento de ingeniería mecatrónica Diseño mecánico PAPIIT (IT102014)		Tol.: ±0.2	Fecha de rev.: 14-01-15, 22-01-15
Dib.: JJMR	Esc.: 1:2	Rev.: AAR,RIFL	Apr.: SCC
Tit.: Impulsor principal		Mat.:Aluminio 6061	Acot. mm.
Dib. No. MOT-PT 7/21			

1

2

3

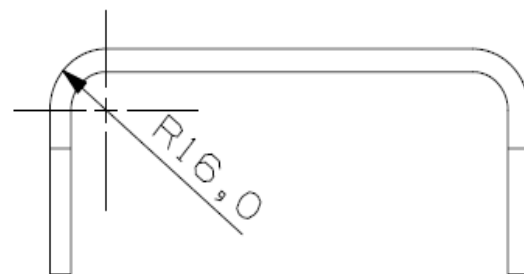
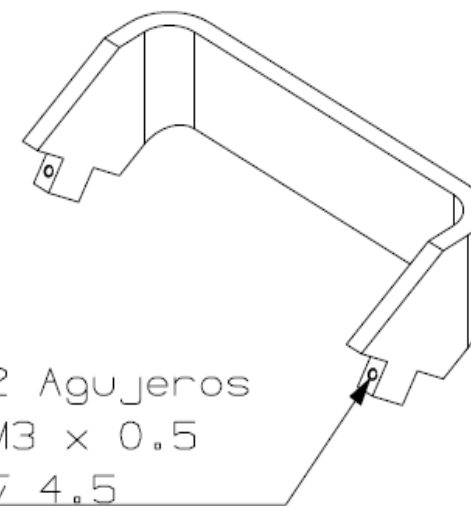
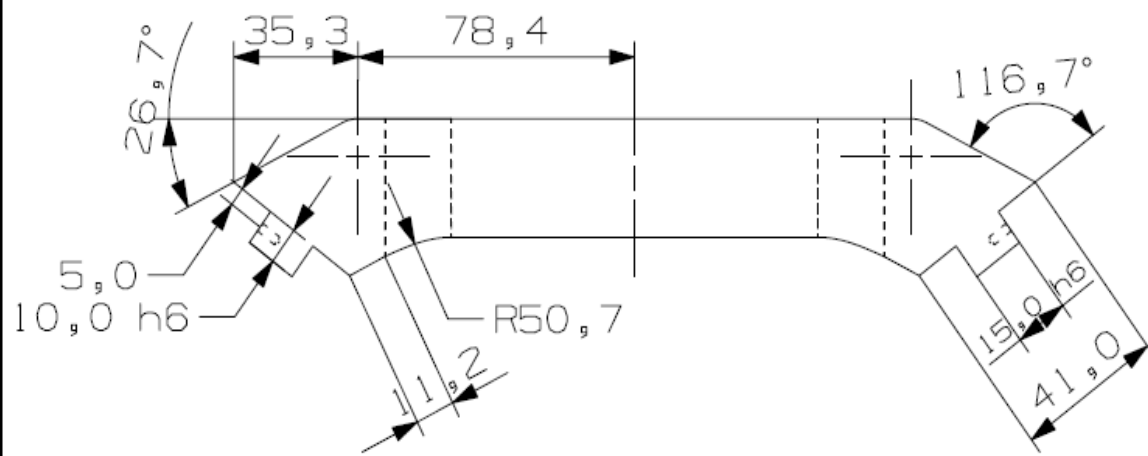
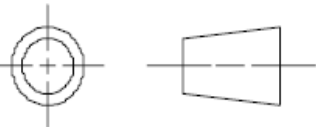
4

1

2

3

4



Departamento de ingeniería mecatrónica
Diseño mecánico PAPIIT (IT102014)

Tol.: ±0.1

Fecha de rev.: 14-01-15, 22-01-15

Dib.: JJMR

Esc.: 1:2

Rev.: AAR, RIFL

Apr.: SCC

Tit.: Arco 1

Mat.: Aluminio 6061 Acot. mm.

Dib. No. MOT-PT 8/21

1

2

3

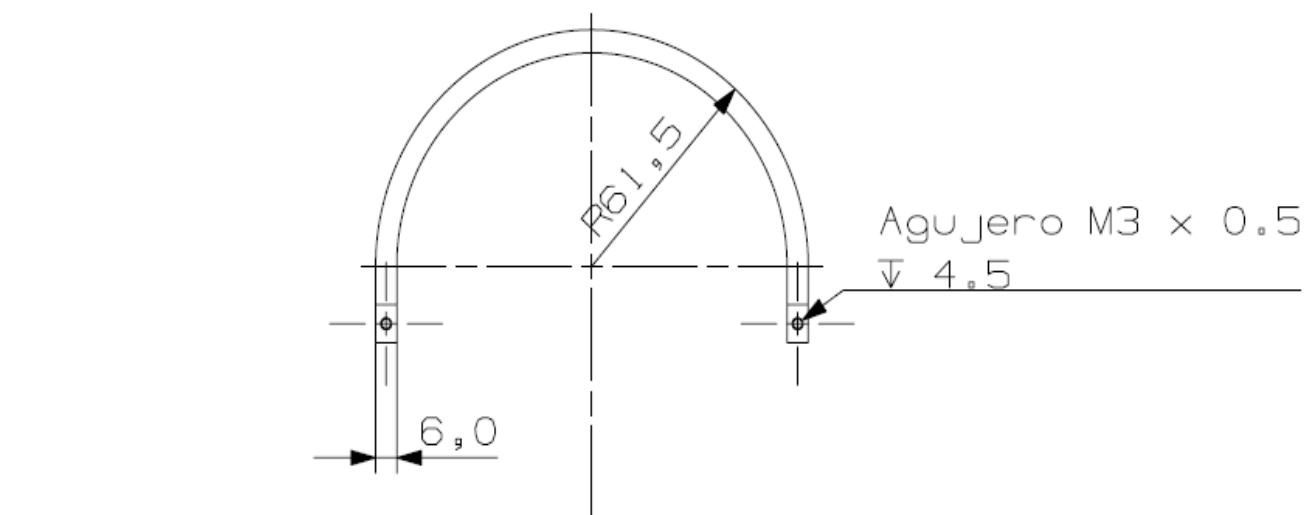
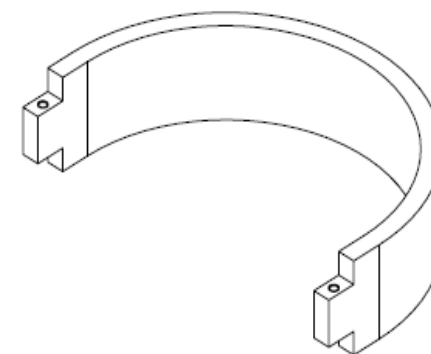
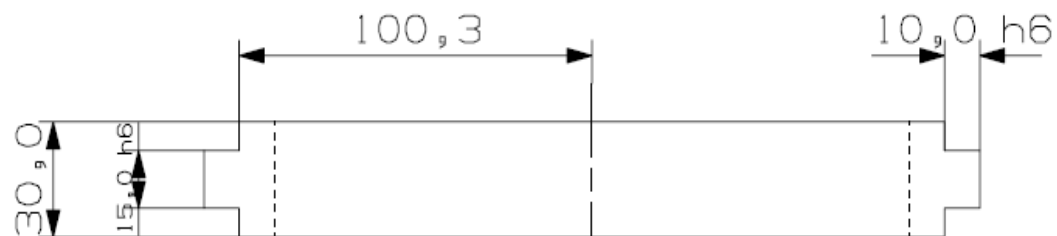
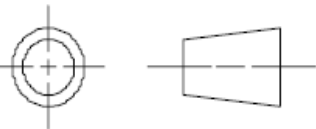
4

1

2

3

4



Departamento de ingeniería mecatrónica
Diseño mecánico PAPIIT (IT102014)

Tol.: ±0.1

Fecha de rev.: 14-01-15, 22-01-15

Dib.: JJMR

Esc.: 1:2

Rev.: AAR, RIFL

Apr.: SCC

Tit.: Arco 2

Mat.: Aluminio 6061 Acot. mm.

Dib. No. MOT-PT 9/21

1

2

3

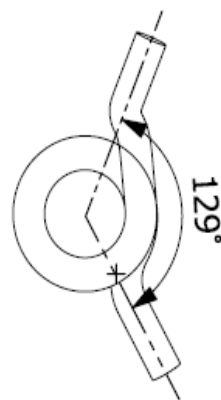
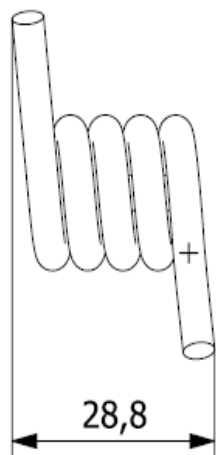
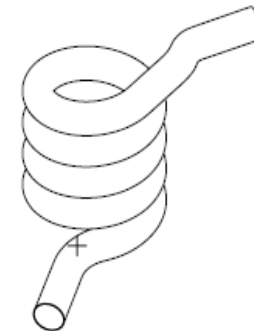
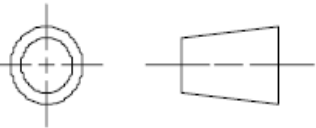
4

1

2

3

4



Diámetro del alambre	4.5 (mm)
Diámetro interior	11.5 (mm)
Número de espiras activas	4
Material de fabricación	ASTM A-228

Dos resortes con las mismas especificaciones diferentes sentidos de vuelta, izquierdo y derecho

Departamento de ingeniería mecánica Diseño mecánico PAPIIT (IT102014)		Tol.: ±0.1	Fecha de rev.: 14-01-15, 22-01-15
Dib.: JJMR	Esc.: 1:1	Rev.: AAR, RIFL	Apr.: SCC
Tit.: Resorte torsional		Mat.: AST-A228	Acot. mm.
Dib. No. MOT-PT 10/21			

1

2

3

4

A

A

B

B

C

C

D

D

1

2

3

4

A

A

B

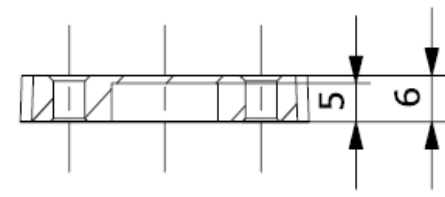
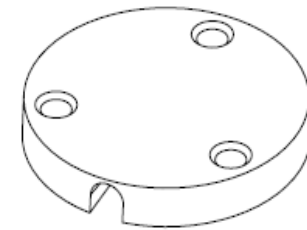
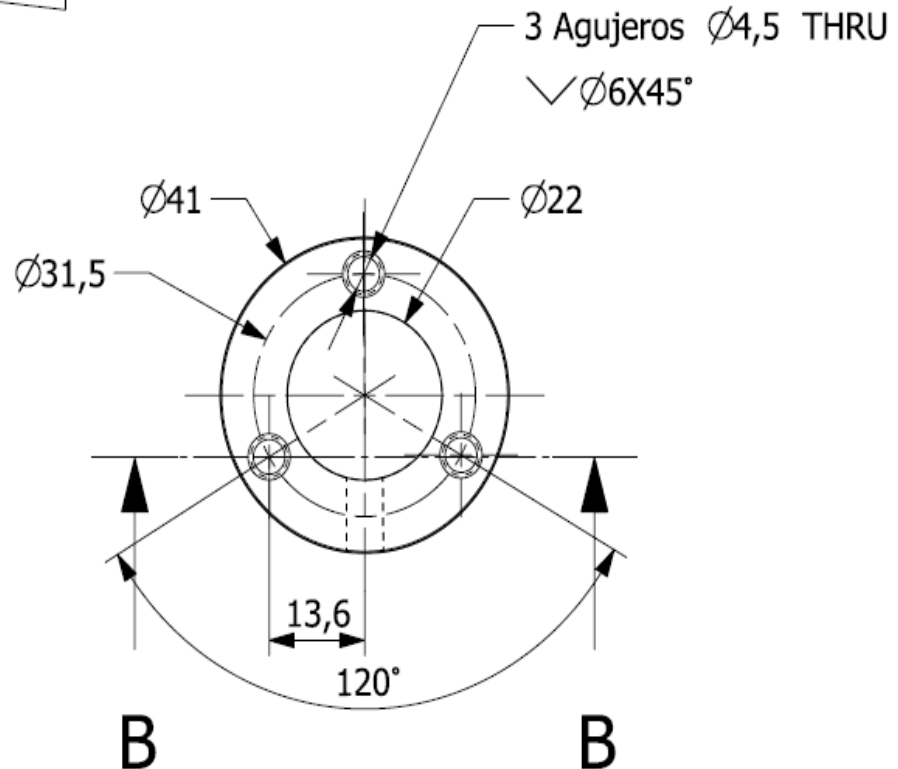
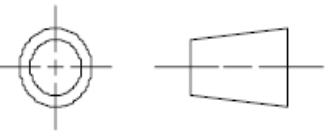
B

C

C

D

D



Seccion B-B

Departamento de ingeniería mecatrónica Diseño mecánico PAPIIT (IT102014)		Tol.: $\pm 0,1$	Fecha de rev.: 14-01-15, 22-01-15
Dib.: JJMR	Esc.: 1:1	Rev.: AAR,RIFL	Apr.: SCC
Tit.: Tapa resorte		Mat.: Aluminio 6061	Acot. mm.
		Dib. No. MOT-PT 11/21	

1

2

3

4

1

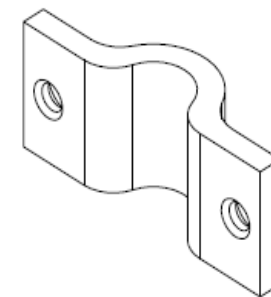
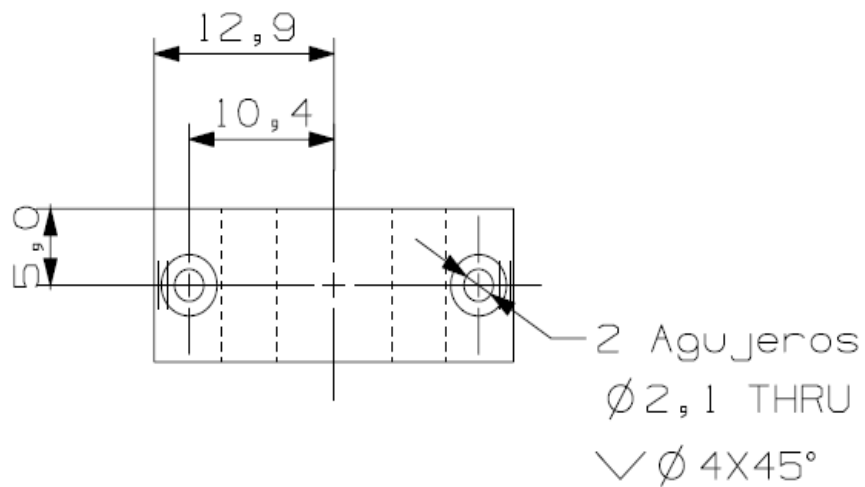
2

3

4

A

A

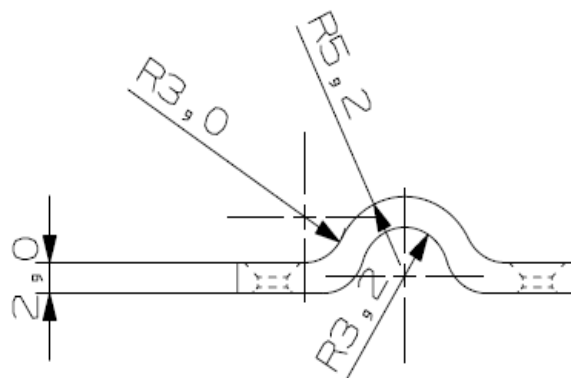


B

B

C

C



D

D

Departamento de ingeniería mecatrónica Diseño mecánico PAPIIT (IT102014)		Tol.: $\pm 0,1$	Fecha de rev.: 14-01-15, 22-01-15
Dib.: JJMR	Esc.: 2:1	Rev.: AAR, RIFL	Apr.: SCC
Tit.: Abrazadera resorte		Mat.: Aluminio 6061	Acot. mm.
Dib. No. MOT-PT 12/21			

1

2

3

4

1

2

3

4

A

A

B

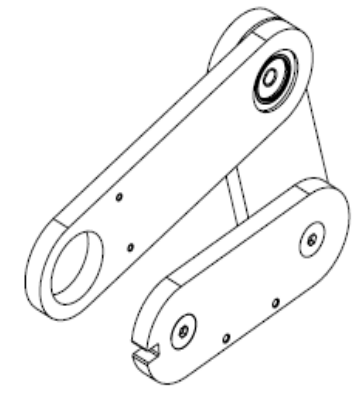
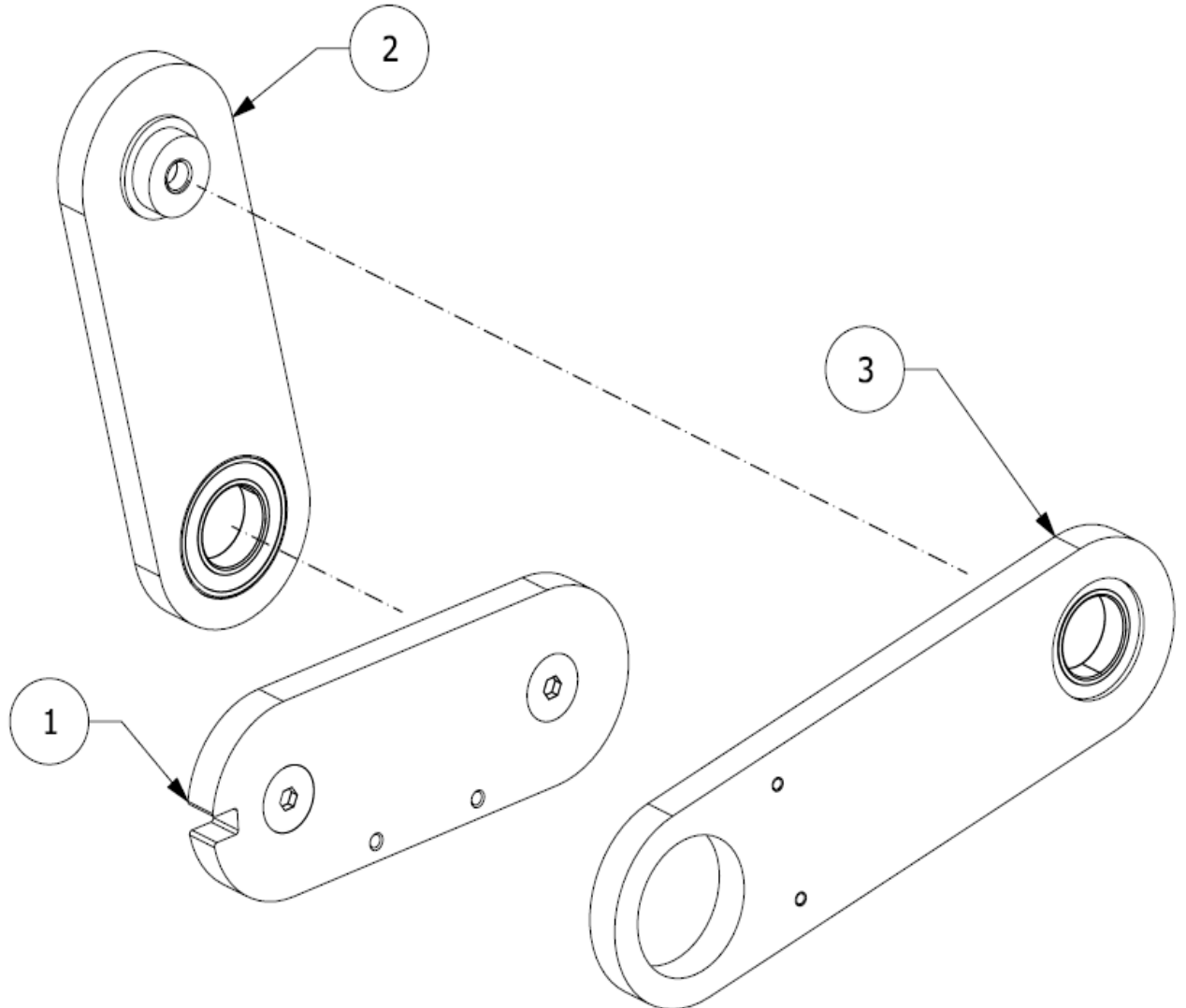
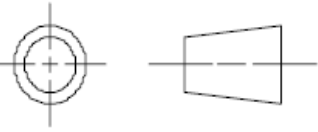
B

C

C

D

D



Escala: 1:2

3	Ensamble barra 3	1
2	Ensamble barra 2	1
1	Ensamble barra 1	1
No.	Nombre	Cantidad

Departamento de ingeniería mecatrónica Diseño mecánico PAPIIT (IT102014)		Tol.: ---	Fecha de rev.: 14-01-15, 22-01-15	
Dib.: JJMR	Esc.: 1:1	Rev.: AAR, RIFL	Apr.: SCC	
Tit.: Ensamble mecanismo de 4 barras		Mat.: Varios	Acot. mm.	
Dib. No. MOT-PT 13/21				

1

2

3

4

1

2

3

4

A

A

B

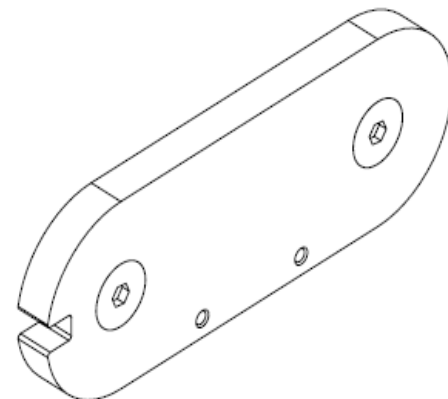
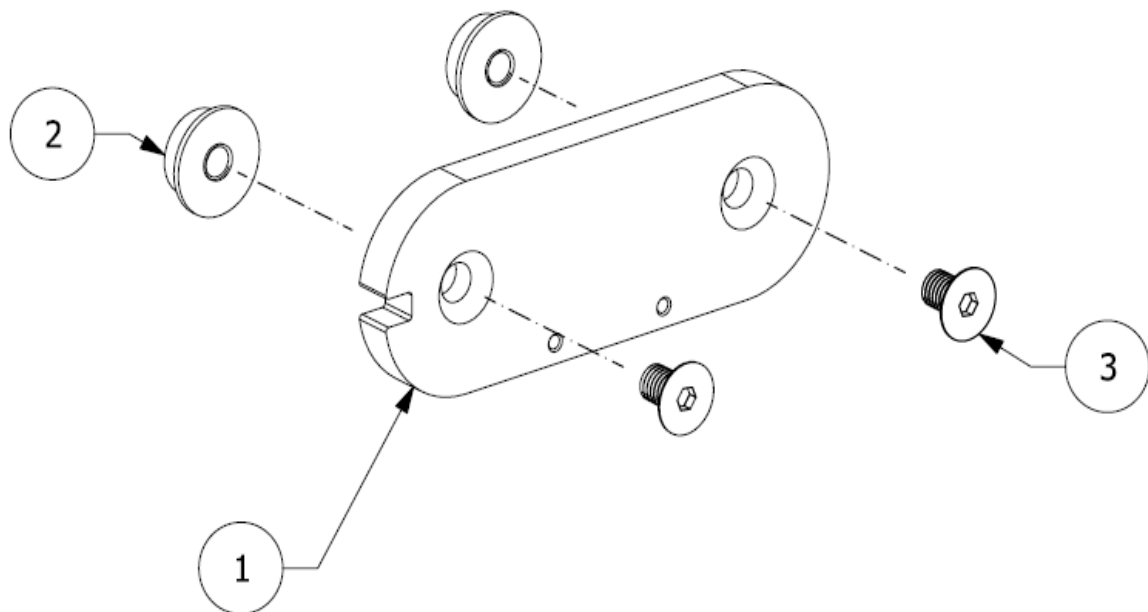
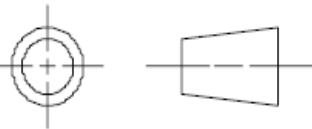
B

C

C

D

D



3	Tornillo M5X8 DIN-7991	2
2	Eje	2
1	Barra 1	1
NO.	Nombre	Cantidad

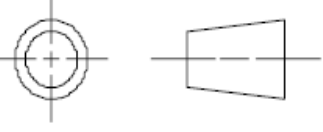
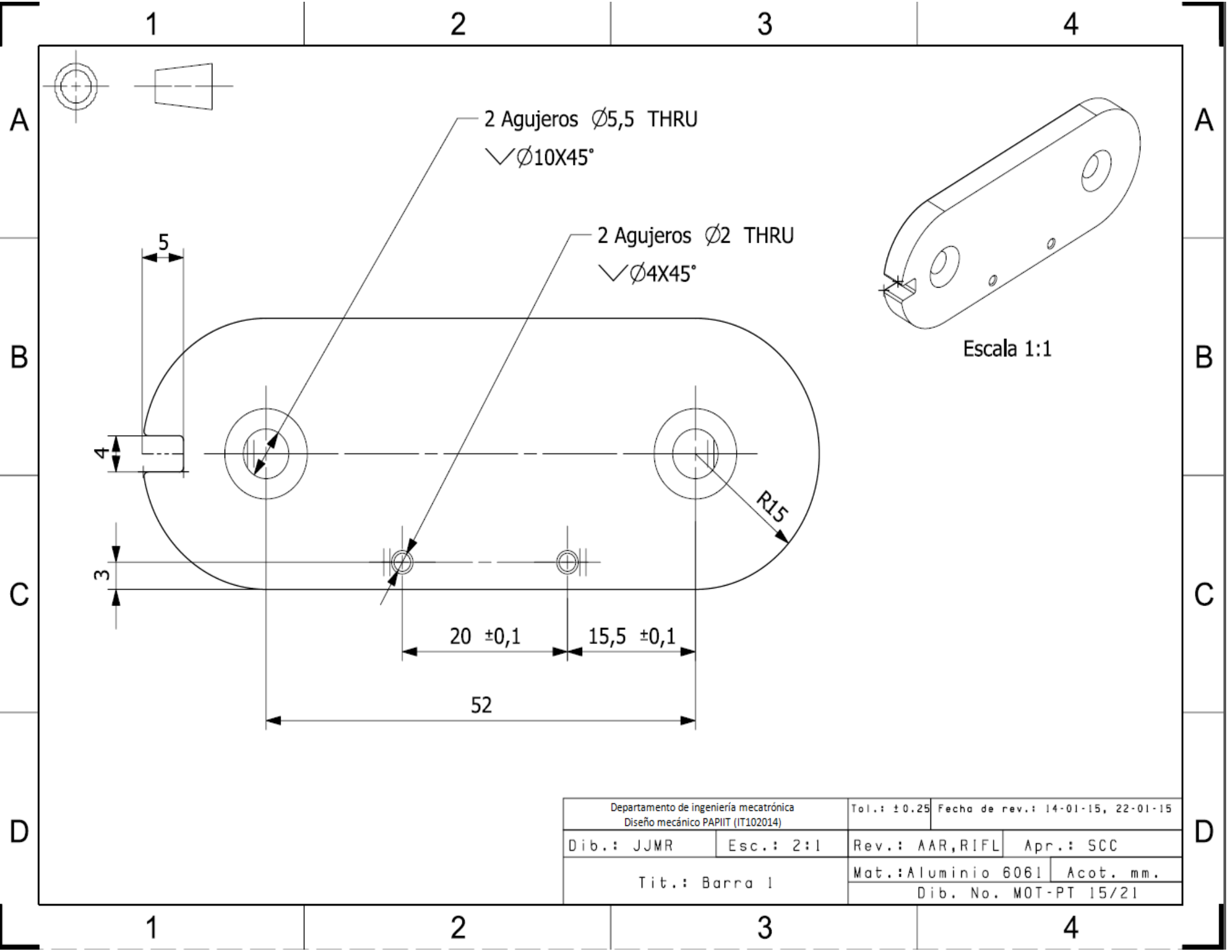
Departamento de ingeniería mecatrónica Diseño mecánico PAPIIT (IT102014)		Tol.: ---	Fecha de rev.: 14-01-15, 22-01-15	
Dib.: JJMR	Esc.: 1:1	Rev.: AAR, RIFL	Apr.: SCC	
Tit: Ensamble barra 1		Mat.: Varios	Acot. mm.	
Dib. No. MOT-PT 14/21				

1

2

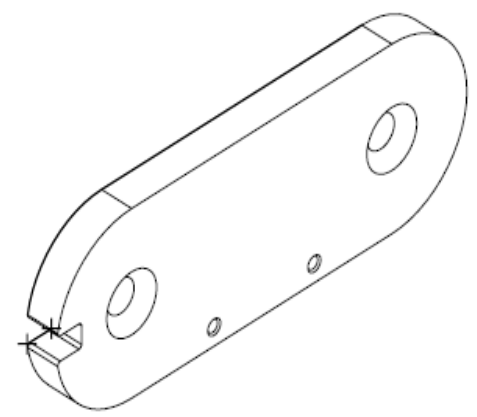
3

4

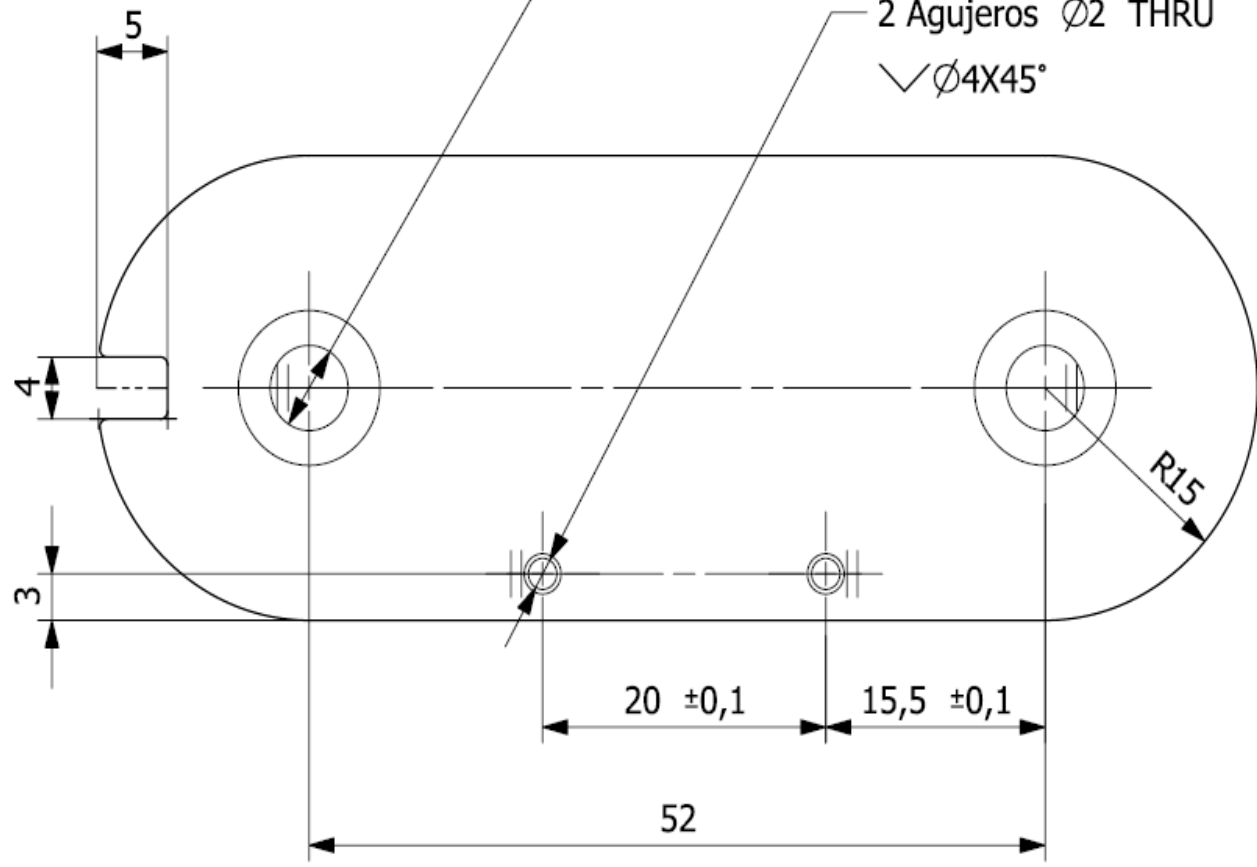


2 Agujeros $\varnothing 5,5$ THRU
 $\sphericalangle \varnothing 10 \times 45^\circ$

2 Agujeros $\varnothing 2$ THRU
 $\sphericalangle \varnothing 4 \times 45^\circ$



Escala 1:1



Departamento de ingeniería mecatrónica Diseño mecánico PAPIIT (IT102014)		Tol.: $\pm 0,25$	Fecha de rev.: 14-01-15, 22-01-15
Dib.: JJMR	Esc.: 2:1	Rev.: AAR, RIFL	Apr.: SCC
Tit.: Barra 1		Mat.: Aluminio 6061	Acot. mm.
Dib. No. MOT-PT 15/21			

1

2

3

4

A

A

B

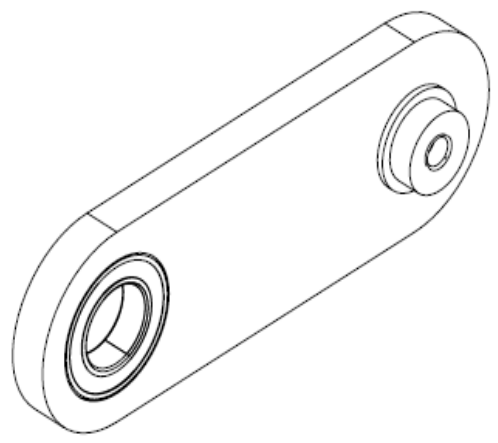
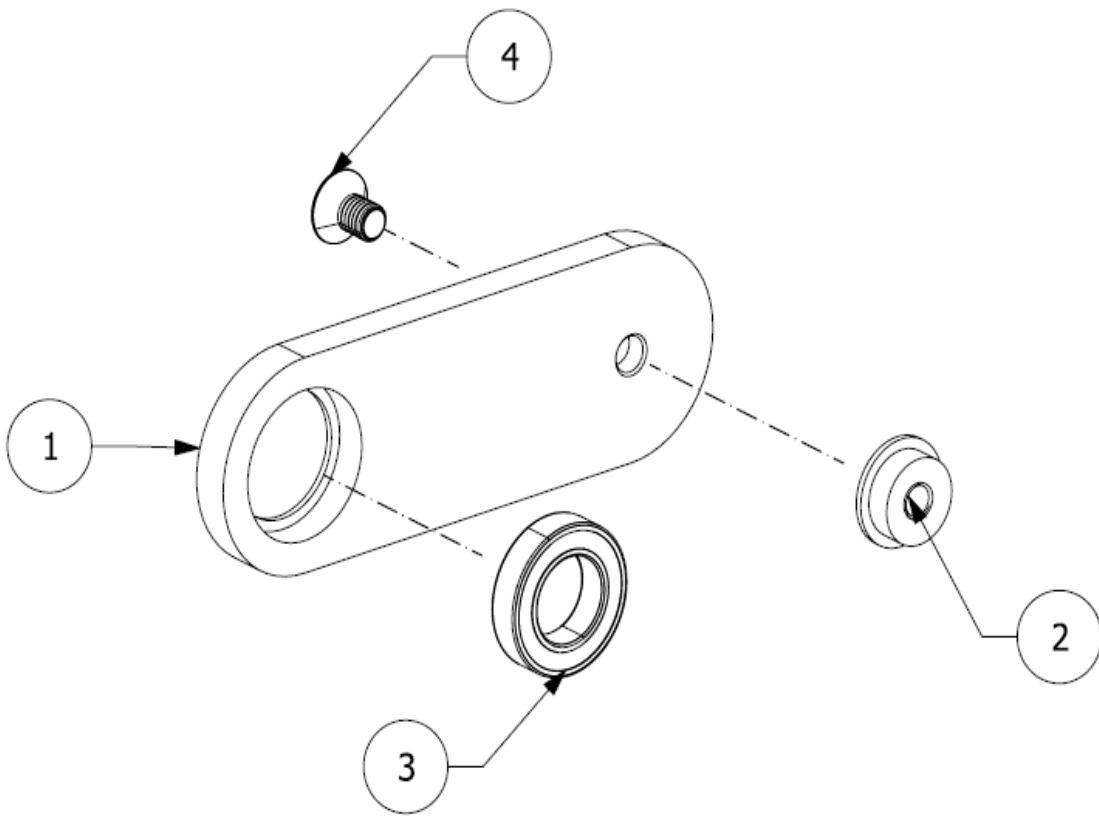
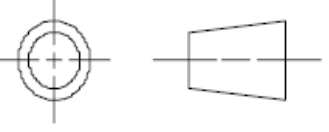
B

C

C

D

D



4	Tornillo M5X8 DIN-7991	1
3	Rodamiento NSK-6801DD	1
2	Eje	1
1	Barra 2	1
NO.	Nombre	Cantidad

Departamento de ingeniería mecatrónica Diseño mecánico PAPIIT (IT102014)		Tol.: ---	Fecha de rev.: 14-01-15, 22-01-15	
Dib.: JJMR	Esc.: 1:1	Rev.: AAR,RIFL	Apr.: SCC	
Tit.: Ensamble barra 2		Mat.: Varios	Acot. mm.	
Dib. No. MOT-PT 16/21				

1

2

3

4

1

2

3

4

A

A

B

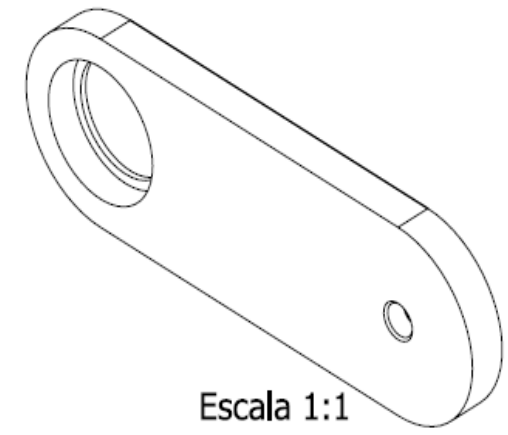
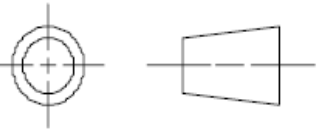
B

C

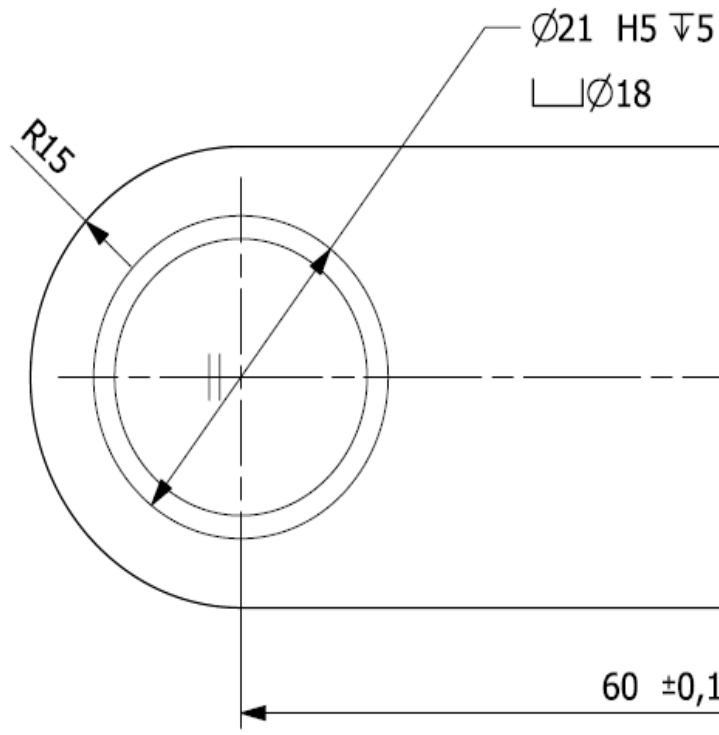
C

D

D



Escala 1:1



Agujero $\varnothing 5$ THRU
 $\surd \varnothing 10 \times 45^\circ$

Departamento de ingeniería mecatrónica Diseño mecánico PAPIIT (IT102014)		Tol.: ± 0.25	Fecha de rev.: 14-01-15, 22-01-15
Dib.: JJMR	Esc.: 2:1	Rev.: AAR, RIFL	Apr.: SCC
Tit: Barra 2		Mat.: Aluminio 6061	Acot. mm.
Dib. No. MOT-PT 17/21			

1

2

3

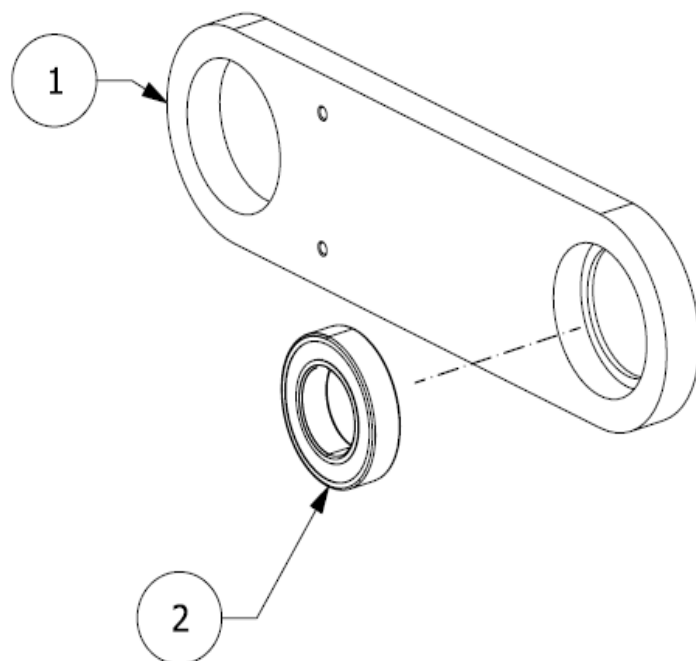
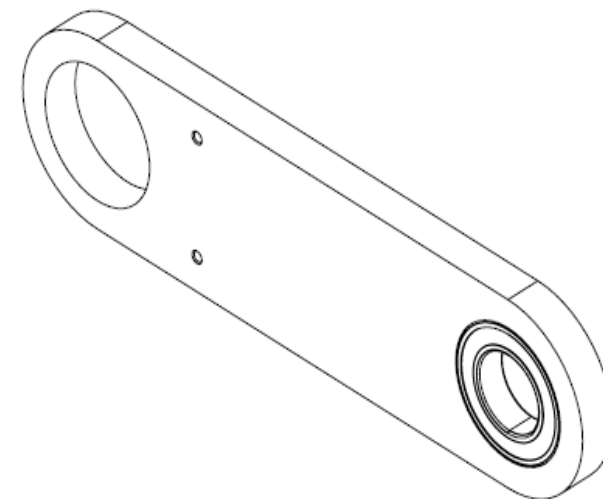
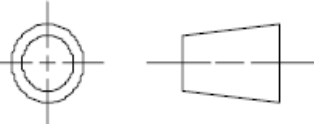
4

1

2

3

4



2	Rodamiento NSK-6801DD	1
1	Barra 3	1
NO.	Nombre	Cantidad

Departamento de ingeniería mecatrónica Diseño mecánico PAPIIT (IT102014)		Tol.: ---	Fecha de rev.: 14-01-15, 22-01-15	
Dib.: JJMR	Esc.: 1:1	Rev.: AAR, RIFL	Apr.: SCC	
Tit: Ensamble barra 3		Mat.: Varios	Acot. mm.	
Dib. No. MOT-PT 18/21				

1

2

3

4

1

2

3

4

A

A

B

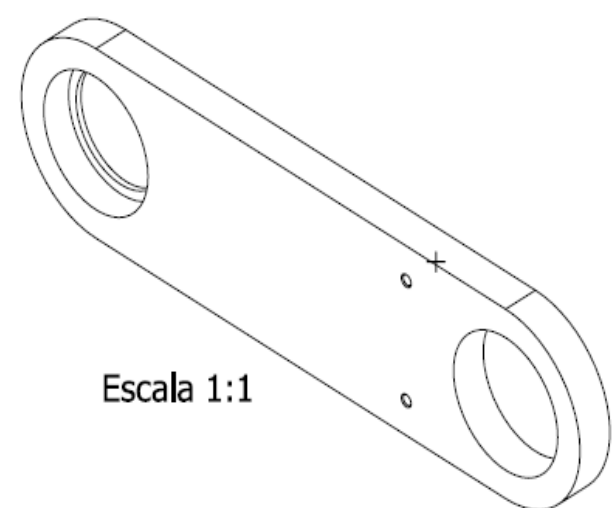
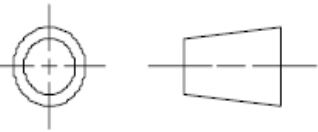
B

C

C

D

D



Escala 1:1

$\varnothing 21$ H5 $\nabla 5$
 $\perp \varnothing 18$

2 Agujero
 M2 x 0.4 THRU

R15

$\varnothing 21$

82,5 ±0,1

19

30

Departamento de ingeniería mecánica Diseño mecánico PAPIIT (IT102014)		Tol.: ±0.25	Fecha de rev.: 14-01-15, 22-01-15	
Dib.: JJMR	Esc.: 2:1	Rev.: AAR,RIFL	Apr.: SCC	
Tit: Barra 3		Mat.:Aluminio 6061	Acot. mm.	
		Dib. No. MOT-PT 19/21		

1

2

3

4

1

2

3

4

A

A

B

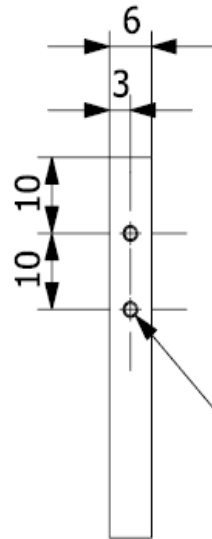
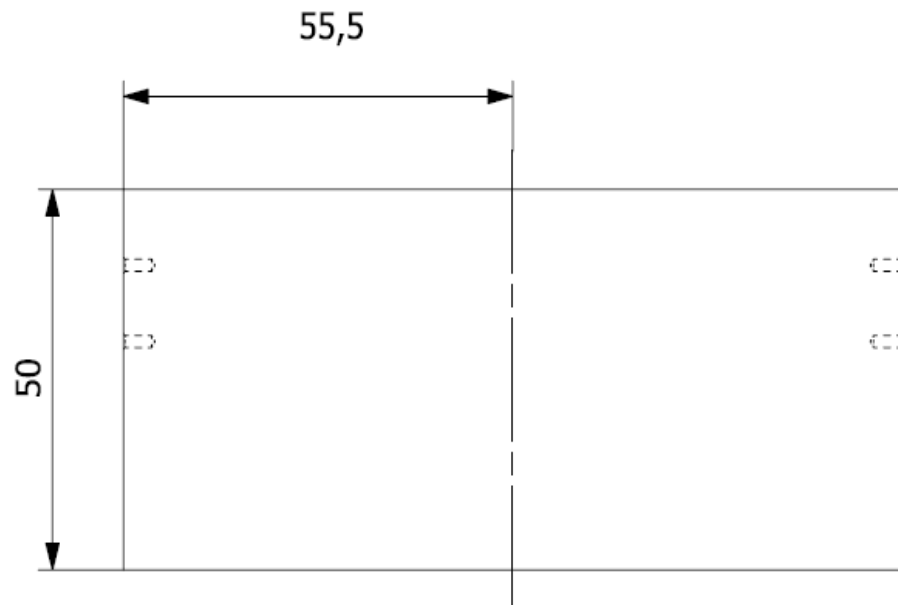
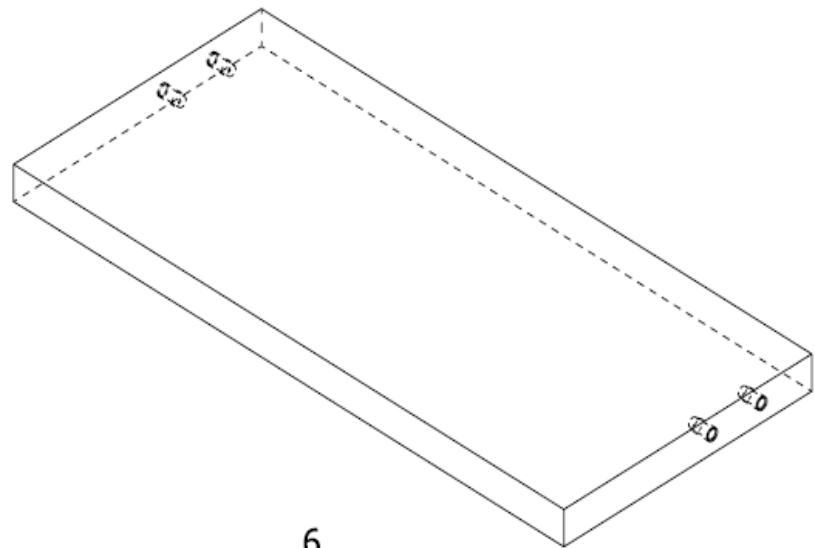
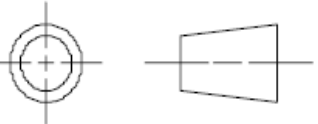
B

C

C

D

D



4 Agujeros
M2 x 0.4 ∇ 4

Departamento de ingeniería mecatrónica Diseño mecánico PAPIIT (IT102014)		Tol.: ± 0.25	Fecha de rev.: 14-01-15, 22-01-15
Dib.: JJMR	Esc.: 1:1	Rev.: AAR, RIFL	Apr.: SCC
Tit: Placa para dedos		Mat.: Aluminio 6061	Acot. mm.
Dib. No. MOT-PT 20/21			

1

2

3

4

1

2

3

4

A

A

B

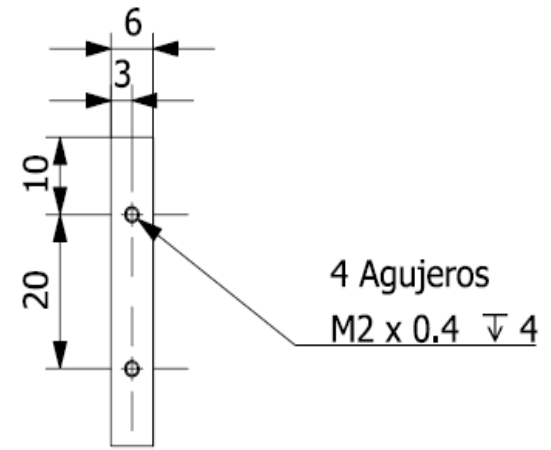
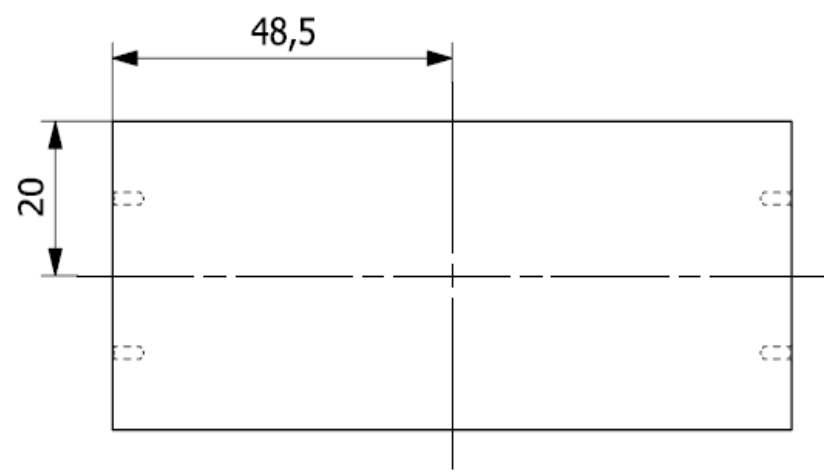
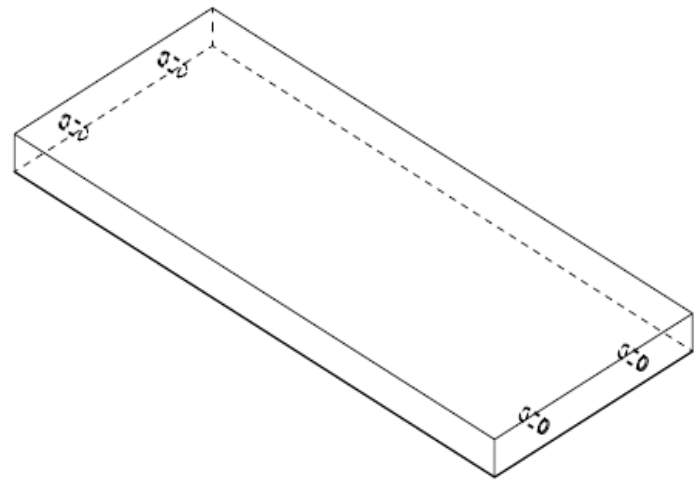
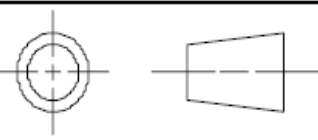
B

C

C

D

D



4 Agujeros
M2 x 0,4 ∇ 4

Departamento de ingeniería mecatrónica Diseño mecánico PAPIIT (IT102014)		Tol.: $\pm 0,25$	Fecha de rev.: 14-01-15, 22-01-15
Dib.: JJMR	Esc.: 1:1	Rev.: AAR, RIFL	Apr.: SCC
Tit: Placa para talon		Mat: Aluminio 6061	Acot. mm.
Dib. No. MOT-PT 21/21			

1

2

3

4

Referencias

- Access Spring. (14 de Abril de 2015). *The Spring Store*. Obtenido de Constante de un resorte de torsión: <http://www.accessspring.com/constante-de-un-resorte-de-torsion.html>
- Adam B. Zoss, H. K. (2006). Biomechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX). *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 11(2), 128-138.
- Army-Technology.com. (03 de Junio de 2015). *Raytheon XOS 2 Exoskeleton, Second-Generation Robotics Suit, United States of America*. Obtenido de Kable: <http://www.army-technology.com/projects/raytheon-xos-2-exoskeleton-us/>
- Au, S. K. (2009). Powered Ankle--Foot Prosthesis Improves Walking Metabolic Economy. *Robotics, IEEE Transactions on*, 25(1), 51-66.
- Carreón, E. S. (2007). *Lesión de médula espinal y medicina regenerativa*. México: Salud Pública de México, vol. 49 no. 6.
- Consulta Mitofsky. (2010). El tamaño del calzado de los mexicanos. *Tracking Pool Roy Campos*, 5.
- CYBERDYNE. (2015). What's HAL? *CYBERDYNE*, 1. Obtenido de <http://www.cyberdyne.jp/english/products/HAL/>
- Discapitados y Discapacidad. (03 de Junio de 2015). *Exoesqueletos – Evolución de los trajes robóticos*. Obtenido de Discapacidad y Tecnología: <http://www.discapacidadonline.com/exoesqueletos-evolucion-trajes-roboticos.html>
- Emmer, G. (Junio de 2015). *EXOESQUELETO*. Obtenido de <http://www.exoesqueleto.com.es/berkeley-bionics.html>
- Geil, M. D. (2000). Comparison of methods for the calculation of energy storage and return in a dynamic elastic response prosthesis. *Journal of biomechanics*, 33(12), 1745-1750.
- Graham-Rowe, D. (26 de Septiembre de 2007). MIT Exoskeleton Bears the Load. *Technology Review*, 2. Obtenido de <http://www.technologyreview.com/news/408731/mit-exoskeleton-bears-the-load/>
- Instituto Nacional de Estadística, G. e. (2004). *Las personas con discapacidad en México: una visión censal*. Aguascalientes: INEGI.
- J. Maxwell Donelan, R. K. (2002). Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the. *The Journal of Experimental Biology*, 205, 3717–3727.
- J. Maxwell Donelana, A. D. (2002). Simultaneous positive and negative external mechanical work in human walking. *Journal of Biomechanics, ELSEVIER*, 35, 117-124.
- Johnson CL, R. E. (29 de mayo de 2001). *Estados Unidos de America Patente nº US 6,238,437 B1*.
- Kapandji, I. A. (1998). *Cuadernos de fisiología articular* (Cuarta ed., Vol. 2). Medica panamericana.

- Kirtley, C. (2006). *CGA Normative Gait Database*. Obtenido de Hong Kong Polytechnic Univ.: <http://guardian.curtin.edu.au/cga/data/>
- Kyle N. Winfree, P. S. (2011). Design of a Minimally Constraining, Passively Supported Gait Training Exoskeleton: ALEX II. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 6.
- Lehmann, J. a.-B. (1993). Comprehensive analysis of energy storing prosthetic feet: Flex Foot and Seattle Foot Versus Standard SACH foot. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 74(11), 1225-1231.
- Linskell, J. (2006). *CGA Normative Gait Database*. Obtenido de Limb Fitting Centre: <http://guardian.curtin.edu.au/cga/data/>
- Luna, P. V. (1993). *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia.
- Martínez, L. E. (2012). *Soporte de cadera y tórax para órtesis de miembro inferior*. Universidad Nacional Autónoma de México: Tesis para obtener el título de ingeniero mecánica.
- Miao-Ju Hsu, D. H.-J.-C.-C. (2006). The effects of prosthetic foot design on physiologic measurements, self-selected walking velocity, and physical activity in people with transtibial amputation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 87(1), 123-129.
- Narvaéz, A. (2011). *Órtesis Activa de Miembro Inferior, tesis para obtener el título de ingeniero mecánico*. México Distrito Federal: Universidad Nacional Autónoma de México.
- NASA. (2 de Agosto de 2013). *NASA's Ironman-Like Exoskeleton Could Give Astronauts, Paraplegics Improved Mobility and Strength*. Obtenido de http://www.nasa.gov/offices/oct/home/feature_exoskeleton.html#VW9-XM9_Oko
- Nordin, M. (2004). *Biomecánica del Pie y el Tobillo, Biomecánica Básica del Sistema Músculo Esquelético* (Tercera ed.). Mc Graw Hill.
- Norton, R. L. (2011). *Diseño de Maquinas* (Cuarta ed.). Estado de México: Pearson Educación.
- NSK Motion & Control. (2003). *Guía de reemplazo de rodamientos*.
- Organizacion Mundial de la Salud. (Noviembre de 2013). *Organizacion Mundial de la Salud- Centro de Prensa- Lesion Medular*. Recuperado el 23 de Febrero de 2015, de <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs384/es/>
- Paraplegic & Caregiver Resources Quadriplegic. (Marzo de 2002). *Spinal Cord Injury Facts & Statistics*. Recuperado el 23 de Febrero de 2015, de <http://www.sci-info-pages.com/facts.html>
- Peronnet, F. (29 de Octubre de 2014). *Tuiti Trekking*. Recuperado el 22 de Noviembre de 2014, de <http://tuititrekkingmendoza.com/como-debe-ser-una-zapatilla-para-hacer-deporte/>
- Peter G. Adamczyk, S. H. (2006). The advantages of a rolling foot in human walking. *The Journal of Experimental Biology*, 209, 3953-3963.

- Prince, F. a. (1994). A new technique for the calculation of the energy stored, dissipated, and recovered in different ankle-foot prostheses. *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 2(4), 247-255.
- Shigley, R. G. (2008). *Diseño en ingeniería mecánica* (Octava ed.). Mc Graw Hill.
- Sous Sánchez, J. O. (2011). Bases Biomecánicas del Tobillo. *Canarias médica y quirúrgica*, 8(24), 13-20.
- Steven H. Collins, A. D. (2010). Recycling Energy to Restore Impaired Ankle Function during Human Walking. *PLoS one*, 5(2), e9307.
- Vázquez, S. C. (2002). *Análisis de la marcha humana con plataformas dinamométricas. Influencia del transporte de carga*. Madrid: Universidad Complutense de Madrid, Facultad de Medicina, Departamento de Medicina Física y de Rehabilitación. Hidrología Médica.
- Waters, R. L. (1999). The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait & posture*, 9(3), 207-231.
- Winter, A. (2006). *Gait Data*. Obtenido de Int. Soc. Biomechanical Data Resources:
<http://guardian.curtin.edu.au/org/data/>