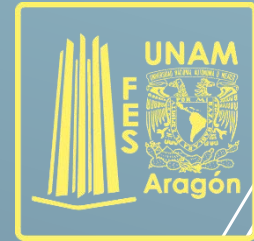




UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTÓNOMA DE MÉXICO



FACULTAD DE ESTUDIOS
SUPERIORES ARAGÓN

“ÓRTESIS ASISTIVA DE MIEMBRO INFERIOR PARA
PERSONAS DE LA TERCERA EDAD”

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

INGENIERO MECÁNICO

PRESENTA:

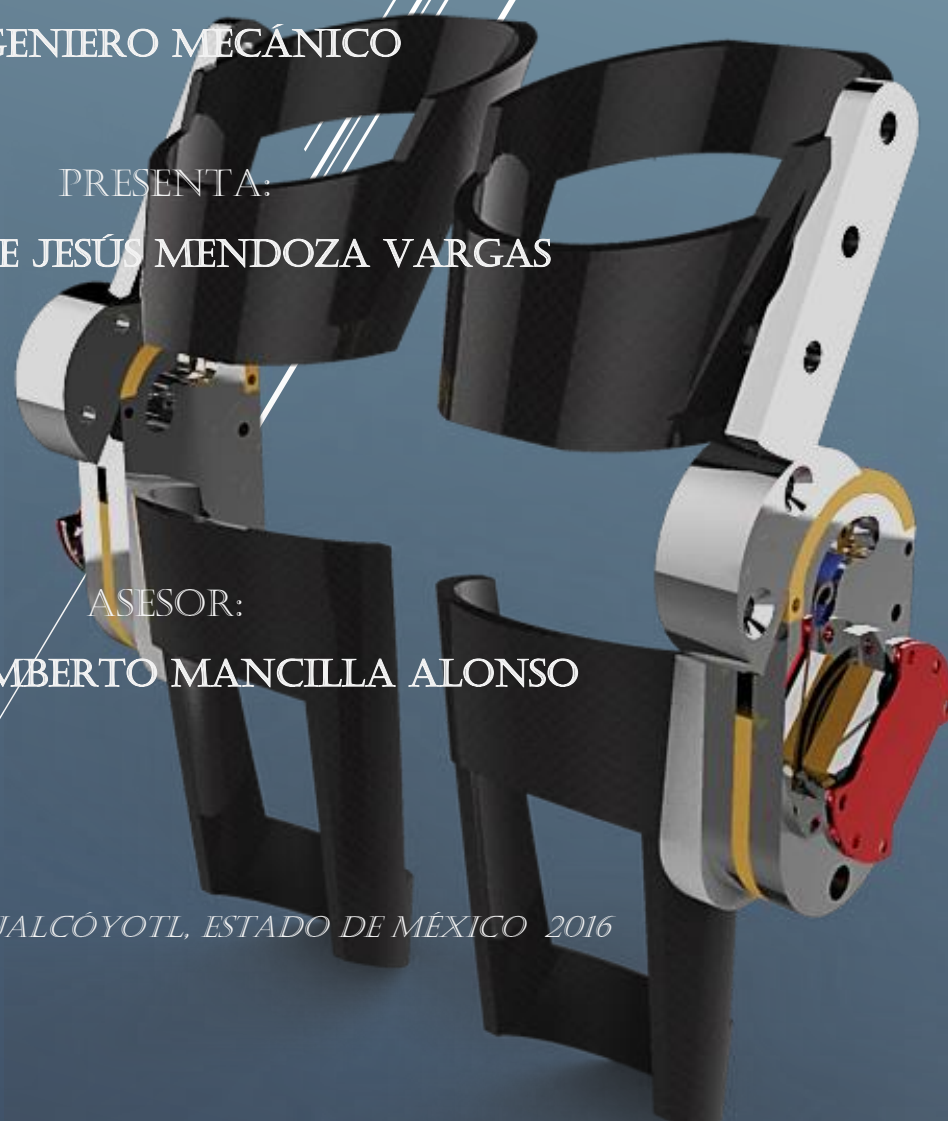
GABRIEL DE JESÚS MENDOZA VARGAS

ASESOR:

M. EN I. HUMBERTO MANCILLA ALONSO



CIUDAD NEZAHUALCÓYOTL, ESTADO DE MÉXICO 2016





Universidad Nacional
Autónoma de México



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.

Contenido

INTRODUCCIÓN	2
OBJETIVO	3
ANTECEDENTES	3
AYUDA TÉCNICA	3
CAPÍTULO 1 LEVANTAMIENTO	5
1.1 NECESIDAD	6
1.2 PLANIMETRÍA	8
1.3 ANATOMÍA MIEMBROS INFERIORES	9
1.4 LA MARCHA HUMANA	18
1.5 ESTADO DEL ARTE	21
CAPÍTULO 2 DISEÑO CONCEPTUAL	24
2.1 PRIMER PROPUESTA DE SOLUCIÓN	25
2.2 SEGUNDA PROPUESTA DE SOLUCIÓN	26
2.2.1 USABILIDAD	26
2.3 METODOLOGÍA	27
2.3.1 MODELO DESCRIPTIVO DEL DISEÑO PAHL Y BEITZ	28
2.3.2 DESCOMPOSICIÓN EN FUNCIONES	31
2.4 TRIZ	34
CAPÍTULO 3 DISEÑO DE DETALLE	53
3.1 ANÁLISIS DINÁMICO	55
3.1.1 PRINCIPIO DE SUPERPOSICIÓN	59
3.2 CALCULO PARA OBTENER PAR	60
3.3 ANÁLISIS ESTÁTICO	62
3.3.1 ANÁLISIS ESTÁTICO 1 A MENOR INCLINACIÓN DEL CENTRO DE GRAVEDAD.	62
3.3.2 ANÁLISIS ESTÁTICO 2 A MAYOR INCLINACIÓN DEL CENTRO DE GRAVEDAD.	63
3.4 SELECCIÓN DE MATERIALES.	65
CAPÍTULO 4 RESULTADOS	67
CONCLUSIONES	75
BIBLIOGRAFÍA Y REFERENCIAS.	76
ANEXOS	77

INTRODUCCIÓN

Actualmente la población mexicana está mayormente conformada por jóvenes de 22 años o menos (50% de la población) de acuerdo a la UNFPA, pero ¿qué pasará dentro de cuatro décadas?, toda esta población formará parte de un grupo vulnerable, los adultos mayores.

La mayoría de adultos mayores sufren padecimientos que limitan su movilidad, ya sea por enfermedades como la diabetes mellitus, o bien por el desgaste de las articulaciones, así como la debilidad muscular causadas por el envejecimiento del cuerpo.

Por ello se plantea el diseño en CAD de un dispositivo que le permita regresar la movilidad a los adultos mayores. Siendo su principal afección en los miembros inferiores del cuerpo humano.

Siguiendo en el diseño la metodología de Pahl & Beitz, con la intervención y aplicación de las diferentes técnicas de inventiva de TRIZ.

Este dispositivo se diseñará con la ayuda y seguimiento de un paciente de este grupo poblacional, para con ello evitar problemas de usabilidad en el desarrollo del mismo. Tomando en cuenta la antropometría mexicana, ya que la mayoría de dispositivos diseñados para solventar esta necesidad se basan en la antropometría europea, por lo cual, es difícil para la población mexicana adaptarse a estos dispositivos, además de ser costosos. Además de especificar nuestro dispositivo de acuerdo con la clasificación de ayudas técnicas definidas por el instituto de biomecánica de valencia. Sin omitir la necesidad e importancia del aprendizaje de la anatomía del cuerpo humano enfocándonos en los miembros inferiores. Además del entendimiento de la marcha humana y las partes que la componen.

Esta tesis se centrará en cuatro capítulos, en el primer capítulo se describirá cual es la necesidad que se pretende solucionar, así como la problemática por la cual esta necesidad no se ha logrado concretar, se mencionaran puntos como: ayuda técnica, su clasificación, los problemas de la población de adultos mayores en México, las soluciones existentes en el mercado así como la anatomía del cuerpo humano y la descripción del ciclo de marcha.

En el segundo capítulo se muestran las iteraciones en el diseño de la propuesta de solución, así como la metodología a seguir y las técnicas utilizadas.

En el tercer capítulo se presentarán los cálculos realizados, la búsqueda de los materiales que son viables para la construcción del prototipo, además de los datos y pruebas que se realizaron en el paciente.

En el cuarto capítulo se dará una solución acerca del diseño del prototipo, si este es viable para poder solventar la necesidad que se planteó en un principio.

OBJETIVO

Desarrollar un dispositivo de tecnología asistiva o ayuda técnica que permita mejorar la independencia de las personas de la tercera edad, ya que conforme se envejece se presentan problemas de salud como diabetes, debilidad muscular y desgaste de articulaciones, siendo la principal afección en la rodilla.

Por ello el dispositivo propuesto pretende aumentar la movilidad en los adultos mayores, en acciones como: levantarse (de una silla, banco, etc.), sentarse, subir y bajar escaleras.

ANTECEDENTES

AYUDA TÉCNICA

De acuerdo con la norma UNE-EN ISO 9999-1999 es cualquier producto, instrumento, equipo o sistema técnico usado por una persona con discapacidad, fabricado especialmente para prevenir, compensar o neutralizar la deficiencia o discapacidad.

Dentro de la definición anterior se encuentra la siguiente clasificación:

Clase	Definición
03	Ayudas para terapia y entrenamiento (bipedestadores, respiradores, etc.)
06	Órtesis y prótesis (plantillas, calzado ortopédico, órtesis de rodilla, prótesis de mano, pelucas, férulas, etc.)
09	Ayudas para el cuidado y protección personal (baberos, calcetines de muñón, etc.)
12	Ayudas para la movilidad personal (bastones, muletas, andadores, sillas de ruedas, etc.)
15	Ayudas para actividades domésticas (básculas, cubiertos adaptados, etc.)
18	Mobiliario y adaptaciones para las viviendas y otros inmuebles (mesas ajustables, lupas con luz, etc.)
21	Ayudas para la comunicación, la información y la señalización (lentes de contacto, teléfonos de texto, equipos para escritura Braille, etc.)
24	Ayudas para el manejo de Bienes y productos (sistemas de control remoto, pedales, soportes de apoyo, ayudas para transportar, etc.)
27	Ayudas y equipo para mejorar el ambiente, maquinaria y herramienta (humidificadores, dispositivos de seguridad, etc.)
30	Ayudas para el esparcimiento (programas informáticos para dibujo y pintura, juguetes, instrumentos musicales, etc.)

Tabla 1 Fuente Instituto de biomecánica de valencia (IBV)

Otra definición más formal fue publicada por "Tech Act" (Technology-Related Assistance for Individuals with Disabilities Act), 1988 y en esta se refiere a las tecnologías asistivas como:

“Cualquier cosa, pieza de equipo, o sistema, ya sea adquirido comercialmente, modificado, o personalizado, que es comúnmente usado para aumentar, mantener, o mejorar capacidades funcionales de individuos con discapacidades”.

Su clasificación, está dada por:

De baja tecnología: en ésta clasificación se considera la utilización adaptada de herramientas que ya existen. Por ejemplo, cucharas o cepillos de dientes adaptados, etc.

De media tecnología: son aquellos equipos y/o productos con cierta complejidad tecnológica, desarrollados en específico para Personas en situación de Discapacidad. En este caso, se tiene como ejemplo la más conocida TA, la silla de ruedas.

De alta tecnología: como su nombre lo indica, son aquellas TA de alta complejidad tecnológica. Ingeniería biomédica, Robótica, etc. Se pueden nombrar como ejemplos el uso de software, computadores, videojuegos de entrenamiento cognitivo, sillas de ruedas eléctricas, audífonos conectados a la corteza cerebral, automóviles para Personas en situación de Discapacidad, entre otros.

Una vez definido el término y clasificación de una ayuda técnica se tiene como idea central de esta tesis elaborar una órtesis de miembros inferiores clase 6 (de acuerdo al Instituto de Biomecánica de Valencia) para lograr independencia en la ejecución de actividades de la vida cotidiana o interacción con el entorno físico.

Pero por qué definir la ayuda técnica como órtesis y no un exoesqueleto, ¿cuál es la diferencia con una prótesis?

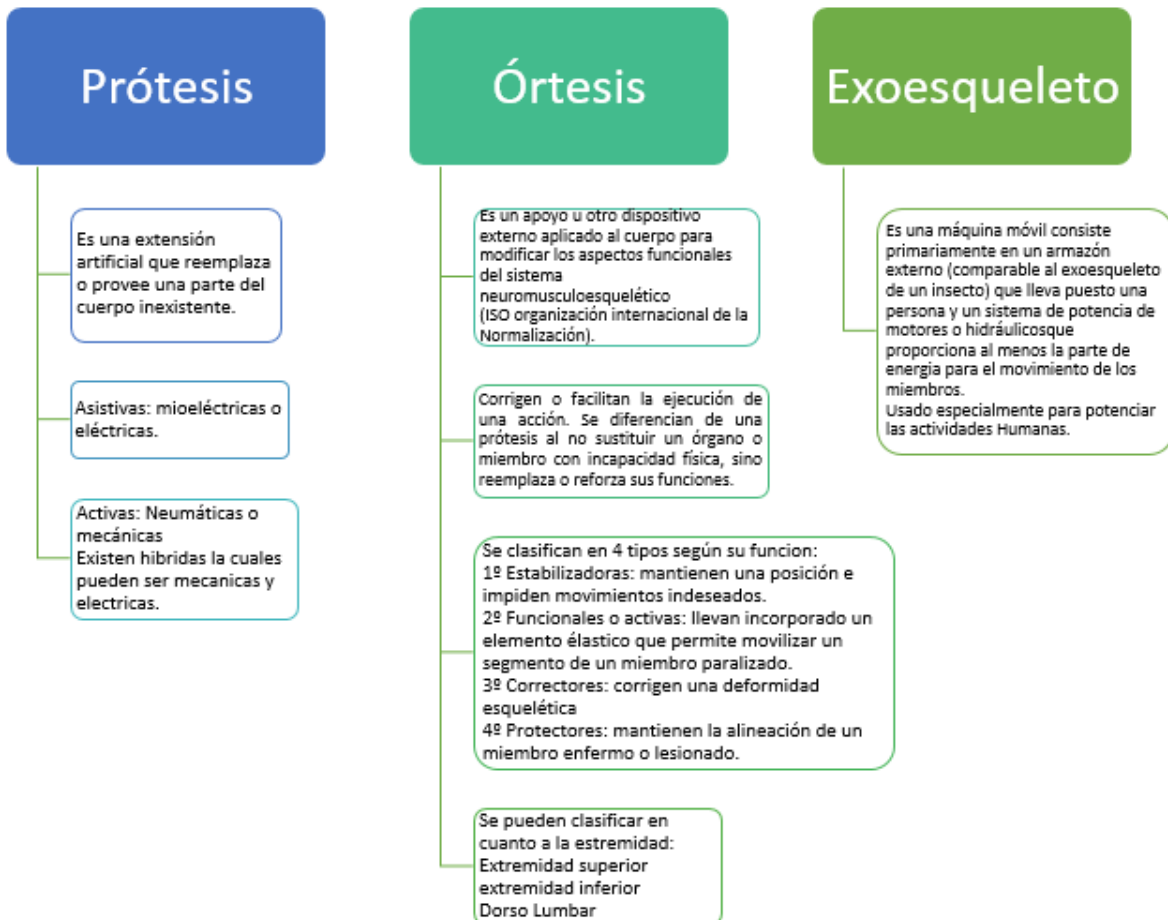


Figura 1 Clasificación de ayudas técnicas



CAPÍTULO 1 LEVANTAMIENTO

“Hay una fuerza motriz más poderosa que el vapor, la electricidad y la energía atómica: la voluntad.” Albert Einstein

1.1 NECESIDAD

Datos estadísticos recabados por el INEGI demuestran que México es un país de jóvenes, donde el 50% de la población tiene 22 años o menos; por lo tanto esa población en un futuro formará parte de la etapa de vejez o adultos mayores (En México se considera como adultos mayores a la población de 60 años o más en total apego a la ley de derechos de las personas adultas mayores que rige el país), de acuerdo con el fondo de población de naciones unidas (UNFPA, siglas en ingles) el 11.5% de la población mundial tiene una edad de 60 años y más. Proyecciones realizadas por la misma entidad (UNFPA), sugieren que en 2050, una de cada tres personas (32%) será un adulto mayor en regiones desarrolladas. En nuestro país se espera que la participación relativa de adultos mayores pase de un 9.1% (2012) a un 21.5% en 2050 [Fig. 1.1].

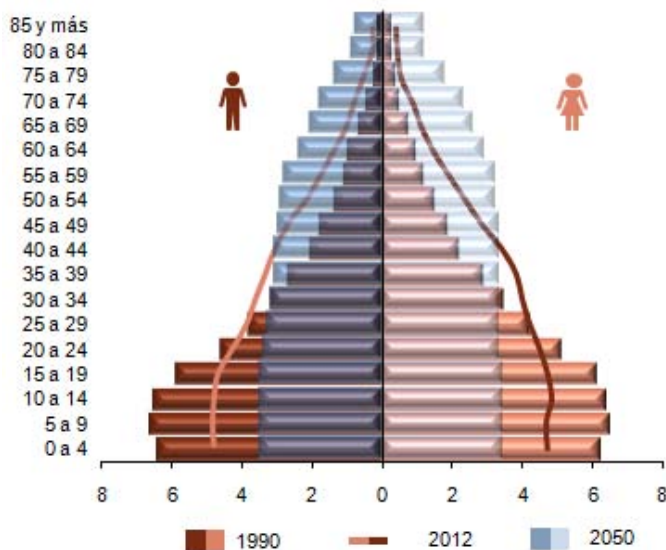


Figura 1.1 Proyección de adultos mayores
INEGI. XI Censo General de Población y Vivienda, 2010.
CONAPO. Proyecciones de la Población de México, 2010-2050

Por ende es necesario analizar las condiciones de vida y los principales problemas de los adultos mayores en el presente, ya que son ellos los que padecen un mayor “riesgo social” por presentar limitaciones o evidente pérdida gradual de capacidades físicas, motrices, cognitivas y mentales conforme avanza la edad, con el objetivo de prever el perfil de demandas y necesidades de este grupo de población en los años por venir.

Al hablar sobre adultos mayores es inevitable tocar el tema de discapacidad y esto los coloca en una posición de vulnerabilidad. Es en esta etapa donde crecen los riesgos de perder autonomía.

De acuerdo con la muestra del censo de población y vivienda 2010, 2 millones 768 mil personas de 60 años y más (adultos mayores) tienen dificultades en la realización de tareas de la vida cotidiana (diaria), los cuales representan 26.3% del total de adultos mayores en el país y más importante el 48.2 % de las personas con discapacidad en el país. De cada 100 adultos mayores con discapacidad en el país 55 son mujeres [Fig.1.2].

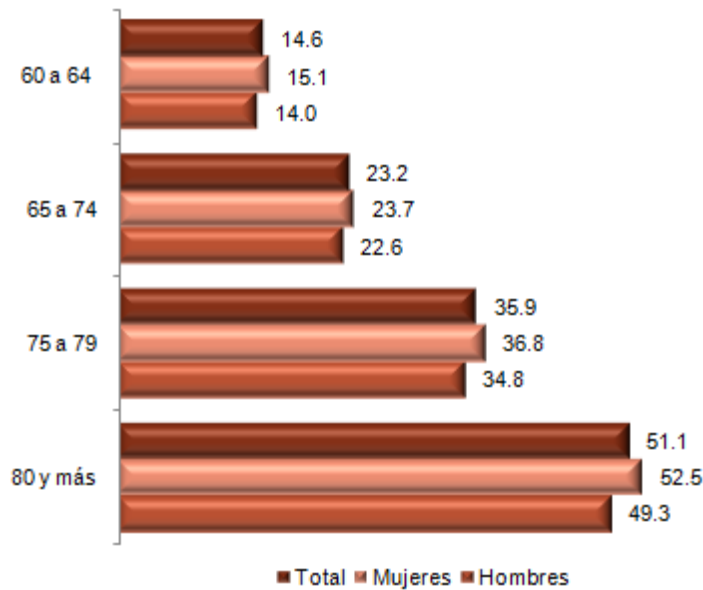


Figura 1.2 Porcentaje de población con discapacidad para cada grupo de edad y sexo 2010

Nota: El porcentaje se calculó con base en el total de adultos mayores para cada grupo de edad y sexo.

Fuente: INEGI. Censo de Población y Vivienda 2010. Base de datos de la muestra.

Principales problemas del adulto mayor

Conforme a la Encuesta Nacional de Ingresos y Gastos de los Hogares (ENIGH 2012), de cada diez adultos mayores con discapacidad, ocho no participan en las actividades económicas, de los ocho mencionados, el 28.1% no trabajan porque se los impide las limitaciones físicas o mentales.

En la tabla 2 se enlistan las principales enfermedades que padece la población de adultos mayores en México, divididas por género (2012):

Hombres		Mujeres	
Diabetes	18.9%	Hipertensión	26%
Hipertensión arterial	18.8%	Diabetes	24.6%
Artritis	10.1%	Artritis	21.2%
Infarto	5.1%	Enfermedad pulmonar	6.1%
Enfermedad pulmonar	4.7%	Infarto	3.1%

Tabla 2 principales enfermedades del adulto mayor

Como se muestra en la tabla 2 la diabetes mellitus es una enfermedad crónica que padece la mayoría de la población de adultos mayores, cabe destacar esta enfermedad ya que trae consigo padecimientos como: pérdida gradual de la vista, úlceras donde la más común se genera en el pie, que conlleva al diagnóstico de pie diabético, etc.

En la tabla 2.1 se muestra el porcentaje de limitaciones en la población adulta mayor y su distribución porcentual por tipo de discapacidad y causa (2010).

Tipo de discapacidad	Porcentaje de limitaciones ¹	Causa de discapacidad ²					No especificado
		Nacimiento	Enfermedad	Accidente	Edad avanzada	Otra causa	
Caminar, moverse, subir o bajar	71.4	0.8	40.7	12.9	43.1	1.3	1.2
Ver, aun usando lentes	28.6	1.5	40.4	4.1	51.2	1.4	1.4
Hablar, comunicarse o conversar	3.8	11.4	47.6	4.9	32.6	1.3	2.2
Oír, aun usando aparato auditivo	16.5	2.3	20.3	6.2	67.5	2.4	1.3
Vestirse, bañarse o comer	6.4	0.9	45.1	10.4	40.7	0.8	2.1
Poner atención o aprender cosas sencillas	2.3	2.3	27.7	2.4	64.0	1.4	2.2
Limitación mental	2.5	11.3	40.0	6.5	31.9	4.7	5.6

Tabla 2.1 1 La suma de porcentajes según tipo de discapacidad supera 100% por la población que reporta más de una discapacidad. 2 El porcentaje se calculó con base en el total de limitaciones reportadas para cada tipo de discapacidad. Fuente: INEGI. Censo de Población y Vivienda 2010. Base de datos de la muestra.

Las limitaciones para caminar y moverse son las más reportadas por este grupo poblacional (71.4%).

Entre los 30 a los 80 años de edad se pierde aproximadamente un 30 a 40 % de masa magra muscular, esta pérdida se acelera conforme avanza la edad. El tejido muscular es reemplazado por tejido fibroso duro, con esto los músculos pierden fuerza, elasticidad provocando que sean más propensos a roturas.

A los 40 años de edad empieza a decrecer la velocidad de formación ósea y de reabsorción, este proceso también es conocido como osteoporosis senil, el cual es más común en caderas, fémur y vertebras. Al disminuir el calcio y la osteína los huesos se vuelven más porosos, quebradizos y frágiles.

Las articulaciones se vuelven más rígidas y menos flexibles, por lo tanto ligamentos y articulaciones pierden su elasticidad y su capacidad de amortiguación.

¿Qué pasa al perder la movilidad?

Desde un punto de vista geriátrico la pérdida de la movilidad (definida por tres funciones básicas caminar, subir escaleras y sentarse), merma la capacidad de valerse por sí mismo y por lo tanto disminuye su calidad de vida, en algunos casos llegando a la inmovilidad (restricción involuntaria en la capacidad de desplazamiento).

Con esto se aumenta la necesidad de provisión de cuidados ya sean de familiares o de cuidadores profesionales (enfermeros).

Resumiendo lo antes mencionado se plantea la necesidad en México de encontrar una manera de regresarle al adulto mayor su movilidad ya que su principal problema es al desplazarse (caminar, subir escaleras etc.) no sólo por las repercusiones sociales (discriminación, olvido) sino para que vuelvan a ser independientes. Ya que somos un país con un 50% de jóvenes los cuales en 30 – 40 años se volverán parte de ese grupo.

Con la necesidad de regresarles la movilidad a las personas mayores se requiere el entendimiento de la marcha humana para así poder recrearla.

Para una mejor comprensión de la marcha humana debemos estudiar los principales factores que en ésta se involucran desde el punto de vista anatómico, por lo tanto se dará una breve explicación para un mejor entendimiento.

1.2 PLANIMETRÍA

Es el estudio de la anatomía humana dividida en planos para su mejor comprensión.

Los principales planos del cuerpo son:



Figura 1.3 Plano Sagital

➤ Plano sagital

Es aquel plano perpendicular al suelo localizado a 90° con respecto al plano frontal, divide el cuerpo en mitad izquierda y derecha. En este plano se visualizan movimientos de flexión – extensión, dorsiflexión – plantarflexión [Fig. 1.3].

➤ Plano transversal

Es el plano perpendicular al eje longitudinal, divide el cuerpo en dos partes principales, que son miembro superior o miembro torácico y miembro inferior o miembro pélvico. Se visualizan movimientos de rotación externa – interna, pronación – supinación, eversión – inversión [Fig.1.4].

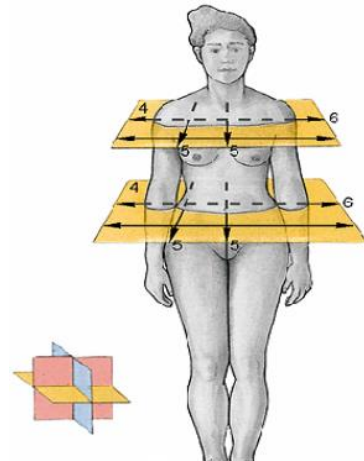


Figura 1.4 Plano transversal

➤ Plano frontal o coronal

Es aquel plano perpendicular al eje transversal localizado a 90° con respecto al eje sagital, divide el cuerpo verticalmente en dos secciones antero (anterior) – posterior. Se visualizan movimientos de abducción - aducción, inclinación (derecha o izquierda), si se habla de la muñeca los movimientos dejan de ser abducción – aducción, para ser desviación radial - desviación cubital [Fig.1.5].

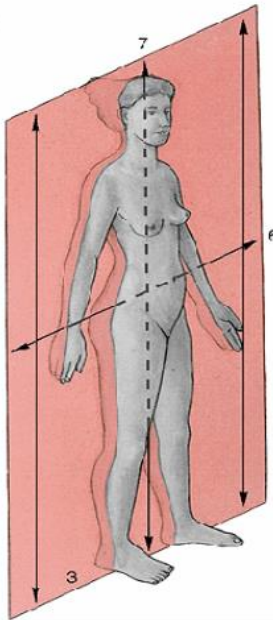


Figura 1.5 Plano frontal

1.3 ANATOMÍA MIEMBROS INFERIORES

Como se explicó anteriormente el plano transversal divide el cuerpo en dos partes principales miembro superior y miembro inferior, siendo el miembro inferior el más importante en la marcha humana.

Se nombra miembro inferior a la parte del cuerpo comprendida entre la cadera y el pie.

De lo cual los movimientos más importantes en la caminata humana vienen dados por las articulaciones que se encuentran en: cadera, rodilla, tobillo y pie.

FISIOLOGÍA DEL CUERPO HUMANO

Cumple en conjunto las siguientes funciones

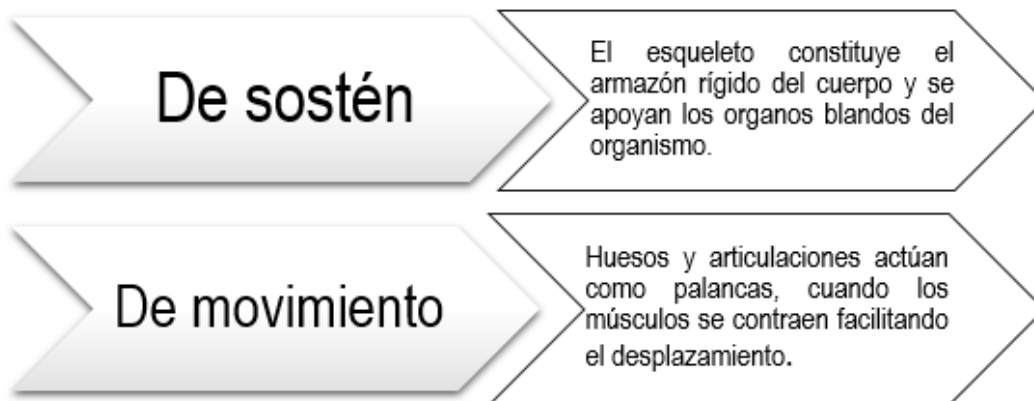


Diagrama 1.1 Funciones del cuerpo Humano

ARTICULACIONES

Las articulaciones son uniones existentes entre dos o más componentes rígidos ya sean huesos o cartílagos. La clasificación más común de las articulaciones es la siguiente [Diagrama 1.2]:



Diagrama 1.2 Tipos de articulaciones

Ahora bien las articulaciones del tipo diartrosis poseen su propia clasificación la cual está dada por el tipo de movimiento que es capaz de recrear y se clasifican de acuerdo con lo mostrado en la tabla 3.

Tipos de articulaciones sinoviales		
Tipos	Configuración	Movimientos posibles
Artrodia (plana)	Articulación plana o ligeramente curva	Deslizamiento
TrocLEAR (bisagra)	Una superficie cóncava de un hueso se articula con la convexa de otro	Flexión – extensión
Trocoide (pivote)	Una superficie cónica de un hueso se articula con la depresión de otro.	Rotación
Condilea (elipsoidal)	Cóndilo ovalado de un hueso que encaja en una cavidad elipsoidal de otro	Biaxiales
Encaje recíproco (silla de montar)	Dos superficies cóncavo convexas de ambos huesos	Realiza la mayoría de movimientos excepto rotación
Enartrosis (esferoidal)	Superficie convexa de un hueso con la cavidad de otro	De todos los planos y de rotación

Tabla 3 tipos de articulaciones



Figura 1.6 Tipos de articulación sinoviales

LIGAMENTOS

Los ligamentos son estructuras resistentes prácticamente inelásticos, cuya misión es mantener unidos los huesos e impedir que se produzca una luxación, es decir, un refuerzo que limita la amplitud de movimientos que podrían lesionar una articulación (limitan el rango de movimiento).

ESTRUCTURA ÓSEA MIEMBRO INFERIOR

Los huesos que conforman el miembro inferior de acuerdo con su localización son:



Muslo

Pelvis (también llamado coxal, iliaco)
Femur
Rotula



Pierna

Tibia
Perone



Pie

Calcáneo
Astrágalo
Cuboides
Tarsos
Metatarsos
Falanges

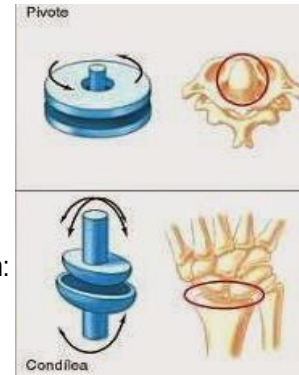


Figura 1.6.1 Tipos de articulación sinoviales

Esquema 1.3 Estructura Ósea

ESTRUCTURA MUSCULAR MIEMBRO INFERIOR

CLASIFICACIÓN DE LOS MÚSCULOS POR SU FUNCIÓN



Diagrama 1.4 Clasificación de los músculos

CLASIFICACIÓN DE LOS MÚSCULOS POR SU ACCIÓN

Músculos	Acción
Flexores	Disminuyen el ángulo de una articulación al acercar el apéndice al tronco.
Extensores	Aumenta el ángulo de una articulación al alejar el apéndice del tronco.
Elevadores	Elevan una parte del cuerpo.
Depresores	Descienden una parte del cuerpo.

Abductores (separadores)	Mueven un apéndice lejos de la línea media o eje medio.
Aductores (Aproximadores)	Mueven un apéndice hacia la línea media o eje medio.
Rotadores	Hacen girar un hueso sobre su eje longitudinal.
Supinadores	Clasificación dada a los músculos ubicados en las extremidades superiores, logran que la palma de la mano mire hacia adelante.
Pronadores	Ubicados en las extremidades superiores, logran que la palma de la mano mire hacia atrás.
Inversores	Ubicados en las extremidades inferiores, dirigen la planta del pie hacia dentro del eje medio.
Eversores	Ubicados en las extremidades inferiores, dirigen la planta del pie hacia fuera del eje medio.

Tabla 4 Clasificación de los músculos por su acción

PRINCIPALES MOVIMIENTOS DEL MIEMBRO INFERIOR.

Flexión: Movimiento en el cual las extremidades del cuerpo se aproximan al tronco, quedando de forma paralela al plano sagital. En dirección antero - posterior. Explicadas anteriormente [Fig. 1.7].

Extensión: Es el movimiento opuesto a la flexión, por lo tanto aleja las extremidades del tronco, en una dirección posterior – anterior [Fig.1.7].

Aducción: Al igual que la flexión es un movimiento que se utiliza para acercar un miembro al tronco, pero éste se realiza sobre el plano frontal acercando la extremidad al eje medio del cuerpo. Terminado el movimiento de forma paralela al eje sagital [Fig. 1.8].

Abducción: Movimiento opuesto al de aducción, se encarga de alejar las extremidades del tronco, realizando el movimiento en el plano frontal, separándolo del eje medio [Fig. 1.8].

Rotación externa: Permite girar una extremidad sobre su eje longitudinal, terminando la extremidad hacia fuera del eje medio.

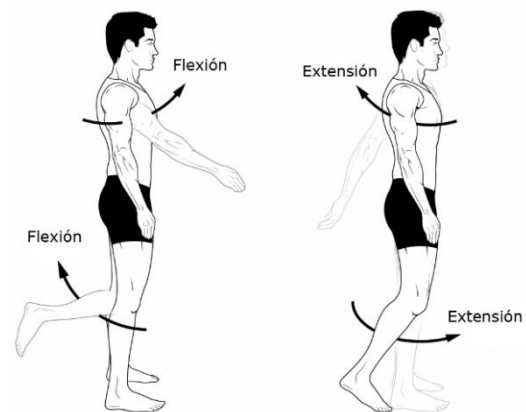


Figura 1.7 Flexión – Extensión

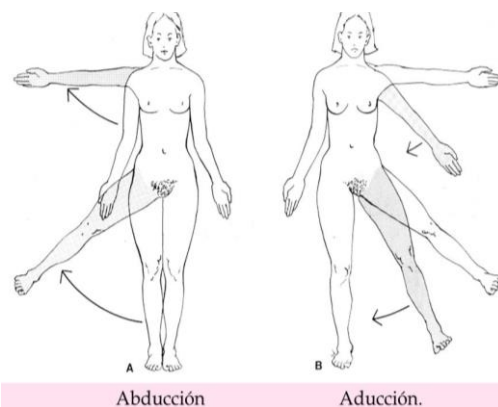


Figura 1.8 Abducción – Aducción.

Rotación interna: Al igual que la rotación externa, permite girar una extremidad sobre su eje longitudinal, terminando la extremidad mirando hacia dentro del eje medio.

Eversión: Movimiento en el cual la planta del pie se dirige hacia fuera del eje medio [Fig. 1.9].

Inversión: Movimiento en el cual la planta del pie se dirige hacia dentro del eje medio [Fig. 1.9].

Dorsiflexión: Movimiento que se genera a partir de que el pie está en posición neutral (0° en el plano horizontal). Acerca la punta del pie a la espinilla [Fig. 1.10].

Plantarflexión: Al igual que en dorsiflexión el movimiento surge a partir de posición neutral, y es lo opuesto al movimiento de dorsiflexión, aleja las puntas del pie de la espinilla (comúnmente se conoce como pararse de puntas) [Fig. 1.10].



Inversión Eversión
Figura 1.9 Inversión – eversión

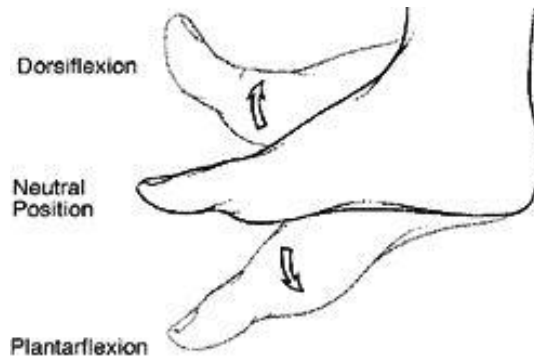


Figura 1.10 Movimientos del pie

ARTICULACIÓN DE LA CADERA

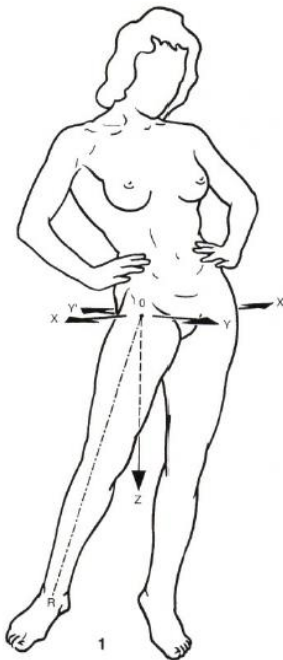


Figura 1.11 Ejes principales articulación cadera

Se conforma por los huesos de la pelvis y la cabeza del fémur, logrando unir el tronco del cuerpo con las extremidades inferiores.

Su función principal es orientar el cuerpo en todas las direcciones del espacio por lo cual posee tres ejes y tres grados de libertad. Gracias a esta articulación, la pierna puede moverse libremente en la cadera o bien la pierna puede estar fija y ser la cadera la que se mueve en contra de la pierna. Al caminar se alternan ambas funciones.

Cuando la circunducción alcanza su máxima amplitud, el eje del miembro inferior describe en el espacio un cono cuyo vértice resulta ser el centro de la articulación coxofemoral conocido como “cono de circunducción”.

Los movimientos de la cadera los realiza una sola articulación la coxofemoral la cual es sinovial del tipo enartrosis (esferoidal) [Diagrama 1.5].

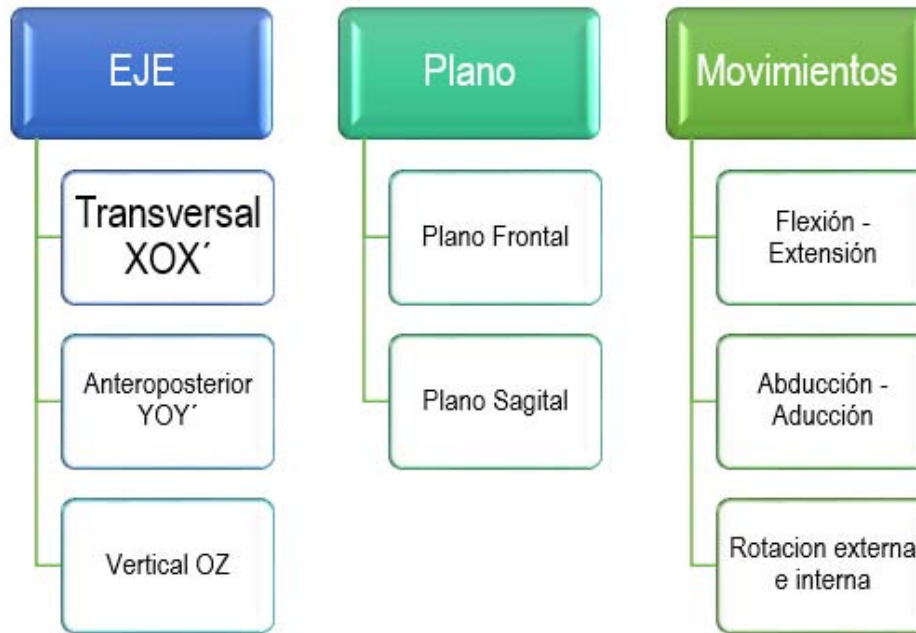


Diagrama 1.5 Ejes y movimientos de la cadera

MOVIMIENTOS DE LA CADERA

Flexión

Es el movimiento que produce el contacto de la cara anterior del muslo con el tronco, de forma que el muslo y el resto del miembro inferior sobrepasan el plano frontal llegando a un máximo de 130° - 140° [Fig. 1.12].

Músculos que intervienen en este movimiento.

- Recto anterior del cuádriceps.
- Psoas ilíaco.
- Sartorio.
- Tensor de la fascia lata.



Figura 1.12 Flexión de la cadera

Extensión

Dirige el miembro inferior por detrás del plano frontal, el rango de movimiento es menor que el movimiento de flexión. Llegando a un rango máximo de 30° con ayuda del raquis lumbar [Fig. 1.13].

Músculos que intervienen en este movimiento.

- Glúteo mayor.
- Bíceps crural.
- Semitendinoso.
- Semimembranoso.

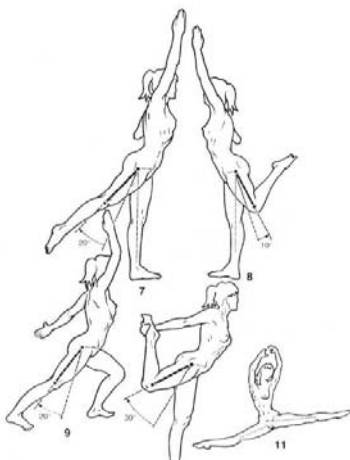


Figura 1.13 Extensión de la cadera

Abducción

Dirige el miembro inferior hacia fuera y lo aleja del eje medio (central) del cuerpo alcanzando un máximo de 30° - 45° [Fig. 1.14].

Músculos involucrados en este movimiento.

- Glúteo mayor.
- Glúteo medio.
- Glúteo menor.
- Tensor de la fascia lata.



Figura 1.14 Abducción de cadera

Aducción

Lleva el miembro inferior hacia dentro y lo aproxima al eje medio. En la posición inicial o de referencia ambos miembros inferiores están en contacto por lo tanto no existe movimiento de aducción "pura".

Sin embargo existe un movimiento de aducción relativa cuando a partir de una posición de abducción, el miembro inferior se dirige hacia adentro.

También existe aducción combinada con extensión de cadera, aducción combinada con flexión de cadera. Alcanzando un rango de 30° [fig. 1.15].

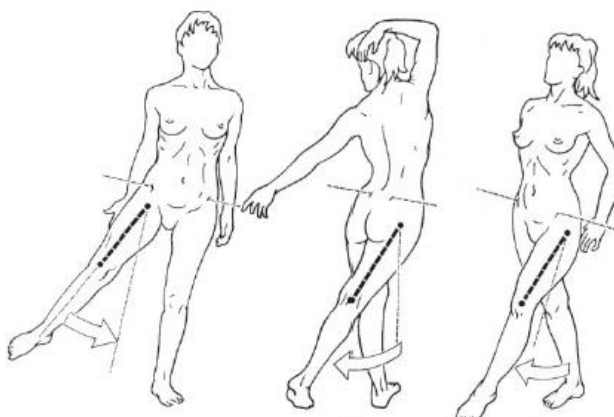


Figura 1.15 Aducción relativa c/n Extensión de cadera c/n Flexión de cadera

Músculos involucrados:

- Músculo aductor mayor del muslo.
- Músculo aductor largo del muslo.
- Músculo aductor corto del muslo.
- Músculo recto interno del muslo.

Rotación

- La rotación externa es el movimiento que dirige la punta del pie hacia afuera, alcanzando un rango máximo de 40° - 60° [Fig.1.16].

Músculos involucrados

- Gemino superior
 - Gemino inferior
 - Piramidal de la pelvis
 - Cuadrado crural
- La rotación interna dirige la punta del pie hacia dentro alcanzando un rango de 30° [Fig.1.16].

Músculos involucrados

- Tensor de la fascia lata
- Glúteo menor



Figura 1.16 Rotación interna y externa de cadera

- Glúteo medio

PRINCIPALES LIGAMENTOS DE LA CADERA.

- Ligamento ileofemoral o ligamento de bigelow.
- Ligamento pubofemoral.

ARTICULACIÓN DE LA RODILLA

Es la articulación intermedia del miembro inferior y la más grande del cuerpo humano. Es una articulación biarticular compuesta por la articulación tibiofemoral y la articulación femorrotuliana, está formada por las siguientes estructuras óseas:

- Fémur
- Tibia
- Rotula
- Peroné
- Dos discos fibrocartilaginosos.

Los discos fibrocartilaginosos son comúnmente llamados meniscos los cuales no poseen vasos sanguíneos ni terminaciones nerviosas, por lo cual al lesionarse no se siente dolor pero si una ligera molestia.

Su función principal es la conexión entre la tibia y el fémur, amortiguan y previenen el desgaste.

La articulación de la rodilla posee dos grados de libertad, aunque cabe resaltar que uno de estos grados de libertad solo aparece cuando la rodilla esta flexionada. Lo cual le permite los siguientes movimientos.

MOVIMIENTOS DE LA RODILLA

Flexión: Movimiento que acerca el miembro inferior hacia el tronco logrando un rango de 140° [Fig.1.17].

Músculos involucrados:

- Bíceps femoral.
- Músculo semimembranoso.
- Musculo semitendinoso.

Extensión: Aleja el miembro inferior del tronco en este caso la extensión es mínima y se conoce como hiperextensión ya que se produce al alinear la pierna a 0°, y se genera un movimiento máximo de 10° [Fig.1.17].

Músculos involucrados:

- Cuádriceps.

Rotación sobre su eje longitudinal: Este movimiento solo se genera cuando la rodilla esta previamente flexionada y le permite la rotación interna y externa de esta misma [Fig.1.18].

Músculos involucrados en la rotación externa:

- Tensor de la fascia lata.
- Bíceps femoral.

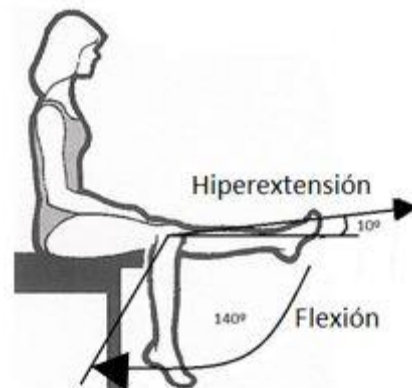


Figura 1.17 Flexión y extensión de rodilla

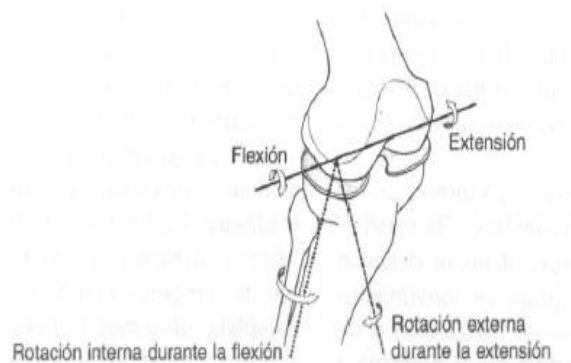


Figura 1.18 Rotación externa e interna de rodilla

Músculos involucrados en la rotación interna:

- Sartorio.
- Semitendinoso.
- Semimembranoso.
- Recto interno.
- Poplíteo.

PRINCIPALES LIGAMENTOS DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA

Como se mencionó con anterioridad los ligamentos son estructuras que limitan el movimiento de una articulación.

Ligamentos intraarticulares (llamados así ya que están dentro de la capsula articular)

- Ligamento cruzado anterior.
- Ligamento cruzado posterior.

Ligamentos extraarticulares (ligamentos que se encuentran en el exterior de la capsula articular)

- Ligamento rotuliano.
- Ligamento lateral interno.
- Ligamento lateral externo.

ARTICULACIÓN DEL TOBILLO

Es la articulación más utilizada al caminar sobre una superficie plana, unión entre la pierna y el pie. Constituida por la articulación tibiotarsiana del tipo troclear. Compuesta por las siguientes estructuras óseas:

- Tibia.
- Peroné.
- Astrágalo.

Se puede describir esta articulación como la unión de dos superficies [Fig.1.19].

- ✓ El astrágalo: Soporta una superficie cilíndrica
- ✓ Tibia y peroné: constituyen un bloque, cuya superficie inferior presenta un agujero en forma de segmento cilíndrico.

MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN DEL TOBILLO.

Dorsiflexión: Permite acercar el apéndice al tronco, con un rango de 20° - 30° [Fig.1.20].

Músculos involucrados

- Extensor largo de los dedos.
- Extensor largo del dedo gordo.
- Tibial anterior.

Plantarflexión: Aleja el apéndice del tronco, con un rango de 40° - 50° [Fig.1.20].

- Soleo.
- Gemelos.

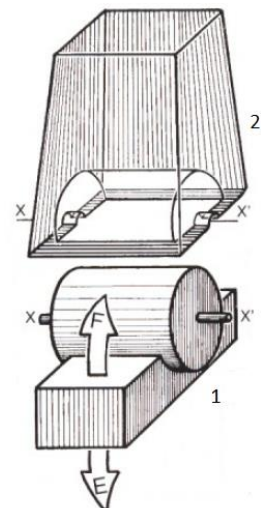


Figura 1.19 articulación del tobillo

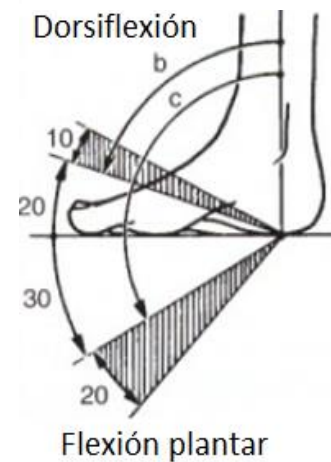


Figura 1.20 Movimiento articular tobillo

- Peroneo lateral corto.
- Peroneo lateral largo.

LIGAMENTOS PRINCIPALES DE LA ARTICULACIÓN DEL TOBILLO.

Ligamentos laterales

Constituyen los laterales de la articulación y se fijan en los maléolos correspondientes (partes sobresalientes de la tibia y peroné), se clasifican en interno (tibia) y externo (peroné).

ARTICULACIÓN DEL PIE

El pie tiene cuatro articulaciones principales las cuales son:

- ❖ Articulación Subastragalina. Localizada entre el astrágalo – calcáneo.
- ❖ Articulación mediotarsiana o de chopart. Localizada en la unión entre el retropié – medio pie
- ❖ Articulación tarsometatarsiana o de lisfranc. Localizada en la unión medio pie – ante pie.
- ❖ Articulación metatarsofalángicas. Union medio pie – ante pie.

En conjunto las articulaciones tienen una doble función

1. Orientar el pie correctamente con respecto al suelo, sea cual sea la posición de la pierna y la inclinación del terreno.
2. Modificar la curva de la bóveda plantar para que el pie se pueda adaptar al terreno, además de amortiguar.

MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN DEL PIE.

Eversión: Movimiento en el cual la planta del pie se dirige hacia fuera el eje medio. En un rango de 10° - 40°. Movimiento que realizan dos articulaciones en conjunto articulación Subastragalina y articulación de chopart.

Inversión: Movimiento en el cual la planta del pie se dirige hacia dentro el eje medio. Rango de 5° - 20°. Movimiento que realizan dos articulaciones en conjunto articulación Subastragalina y articulación de chopart.

Extensión: Permite alejar el pie del tronco, en un rango máximo de 60°. Movimiento que efectúa la articulación metatarsofalángicas.

Flexión: Acerca el pie hacia el tronco en un rango máximo de 40°. Al igual que el movimiento de flexión este movimiento es efectuado gracias a la articulación metatarsofalángicas.

1.4 LA MARCHA HUMANA

Explicada la anatomía de los miembros inferiores se puede resumir que éste posee 8 grados de libertad, 3 en la cadera, 2 en la rodilla, 3 en el pie y tobillo.

Los movimientos realizados en sincronía por las articulaciones nos permiten realizar el ciclo de marcha que se define como:

- ❖ Serie de movimientos alternantes y rítmicos de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento del centro de gravedad hacia adelante (desequilibrio permanente hacia adelante).
- ❖ Modo de locomoción bípeda con actividad alternada de los miembros inferiores, que se caracteriza por una sucesión de doble apoyo unipodal es decir que durante la marcha el apoyo no deja el suelo.
- ❖ Desde un punto de vista dinámico la marcha es una sucesión de impulsos y frenados, en los que el impulso se sitúa a nivel del miembro inferior posterior y el frenado en el anterior.

MOVILIDAD

- Se define a partir del número de movimientos que podemos hacer.

- Se puede medir en ángulos, fricciones, velocidades.
- Se deben conocer fuerzas, posiciones límites.

CICLO DE MARCHA

Secuencia de acontecimientos que tienen lugar desde el contacto de un talón con el suelo, hasta el siguiente contacto del mismo talón con el suelo.

Durante un ciclo de marcha completo, cada miembro inferior pasa por dos fases [Diagrama 1.6]:



Diagrama 1.6 Fases ciclo de marcha

La fase de apoyo constituye alrededor del 60% del ciclo y la fase de oscilación representa el 40% restante. El 10% de la marcha en ambas fases corresponde al periodo de doble apoyo.

PRINCIPALES COMPONENTES DE LA MARCHA.

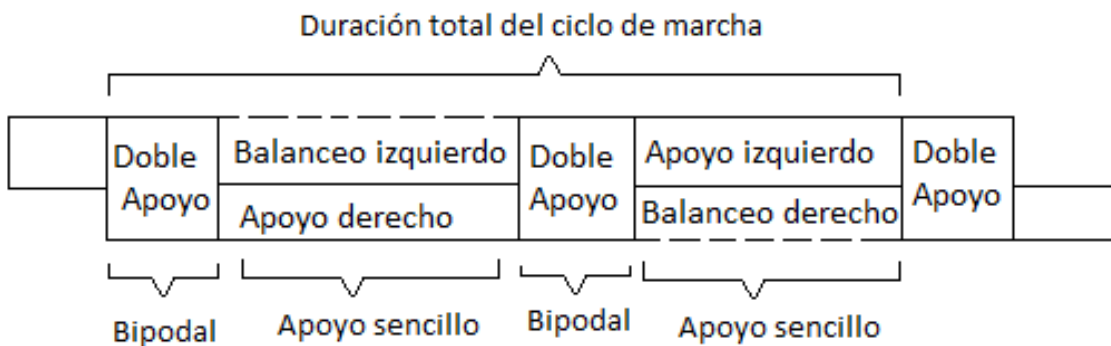


Figura 1.21 Componentes ciclo de marcha

El periodo de doble apoyo ocurre cuando ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente.

“La diferencia entre correr y caminar es la ausencia de un periodo de doble apoyo”.

Los 4 periodos en que se divide el ciclo de marcha son [Diagrama 1.7]:

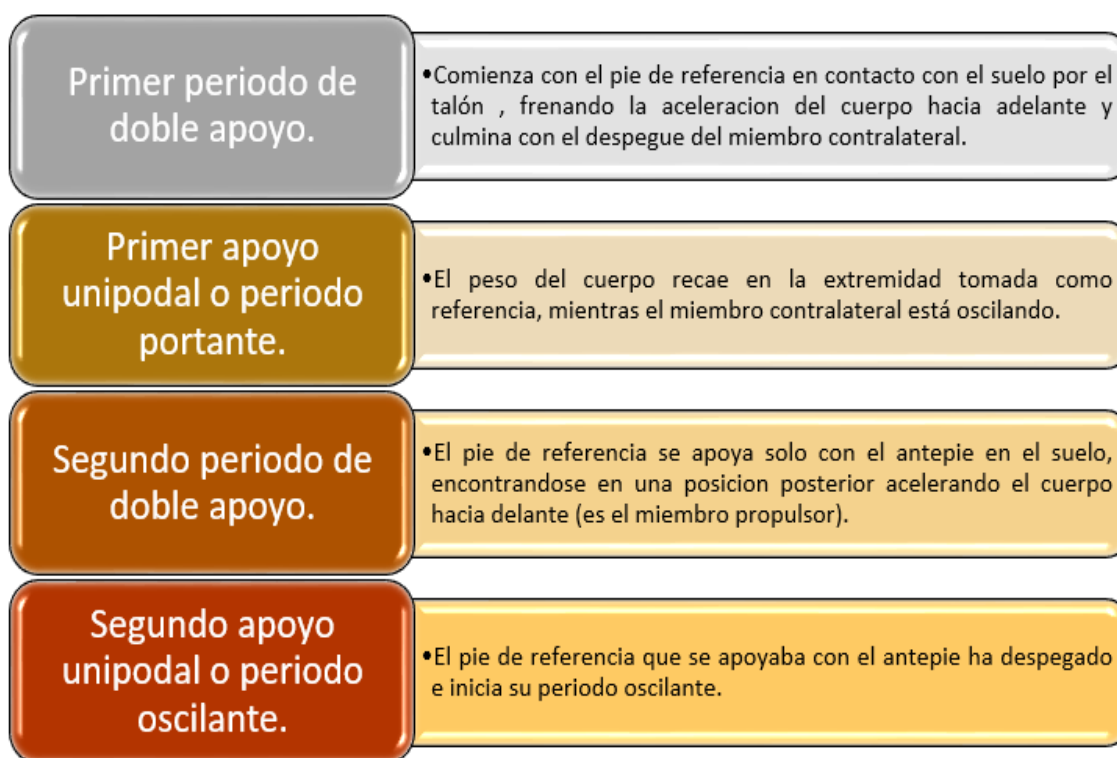


Diagrama 1.7 Periodos del ciclo de marcha

En el ciclo de marcha además de los conceptos antes mencionados existen otros los cuales hacen referencia a los periodos de apoyo:

Longitud del paso	Corresponde a la distancia que separa del apoyo inicial de un pie, al apoyo inicial del pie contralateral. Su medida es de 75 cm promedio.
Anchura del paso	Distancia entre los puntos medios de ambos talones y su medida es de 5 – 10 cm promedio en terreno llano.
Ángulo del paso	Se forma en el eje longitudinal del pie con la línea de dirección de la progresión normalmente mide 15°.
Cadencia	Numero de pasos ejecutados en la unidad de tiempo. Generalmente se mide en pasos por minuto. La cadencia promedio en adultos oscila de 100 – 120 ppm.
Velocidad de la marcha	Es la distancia recorrida en la unidad de tiempo, se obtiene multiplicando la longitud del paso por su cadencia. Se expresa en m/min o Km/h. La velocidad promedio en adultos oscila entre 2 – 4 Km/h.
Altura del paso	Aproximadamente de 5 cm, para evitar el arrastre del pie.

Tabla 5 Componentes periodo de apoyo

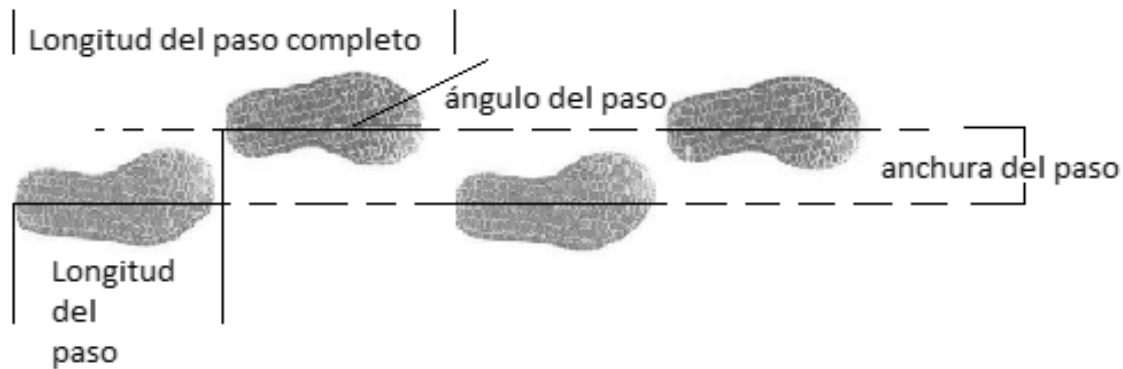


Figura 1.22 Componentes periodo de apoyo

CENTRO DE GRAVEDAD EN EL CICLO MARCHA HUMANA

- ❖ El centro de gravedad del cuerpo se haya en el 55% de la estatura a partir del suelo.
- ❖ En la marcha normal este oscila no más de 5 cm en dirección vertical [Fig. 1.23].
- ❖ Desplazamiento lateral. Es aproximadamente de 2.5 cm hacia el lado que carga peso durante la marcha para centrar el peso de la cadera [Fig. 1.23].

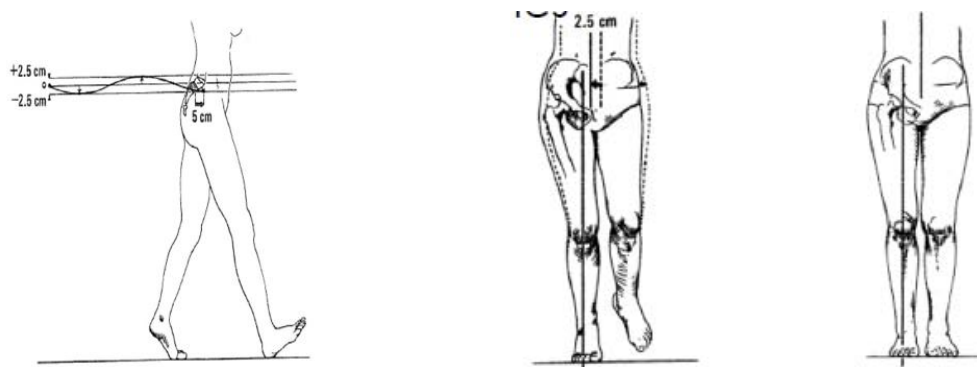


Figura 1.23 Oscilación del centro de gravedad durante el ciclo de marcha

Cabe destacar que en el ciclo de marcha se gastan alrededor de 62 Kcal/Km a una velocidad aproximada de 90 – 120 pasos/min.

CICLO DE MARCHA A NIVEL NERVIOSO.

1. Registro de la orden para caminar a nivel nervioso central.
2. Transmisión de señales a nivel nervioso periférico.
3. Contracción muscular.
4. Generación de fuerzas y momentos a las articulaciones sinoviales.
5. Regulación de las fuerzas y momentos articulares por los segmentos óseos basados en su antropometría.
6. Desplazamiento de dichos segmentos.
7. Generación de fuerzas de reacción al suelo.

1.5 ESTADO DEL ARTE

Entre los dispositivos más utilizados por este sector de la población, para reducir sus deficiencias se encuentran: andaderas, bastones y sillas de rueda. Estos dispositivos son muy estorbosos además del inconveniente de que no prevén su uso para la mayoría de actividades, como por ejemplo:

- ❖ La silla de ruedas no es tan accesible, no permite al usuario subir escaleras por sí solo.

En el mercado existen una nueva variante de dispositivos que permitirían al adulto mayor realizar sus actividades por si solos, de hecho estos dispositivos están diseñados para que una persona con discapacidad motora pueda regresar a caminar, estos son los llamados exoesqueletos [Fig. 1.24].

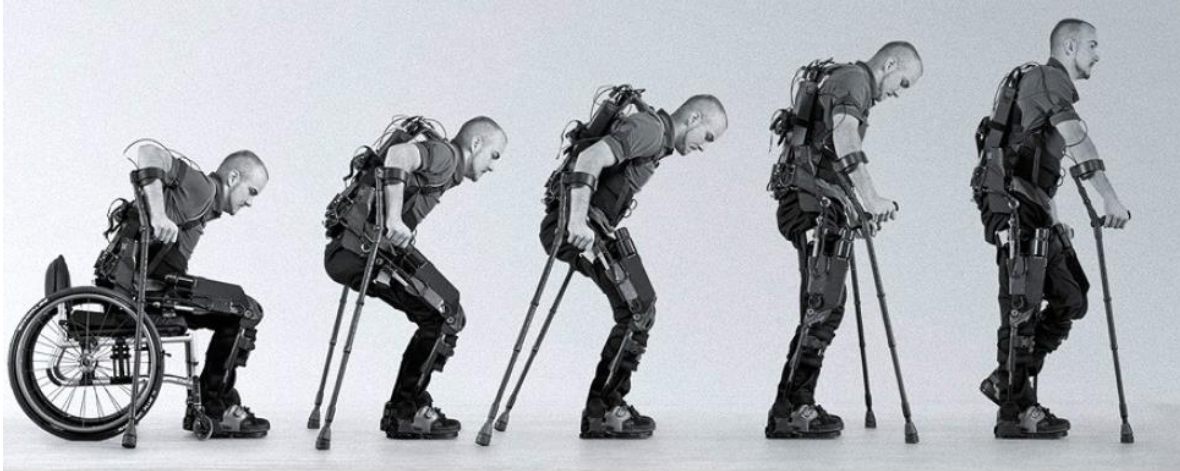


Figura 1.24 Exoesqueleto

Dentro de los cuales destacan por su tecnología los siguientes, ahora bien el por qué no son tan viables para solventar la necesidad en México, se debe en su mayoría al ser tecnología reciente, sus costos son elevados.

EXOESQUELETO BERKELEY BIONICS

- Ubicación de la compañía: Berkeley, california EU
- Nombre del exoesqueleto: eLEGS “sistema de exoesqueleto de las extremidades bajas para andar” [Fig. 1.25].
- Control del exoesqueleto: control por medio de sensores de fuerza y movimiento. Utiliza una interfaz basada en gestos humanos, datos analizados en tiempo real por una computadora.
- Peso del exoesqueleto: 45 libras (20 kg).
- Velocidad máxima: 2 MPH (3.2 KPH).
- Vida de la batería: más de 6 horas.
- Movimientos: caminar en línea recta, pararse después de estar sentado, pararse por un periodo largo, y sentarse después de estar parado.

“Muletas necesarias para el exoesqueleto”.

- Quien lo puede usar: personas que puedan moverse solos de una silla de ruedas, con una estatura entre 5’2” (1.58 m) – 6’4” (1.92 m) y pesen 220 libras máximo.
- Primeros en usar tecnología de fabricación por adición (impresora 3D).
- Precio: \$100,000 USD.



Figura 1.25 Exo Berkeley

EXOESQUELETO REWALK ARGO MEDICAL TECHNOLOGIES



Figura 1.26 Exo ReWalk

- Ubicación de la compañía: Yokneam Ilit, Israel.
 - Nombre del exoesqueleto: ReWalk Exoskeleton “permite al usuario caminar de nuevo” [Fig. 1.26].
 - Control del exoesqueleto: sensores de movimiento, mediante el uso de algoritmos sofisticados, donde los movimientos de la parte superior del cuerpo son analizados y utilizados para activar y mantener los patrones de caminata.
 - Peso del exoesqueleto: 40 libras (18 Kg).
 - Velocidad máxima: 2 MPH / 3KMH.
 - Duración de la batería: hasta 8 horas, uso continuo.
 - Movimientos: caminar, pararse, sentarse, subir gradas, subir/bajar pendientes.
- “Muletas necesarias”
- Quien lo puede usar: apropiado para adultos sin movilidad de la parte baja del cuerpo, quienes tengan movilidad en la parte superior del cuerpo, y tengan capacidad de pararse.
 - Precio: \$70,000.00 USD.

EXOESQUELETO CYBERDYNE

- Ubicación de la compañía: Ibaraki, Japón
- Nombre del exoesqueleto: HAL (“Hybrid Assitive Limb”) Exoskeleton extremidad híbrida de asistencia [Fig. 1.27].
- Control del exoesqueleto: sensores adjuntos a la piel, para leer los impulsos eléctricos de los nervios. Si no hay señales HAL posee un sistema de control autónomo que ofrece movimientos similares a los humanos.
- Peso del exoesqueleto: completo 23 Kg (50 lbs), parte inferior 15 Kg (33 lbs).
- Duración de la batería: 5 horas aproximadamente.
- Movimientos: pararse de una silla, caminar, subir y bajar gradas.
- Quien lo puede usar: personas con músculos débiles y personas con discapacidades en la medula espinal.
- Precio: equipo solo en renta pago inicial \$ 4,570.00 USD renta por seis meses \$1,550.00 USD.



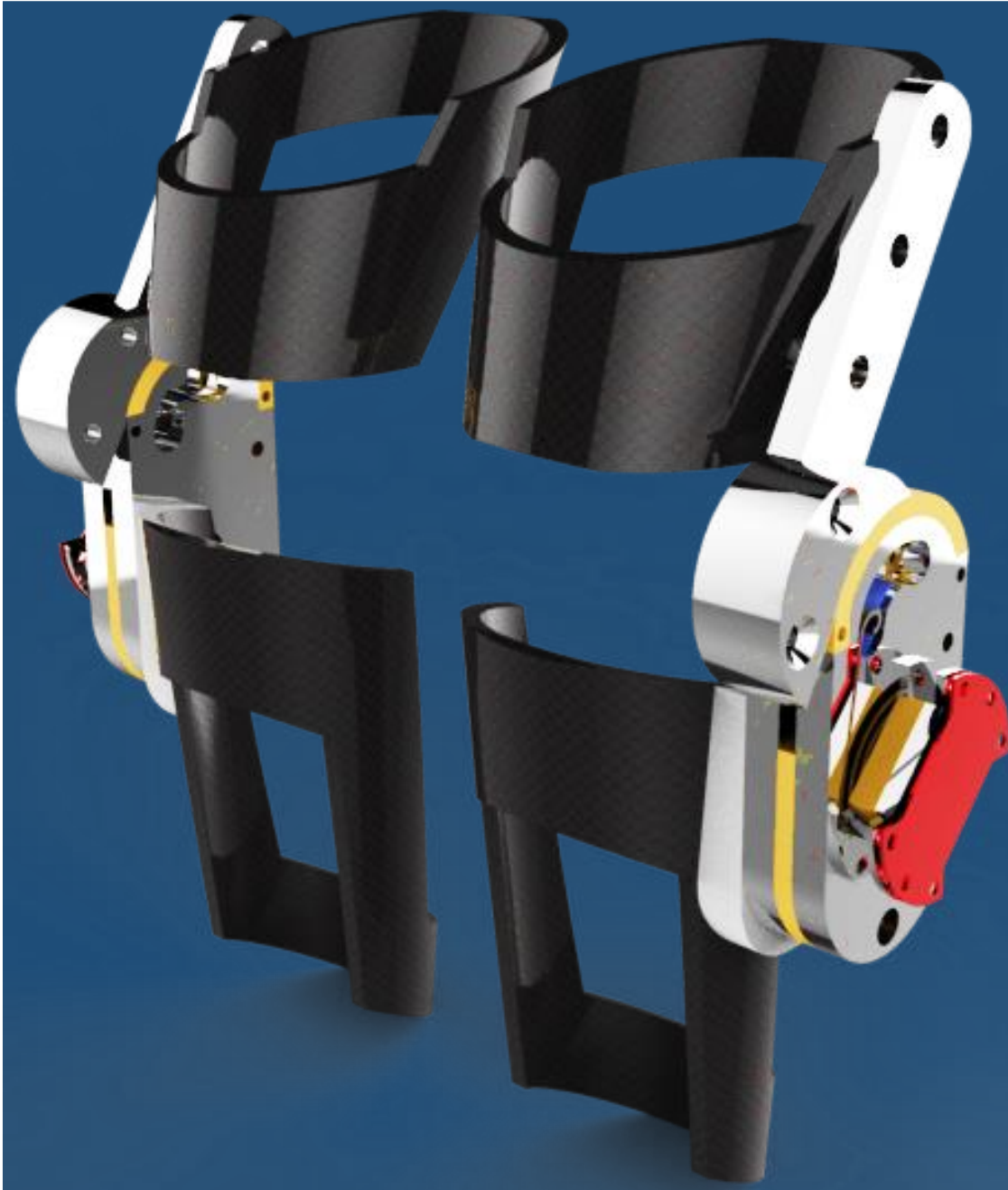
Figura 1.27 Exo HAL

EXOESQUELETO REX BIONICS



Figura 1.28 Exo Rex

- Ubicación de la compañía: Auckland, Nueva Zelanda.
 - Nombre del exoesqueleto: Rex (Robotic Exoskeleton) [Fig. 1.28].
 - Control del exoesqueleto: controlado por una palanca.
 - Peso del exoesqueleto: 85 lbs (39 Kg).
 - Velocidad máxima: 3 metros por minuto.
 - Duración de la batería: 2 horas aproximadamente.
 - Movimientos: pararse, caminar, moverse a un lado, dar la vuelta, subir y bajar gradas, caminar incluso en superficies planas como rampas y pendientes.
- “Muletas no necesarias”.
- Quien lo puede usar: cualquier persona que pueda operar una palanca, los usuarios deben tener entre 1.46 m (4 pies 8”) y 1.95 m (4 pies 8”) de estatura con un peso menor a 100 Kg (220 Lbs) y ancho de caderas un máximo de 380 mm (15”).
 - Precio \$150,000 (USD).



CAPÍTULO 2 DISEÑO CONCEPTUAL

"Lo escuché y lo olvidé. Lo vi y lo entendí. Lo hice y lo aprendí". Confucio

2.1 PRIMER PROPUESTA DE SOLUCIÓN

Para ayudar a las personas de la tercera edad se optó por un dispositivo no tan invasivo y que pueda cumplir con los requerimientos de la vida diaria al caminar, subir y bajar escaleras así como levantarse y sentarse.

Como se mencionó en el apartado de arte conceptual los dispositivos más usados para solventar esta deficiencia son los exoesqueletos.

Por lo tanto la primera iteración de diseño conceptual (boceto) se optó por un dispositivo similar a los exoesqueletos [Fig.2.1].

El cual permitiera obtener los grados de libertad necesarios en la marcha humana, usando un actuador lineal en la parte de la cadera que ayudara en el movimiento de flexión - extensión de la misma.

En la figura 2.2 se puede observar como se pretendía solucionar dos de los 3 grados de libertad de la cadera. Mediante un movimiento rotatorio lo cual permitiría los movimientos de abducción y aducción de la cadera.

Otro actuador lineal se usaría para el movimiento de flexión – extensión del pie llamados dorsiflexión y plantarflexión [Fig. 2.3].

En la articulación de la rodilla, existen dos grados de libertad pero en la marcha humana el movimiento de flexión y extensión es el más importante. Para lograr este movimiento se tienen dos opciones las cuales son:

1. Un actuador lineal.
2. Un motor con reducción de engranajes.

La configuración para esta propuesta de solución es la que se muestra en la figura 2.4.

Se plantea el uso de dos actuadores por la articulación de rodilla como de tobillo y uno en cadera, asignándolos la parte externa de la pierna e interna.

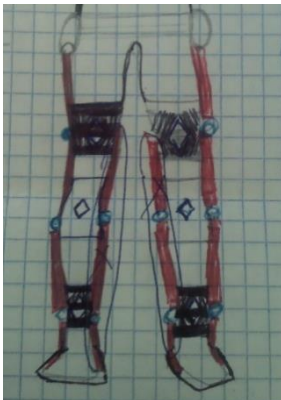


Figura 2.4 Configuración

Los costos de esta posible propuesta son los siguientes :

- 12" Actuador Lineal 200lb 12 Volts
Costo \$1,350.00 MN
- Driver para el control, 12V-40V Pulse Modulation 13khz PWM DC
Costo \$ 70.00 MN
- GWL/Power Lithium Battery
12V/60Ah
\$ 354.00 USD

De acuerdo con todo lo anterior se concluye lo siguiente:



Figura 2.1 Primer propuesta de solución



Figura 2.2 Propuesta mecanismo cadera



Figura 2.3 Actuador lineal

- Los actuadores son muy costosos.
- La energía que necesita este sistema es elevada por ello el costo aumenta aun más.
- El control para todo el sistema para poder recrear el ciclo de marcha llevaría tiempo.
- La configuración mostrada no es la mejor ya que el paciente creería que los actuadores le estorbarían al caminar, por ello modificaría su marcha, por lo tanto en vez de ayudar se perjudicaría al paciente.
- Por lo tanto esta primer propuesta fue descartada.

2.2 SEGUNDA PROPUESTA DE SOLUCIÓN

Una vez analizada la propuesta anterior, se visualizó que era necesario tener un paciente el cual se le pueda cuestionar acerca de los problemas que presenta, y si el diseño es viable para él.

Con frecuencia las personas con discapacidad y personas mayores no pueden utilizar productos, a menos que hayan sido modificados, ya que no son concebidos para hacer frente a sus necesidades. En particular las ayudas técnicas deben contemplar, además de los criterios de diseño de un producto bien diseñado por mencionar algunas, utilidad, eficiencia, seguridad, durabilidad, estética, precio realista, aspectos concretos relacionados con el entorno de uso, el tipo de actividad prevista y las características de los usuarios que van a utilizarlas. Por ello se necesita contemplar otro concepto llamado “USABILIDAD”

2.2.1 USABILIDAD

Abarca aspectos del uso de un producto tales como las características de los usuarios, las tareas requeridas, el entorno de uso del producto y la eficiencia y eficacia con que se utiliza, relacionados con el grado de satisfacción que el usuario obtiene con el producto [Diagrama 2.1].



Diagrama 2.1 Criterios de usabilidad.

Como se mencionó anteriormente la clasificación de ayudas técnicas está dada por la norma UNE-EN ISO 9999-1999 y que se puede observar en la tabla 1, dentro de esta misma norma ya existe un registro de problemas de usabilidad para cada clase que se presenta en las ayudas técnicas.

Dentro de los problemas de usabilidad sólo nos interesa la “clase 06” la cual habla sobre órtesis y prótesis, los principales problemas de usabilidad son los siguientes:

1. Órtesis: se emplean materiales muy duros y que no transpiran, no se soporta la órtesis el tiempo indicado por el médico.
2. Fajas: son muy aparatosas, difíciles de poner y quitar, incómodas y voluminosas.
3. Férulas: las férulas flexibles son muy frágiles, precisan ser renovadas mensualmente. Las férulas rígidas son estándar y poco ajustadas a las necesidades del usuario.
4. Prótesis: pueden producir dolor y rozaduras, tienen problemas de mantenimiento. Son complicadas a la hora de ponerlas y quitarlas, acaban por no ser utilizadas.

¿CÓMO EVITAR PROBLEMAS DE USABILIDAD?

Los problemas de usabilidad pueden reducirse o evitarse con la inclusión o participación de un grupo de usuarios representativos en el proceso de diseño, por las siguientes razones:

- ❖ Sólo la satisfacción del usuario lleva al éxito constante del mercado.
- ❖ Los usuarios son los que mejor conocen sus necesidades.
- ❖ Los usuarios detectan en la práctica lo que funciona y lo que no funciona.
- ❖ Es necesario que los usuarios acepten los nuevos productos para crear un mercado.

Al incluir un grupo de usuarios en el proceso de diseño se tienen como consecuencias:

- Reducción de costos de producción.
- Reducción de los gastos de mantenimiento y apoyo.
- Reducción de los costos de uso.
- Mejoras en la calidad del producto.

2.3 METODOLOGÍA

¿Cómo y cuándo debe participar el usuario en el proceso de diseño?

Para resolver esta pregunta primero se debe definir la metodología en la que se basará esta tesis la cual es la metodología Pahl y Beitz (1995). Los cuales definen el diseño como: una actividad que afecta a casi todas las áreas de la vida humana, Utiliza leyes de la ciencia, se basa en una experiencia especial y define los requisitos para la realización física de la solución.

La metodología de diseño empieza con un modelo para el proceso de diseño que puede ser utilizado para desarrollar las especificaciones de un producto [Diagrama 2.2].

2.3.1 MODELO DESCRIPTIVO DEL DISEÑO PAHL Y BEITZ

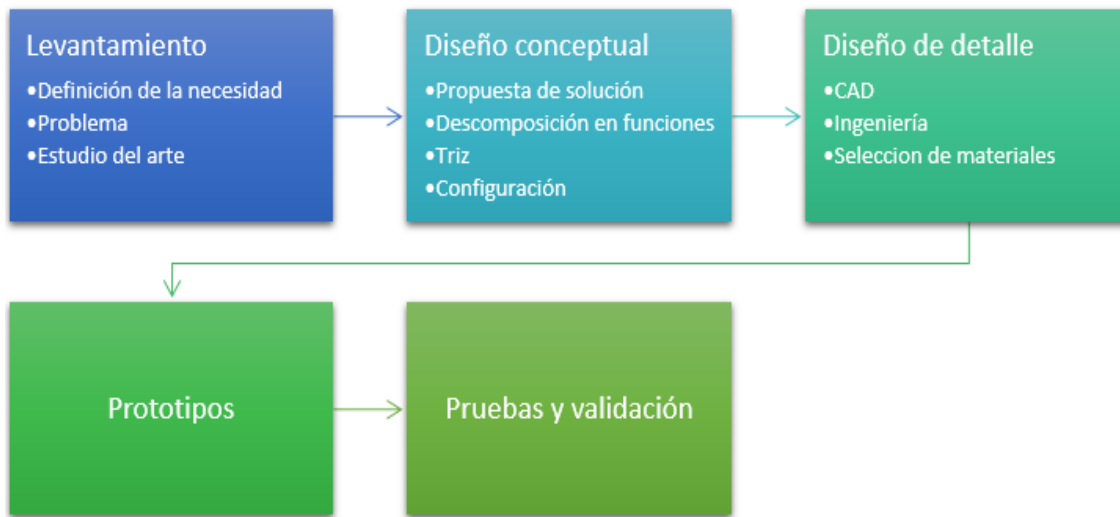


Diagrama 2.2 Modelo descriptivo del diseño Pahl & Beitz

Ahora bien ya se conoce la metodología de diseño a seguir, por lo cual ahora existen fases o métodos en el diseño donde los usuarios pueden aportar sus ideas y con ello lograr un mejor producto. Estas fases se encuentran dentro de la metodología:

DEFINICIÓN ESTRATÉGICA O LEVANTAMIENTO

El objetivo de estos métodos de indagación y de generación de ideas es analizar la situación de un producto (con base en varios modelos) en el mercado, por ejemplo:

- El entorno en el que se utiliza el producto.
- Las tareas que se realizan con el producto.
- Las opiniones y necesidades de los usuarios.

DISEÑO DE DETALLE

Los métodos de selección y priorización pretenden conocer las consideraciones que hacen los usuarios para la selección de productos y las alternativas que más valoran. Esto se logra mediante:

- Identificar los criterios utilizados por los clientes.
- Análisis de los criterios de selección.
- Selección de las diferentes alternativas de diseño.

PROTOTIPOS

El propósito de evaluar y validar los prototipos es identificar las características del producto en desarrollo.

- Inspecciones de prototipos preliminares.
- Inspecciones de preseries que permitan conocer la respuesta del mercado, localizar fallos y posibles modificaciones finales.

COMERCIALIZACIÓN

Evaluar la situación de un modelo concreto en el mercado.

- Conocer el grado de satisfacción de los usuarios con el modelo en concreto.
- Identificar los fallos y errores del producto en el mercado para la mejora de futuras versiones.

Ya definida la importancia de agregar a un usuario en el proceso de diseño, se buscó la colaboración de un miembro de este grupo poblacional, un adulto mayor. Para la fase de diseño y con ello lograr un mejor producto.

La paciente es una mujer de 61 años actualmente, la cual presenta problemas para subir escaleras por dolor en la rodilla.

Por lo cual se buscó información más actualizada acerca del mismo, como se reporta en la tabla 2, el principal problema es subir y bajar escaleras, caminar, dentro de los parámetros evaluados de posibles causas se remarcó un 43 % a la edad avanzada y un 40 % a accidentes.

La articulación de la rodilla es una de las principales articulaciones que sufre desgaste conforme avanza la edad esto incluye los meniscos, al sumar junto a esto la debilidad muscular, se crea una deficiencia en los adultos mayores para lograr sus actividades de la vida diaria.

Es por eso que en esta segunda propuesta de diseño se acotó en demasía el problema, se redefinió por completo cómo atacar el mismo, ya que ahora el principal problema es la articulación de la rodilla y la poca fuerza muscular que aportan los músculos cuádriceps, bíceps femoral y gemelos ya que son los más utilizados en los movimientos de flexión y extensión de la rodilla. Cabe destacar que el musculo gemelo es el principal motor en la propulsión del inicio del ciclo de marcha.

Como se mencionó anteriormente la rodilla es una articulación que se asemeja mecánicamente a una bisagra, pero posee un elemento extra la rótula la cual convierte la articulación de la rodilla de una bisagra simple, a una con movimiento policéntrico [Fig. 2.5]. Es decir pose varios centros de dirección.



Figura 2.5 Movimiento policéntrico de la rodilla

Por ello en la siguiente propuesta de solución se busca resolver el movimiento policéntrico de la rodilla ya que el propósito es ayudar al usuario sin que este tenga que modificar su andar.

En la figura 2.6 se muestra la primera propuesta de solución al problema antes acotado, en el cual se busca resolver con un mecanismo de cuatro barras.

Pero bien este concepto fue desechado ya que esta solución ya existe en el mercado actual, si no bien para órtesis o exoesqueletos, ya existe para prótesis de rodilla y lo que se buscaba en ese momento era dar una solución nueva al problema. Además de que el sistema sólo resolvería el movimiento policéntrico aún faltaba resolver la deficiencia muscular en el adulto mayor.

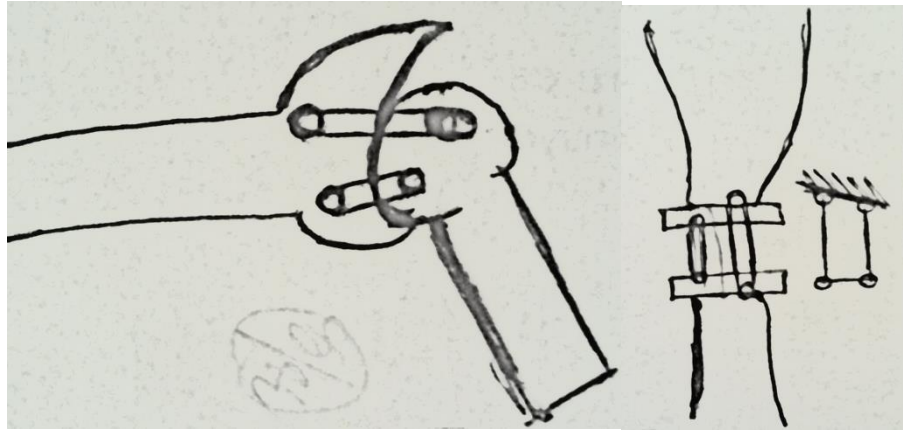
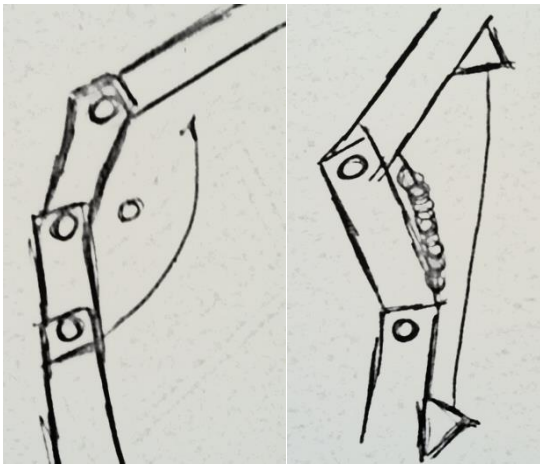


Figura 2.6 Mecanismo cuatro barras.

En la Figura 2.7 se muestra una pequeña evolución del concepto previo, el cual se basaba en el funcionamiento de un actuador lineal y un mecanismo que incluyera tres barras para permitir el movimiento natural de la rodilla.



El actuador lineal sería reemplazado por un resorte de tensión unido a la parte final del mecanismo

Se trabajó sobre un nuevo concepto el cual generaría el movimiento de la rótula en flexión y extensión de la rodilla, pero también se decidió incluir un rango de movimiento el cual como se mencionó anteriormente, está dado por el movimiento de flexión y extensión de la rodilla llegando a un máximo de 130°.

El concepto pasó de ser un boceto a un modelo en CAD y es el siguiente [Fig. 2.8].

Figura 2.7 Boceto mecanismo con actuador lineal

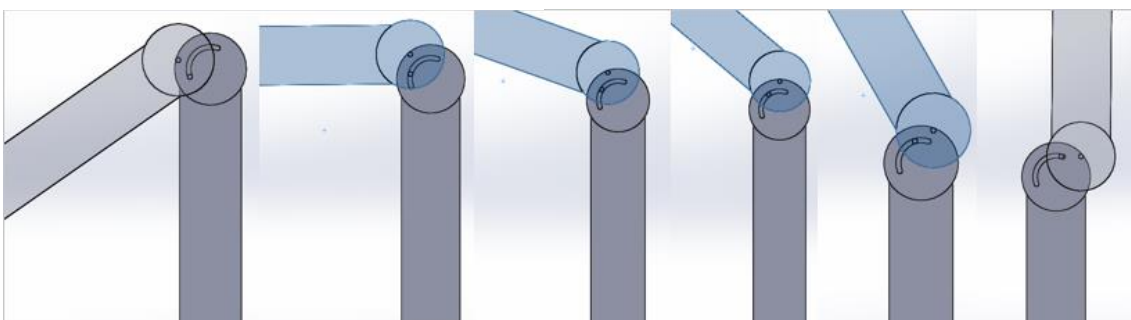


Figura 2.8 Primer Diseño CAD

Si bien ya se observa un movimiento similar al de la patela o rótula, se busca diseñar un dispositivo el cual se base lo más posible a la anatomía humana por ello hay que descomponer en funciones el objetivo de este dispositivo.

2.3.2 DESCOMPOSICIÓN EN FUNCIONES

La descomposición en funciones se encuentra dentro de la metodología de Pahl & Beitz en la cual se busca describir la función principal y esencial del sistema, luego se establecen las funciones secundarias, terciarias y así sucesivamente. Donde una función terciaria resuelve la acción de la secundaria mientras que la secundaria resuelve la función principal. Las funciones se enuncian por verbos en infinitivo. El diagrama 2.3 muestra la descomposición en funciones de nuestro sistema.

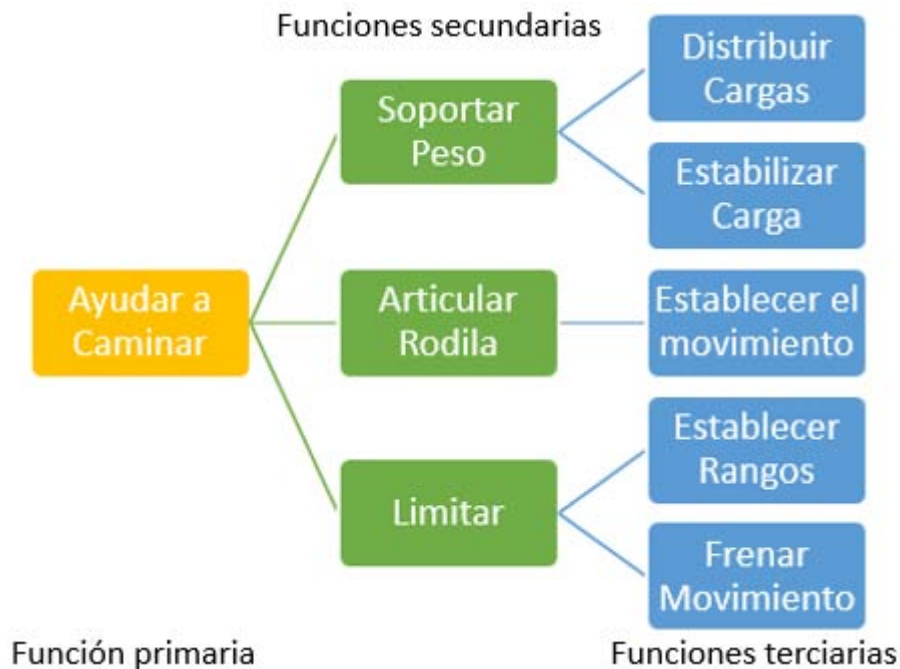


Diagrama 2.3 Descomposición en funciones

La figura 2.9 muestra un diseño conceptual más robusto el cual pudiera soportar el peso y distribuir las cargas.

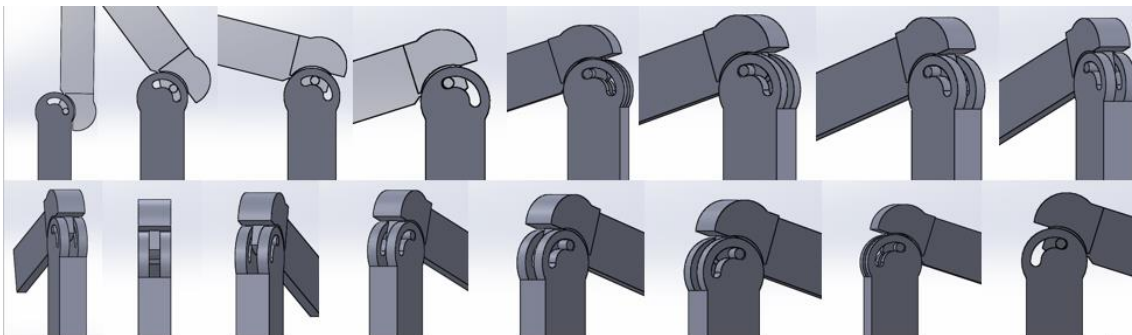


Figura 2.9 Mecanismo

El desarrollo del dispositivo debe tomar en cuenta la anatomía humana la cual se desglosa a continuación.

Anatomía de la Articulación de la rodilla

- Los Huesos que la conforman son fémur, tibia y peroné (su función desde el punto de vista anatómico es desviar esfuerzos).
- Es una articulación que suelen representar como un mecanismo en bisagra, salvo que ésta es policéntrica, con un rango de flexión 0° - 130°.

- Meniscos son cartílagos que reducen el impacto entre los huesos y adaptan mejor el contacto entre estos, en otras palabras son amortiguadores del impacto.
- Ligamentos cruzados.
- Rótula.

En el diagrama 2.4 se muestra una posible solución, para cada parte de la anatomía humana.

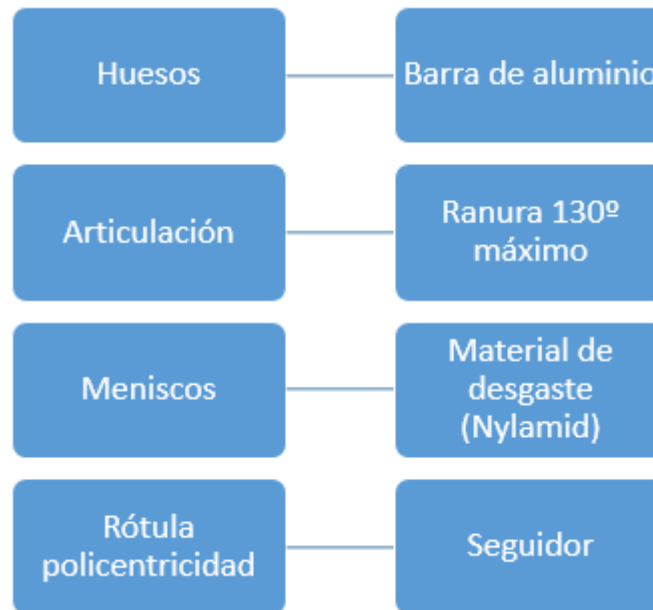


Diagrama 2.4 Representación del mecanismo, fisiológico

CONFIGURACIÓN

Una vez que se tiene la descomposición en funciones se realiza una configuración siguiendo la metodología de Pahl & Beitz.

La configuración se puede definir como el arreglo de funciones en armonía que resuelven la función principal.

Ahora bien el diseño de este dispositivo, como se mencionó anteriormente no debe de ser tan invasivo para el usuario. Por lo tanto se buscó la opinión del usuario y se hizo un mapeo en el mercado acerca de las órtesis existentes.

Donde la principal empresa que se dedica al diseño y comercialización de órtesis y prótesis es OttoBock por lo tanto se estudiaron las características de sus órtesis basándonos más en las dimensiones que éstas proveen.

Se enlistan las dos órtesis activas (ayudan al usuario) que fabrican, ya que las demás sólo restringen el movimiento.

OttoBock C- Brace	características	OttoBock E-MAG Active	características
	<p>Primer sistema mecatrónico. Para usuarios con parálisis completa o incompleta de la musculatura extensora de la rodilla. Posee un microprocesador integrado que regula inteligentemente las resistencias hidráulicas para la fase de apoyo y balanceo. Órtesis a medida del usuario.</p>		<p>Desarrollado para usuarios con fallo parcial o completo de los músculos extensores de la rodilla. Un sistema de sensor inteligente mide la posición de la pierna al caminar y controla la articulación de la órtesis según corresponda. Órtesis a medida del usuario.</p>

Tabla 6 Muestras de órtesis en el mercado actual.

El problema al diseñar órtesis y prótesis, se debe a que cada diseño tiene que ser especializado a cada usuario, aunque existe un compendio de dimensiones antropométricas de la población mexicana en donde se muestran las medidas por rango de edad y zona metropolitana (mencionadas sólo dos, la ciudad de México y Guadalajara).

La ventaja al utilizar este compendio, es que se puede utilizar una dimensión promedio de la población y así diseñar en base a esta dimensión.

Dentro de estas tablas se obtuvo la siguiente información promedio sobre las medidas de este sector de la población separadas por género.

Mujeres de 60 años – 90 años.

- Peso: 65.35 kg
- Estatura: 150.6 cm
- Altura cadera: 90.3 cm
- Altura rodilla: 41.3 cm
- Altura tobillo: 7.2 cm
- Anchura cadera: 38.7 cm
- Longitud nalga- rodilla: 55.4 cm
- Perímetro pantorrilla: 33.8 cm

Hombres de 60 años – 90 años.

- Peso: 70.2 kg
- Estatura: 163.2 cm
- Altura cadera: 97.3 cm
- Altura rodilla: 45.6 cm
- Altura tobillo: 8.3cm
- Anchura cadera: 37.8 cm
- Longitud nalga- rodilla: 57.7 cm
- Perímetro pantorrilla: 34.7 cm

Por lo tanto las dimensiones del diseño de la órtesis para no hacerla tan invasiva al usuario se consideraron en un rango máximo de 8 pulgadas de largo, un ancho de 3 pulgadas y un espesor de 2 pulgadas. Todo debido a que el sistema tiene que ser activo.

Como se mencionó anteriormente el uso de dispositivos electrónicos y/o mecatrónico elevan en demasía el costo de las ayudas técnicas, es por ello que al redefinir el diseño también se buscó economizar respecto a las órtesis ya existentes en el mercado.

Es por ello que el diseño y el actuador de la órtesis sería puramente mecánico arrojando la siguiente conclusión acerca del sistema:

Ventajas	Desventajas
No requiere alimentación por lo tanto no necesita baterías.	No se garantiza un control al 100% del sistema.
Menor costo de fabricación.	Elementos muy pesados
Menor costo de mantenimiento.	Elementos muy rígidos
No existen problemas de descargas eléctricas.	

Tabla 7 ventajas y desventajas de un sistema mecánico

Para lograr una configuración precisa se optó por diseñar con ayuda de TRIZ, ya que el diseño como se mencionó anteriormente está basado a un límite de dimensiones, el cual se describirá a continuación.

2.4 TRIZ

Acrónimo ruso que significa Teoría para resolver problemas de inventiva o bien teoría de resolución de problemas y de invención.

Desarrollada por Genrich Altshuller en 1946 a 1985, el cual trabajó en la oficina soviética de patentes.

Analizó cada una de estas patentes sin importar el campo técnico, al realizar esto se encontró con varios patrones generales en el proceso de invención.

TRIZ ha desarrollado un algoritmo técnico para la invención de nuevos sistemas técnicos y el perfeccionamiento de los ya existentes.

La teoría incluye una metodología práctica, herramientas, una base de conocimientos (principios y contradicciones) y una tecnología basada en modelos abstractos para generar nuevas ideas y soluciones para la resolución de problemas.

Esta teoría demuestra tres hallazgos principales

1. Los problemas y las soluciones se repiten en todas las industrias.
2. Los patrones de evolución tecnológica también se repiten en todas las industrias y las ciencias.
3. Las innovaciones se basan en el uso de los conocimientos científicos fuera del ámbito en que se han desarrollado.

A diferencia de técnicas como lluvia de ideas, que se basa en generación de ideas aleatorias, TRIZ se basa en crear un enfoque algorítmico y con ello acceder al conocimiento recopilado por Altshuller.

Esta permite ver la creatividad desde otro punto de vista.

CONDICIONES DE TRIZ

TRIZ como metodología busca la idealidad, un estado de ideas y patrones. En cualquier ámbito de la ingeniería.

Por ello TRIZ describe idealidad como:

- ❖ Una máquina ideal es aquella que no tiene masa o volumen pero lleva a cabo la función principal.
- ❖ Método ideal es aquel que no gasta energía o tiempo pero genera el efecto deseado.
- ❖ Sustancia ideal aquella que no es sustancia (vacío) pero realiza la función.

Por lo tanto el grado de idealidad se puede cuantificar mediante la siguiente ecuación:

$$\text{Grado de idealidad} = \frac{\text{Efectos útiles}}{\text{Efectos no deseados}}$$

Para llegar a la idealidad se puede seguir un algoritmo ya establecido:

1. Eliminar los daños y aumentar los beneficios.
2. Excluye funciones auxiliares.
3. Excluye elementos.
4. Identificar el autoservicio.
5. Reemplaza elementos, partes de todo el sistema.
6. Cambia el principio de operación.
7. Usa los recursos.

Recurso es cualquier elemento que se puede aplicar para resolver un problema y mejorar el sistema sin ningún costo.

Existen 7 tipos de recursos.

1. Recursos de energía.
2. Recursos de espacio.
3. Recursos de función. Elementos que pueden ser usados para otro objetivo.
4. Recurso de sustancia. El objeto cumple la función para lo que fue diseñado.
5. Recurso de información. Conocimiento, experiencia.
6. Recurso de tiempo.
7. Recurso combinado. Combinación de los recursos primarios.



Diagrama 2.5 Condiciones de TRIZ

EL GRADO DE INVENTIVA

Altshuller clasificó el grado de inventiva de acuerdo a lo que observaba en las patentes como se muestra en el diagrama 2.6.

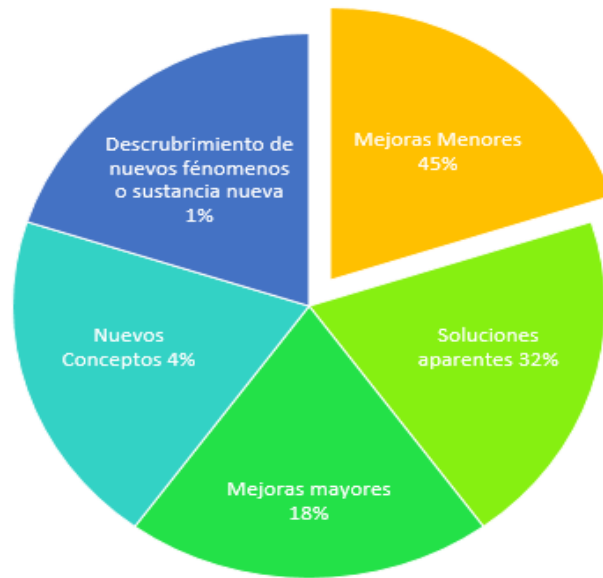


Diagrama 2.6 Grado de inventiva

TÉCNICAS DE TRIZ

Las principales técnicas de innovación que presenta TRIZ se muestran en el diagrama 2.7, cabe mencionar que cada una de ellas presenta su propia metodología.



Diagrama 2.7 Técnicas de TRIZ

En esta tesis sólo se mencionarán las técnicas que fueron utilizadas en el desarrollo de la misma.

CONTRADICCIONES TÉCNICAS Y FÍSICAS.

Antes de mencionar la diferencia entre este tipo de contradicciones, TRIZ plantea una herramienta que es conocida como los “40 principios de inventiva” [Fig. 2.10] los cuales son una recopilación de soluciones que Altshuller visualizó en todas las patentes que el analizó, las cuales tienen su contraparte en los “39 parámetros técnicos” [Fig. 2.11] de TRIZ, son características genéricas de un sistema que sufren un perjuicio o mejoran al introducir un cambio.

Principios Inventivos	
1	Segmentación
2	Extracción
3	Calidad local
4	Asimetría
5	Combinar
6	Universalidad
7	Anidación
8	Contrapeso
9	Reacción preliminar
10	Acción preliminar
11	Precaución previa
12	Equipotencialidad
13	Inversión
14	Esféricidad o curvatura
15	Dinámica
16	Acciones parciales
17	Otra dimensión
18	Vibraciones mecánicas
19	Acción periódica
20	Continuidad acción útil
21	Pasar rápidamente
22	Convertir lo negativo en positivo
23	Retroalimentación
24	Mediador
25	Autoservicio
26	Copiar
27	Objetos baratos o de corta vida
28	Sustitución sistemas mecánicos
29	Neumática e hidráulica
30	Membranas delgadas
31	Materiales porosos
32	Cambios de color
33	Homogeneidad
34	Restauración y regeneración de partes
35	Transformación del estado físico y químico de un objeto
36	Transiciones de fase
37	Expansión térmica
38	Oxidantes fuertes
39	Atmósferas inertes
40	Materiales compuestos

Figura 2.10 Cuarenta principios de inventiva

Parámetros	
1	Peso de un objeto en movimiento
2	Peso de un objeto estacionario
3	Longitud de un objeto móvil
4	Longitud de un objeto estacionario
5	Área de un objeto en movimiento
6	Área de un objeto estacionario
7	Volumen de un objeto en movimiento
8	Volumen de un objeto estacionario
9	Velocidad
10	Fuerza
11	Esfuerzo o presión
12	Forma
13	Estabilidad del objeto
14	Resistencia
15	Durabilidad de un objeto estacionario
16	Durabilidad de un objeto en movimiento
17	Temperatura
18	Brillo
19	Energía gastada por un objeto estacionario
20	Energía gastada por un objeto en movimiento
21	Potencia
22	Pérdida de Energía
23	Pérdida de materia
24	Pérdida de Información
25	Pérdida de tiempo
26	Cantidad de sustancia o materia
27	Confiabilidad
28	Precisión en la medida
29	Precisión en la manufactura
30	Daño externo que afecta a un objeto
31	Daño generado por el propio objeto
32	Munufacturabilidad o facilidad para la fabricación
33	Facilidad de operación
34	Facilidad de reparación
35	Adaptabilidad
36	Complejidad del Objeto
37	Complejidad de control
38	Nivel de automatización
39	Capacidad / Productividad

Figura 2.11 treinta y nueve parámetros técnicos

Ahora bien se pueden definir dos tipos de contradicciones:

1. Contradicción físicas

Una contradicción física se presenta cuando queremos que algo sea una cosa y su contraria, al mismo tiempo.

Ejemplo: Queremos un sistema el cual sea frío y caliente al mismo tiempo.

Las contradicciones físicas pueden ser resueltas mediante cuatro principios.

- Separación en Espacio. Ejemplo lentes bifocales.
 - Separación en tiempo.
 - Separación incluye todo y sus partes. Ejemplo cadenas (rígidas en un solo elemento, pero flexibles al ser unidas).
 - Separación a una condición superior. Ejemplo cambio de fase.
Otra manera de resolver una contradicción física, es volverla una contradicción técnica.
2. Contradicción técnicas

Una contradicción técnica es cuando buscamos mejorar un elemento pero esto empeora el sistema, puede ser resuelta mediante la matriz de contradicciones.

MATRIZ DE CONTRADICCIONES

“El concepto de eliminar las contradicciones (conflictos) como el conductor principal de la evolución”

Es una técnica que nos permite utilizar los 40 principios de inventiva, y los 39 parámetros técnicos, para buscar una solución posible [Fig. 2.11].

Buscando un parámetro para mejorar en contra de un parámetro que se empeora.

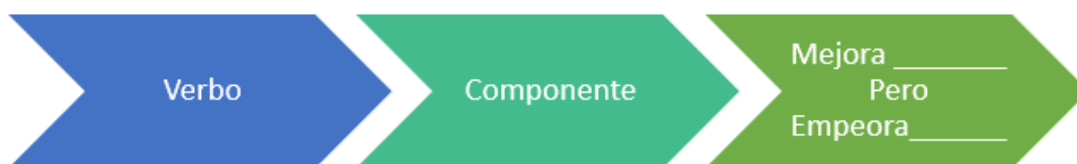
Encontrando en el cruce de estos los parámetros que se pueden modificar para llegar a una idealidad en el concepto.

Parametros		Parámetros				
		1	2	3	4	35
1	Peso del Objeto Móvil,	+		15, 8, 29, 34		29, 5, 15, 8
2	Peso del Objeto Estacionario,		+		10, 1, 29, 35	19, 15, 29
3	Longitud del Objeto Móvil,	8, 15, 29, 34		+		14, 15, 1, 16
4	Longitud del Objeto Estacionario,		35, 28, 40, 29		+	1, 35
	...					
35	Adaptabilidad,	1, 6, 15, 8	19, 15, 29, 16	35, 1, 29, 2	1, 35, 16	+

Figura 2.12 Matriz de contradicciones

Como se comentó uno de nuestros principales problemas fue el espacio para diseñar, por lo tanto se decidió analizar esta contradicción técnica en la matriz de contradicciones.

Para ello se definió la contradicción en una serie de enunciados los cuales se forman de la siguiente manera.



Quedando de la siguiente manera:

1. Necesito un dispositivo fácil de maquinar, pero debe pesar poco
2. Necesito un dispositivo fácil de maquinar, pero que posea poca área
3. Necesito un dispositivo fácil de maquinar, pero debe de tener poco volumen

Por cada enunciado se obtuvieron resultados, los cuales se muestran a continuación:

1. El primer enunciado nos propone como parámetro facilidad para la fabricación contra el parámetro peso del objeto sin movimiento.

Por lo cual la matriz de contradicciones nos indicó las siguientes posibles soluciones dentro de los principios de inventiva [Fig.2.13], ubicando de izquierda a derecha la prioridad para poder resolver esta contradicción técnica:



Figura 2.13 Soluciones de la matriz, primer enunciado

Principio 1 “segmentación”:

- Divide un sistema en partes separadas o secciones.
- Haz un sistema que en el cual sea fácil quitar y poner un elemento.
- Incrementa el número de segmentos.

Principio 27 “objetos baratos o de corta vida”:

- Reemplaza los elementos costosos de un sistema con múltiples elementos baratos.

2. El segundo enunciado propone un parámetro facilidad para la fabricación contra un parámetro acerca del área de un objeto sin movimiento.

Donde la matriz nos indica lo siguiente [Fig. 2.14]:



Figura 2.14 Soluciones de la matriz, segundo enunciado

Principio 36 “transición de fase”

- Hacer uso de los fenómenos que tienen lugar durante las transiciones de fase.

Principio 13 “inversión”

- Usa acciones opuestas para resolver el problema (en vez de enfriar un objeto caliéntalo).
- Haz los elementos fijos móviles, y los objetos móviles fijos.
- Gira el objeto o sistema boca abajo.

Principio 16 "Acciones parciales"

- Si la cantidad exacta de una acción es difícil de lograr, utilice "un poco menos o algo más" de la acción, para reducir o eliminar el problema.

3. El tercer enunciado propone un parámetro facilidad para la fabricación contra un parámetro acerca del volumen de un objeto sin movimiento.



Figura 2.15 Solución de la matriz, tercer enunciado

Donde la matriz indica la solución [Fig. 2.15]:

Principio 35 "Transformación del estado físico y químico de un objeto".

- Cambia el estado físico del objeto (gas, sólido, líquido).
- Cambia la consistencia o concentración.
- Cambia el grado o flexibilidad.
- Cambia la temperatura.
- Cambia la presión.
- Cambia otros parámetros.

Dentro de los principios de inventiva mencionados, los que más se adaptan al diseño que queremos realizar son segmentación, objetos baratos o de corta vida.

Al hacer la configuración con ayuda de TRIZ se obtuvo el siguiente diseño [Fig. 2.16].

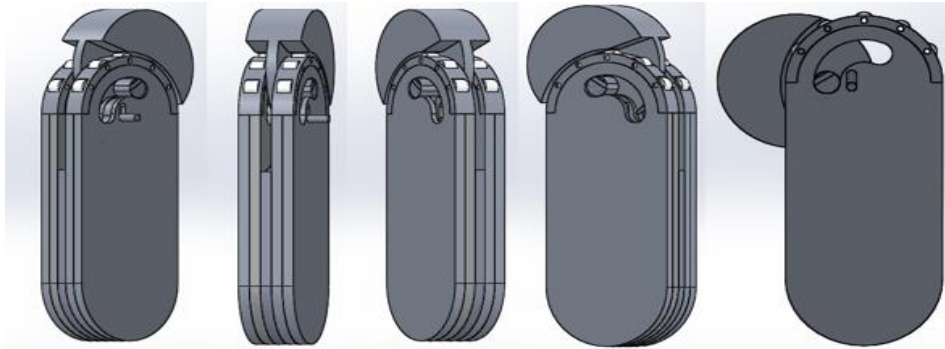


Figura 2.16 Configuración TRIZ

La parte activa de la órtesis se seleccionó por medio de un resorte, los resortes de uso común para este tipo son los resortes de tensión [Fig. 2.17].



Figura 2.17 Ejemplos Resortes de Tensión

Estos resortes fueron descartados debido a que serían demasiado estorbosos en el diseño, se buscó un resorte que lograra el movimiento de seguimiento de la ranura.

Dentro de estos se encontraron dos tipos de resorte que cumplen esta característica, los cuales son:

- Resortes cuello de cisne o de fuerza constante [Fig. 2.18].

Estos resortes se encuentran en taladros de banco, los cuales reemplazan al sistema piñón cremallera de estos. También se encuentran presentes en relojes y flexómetros.

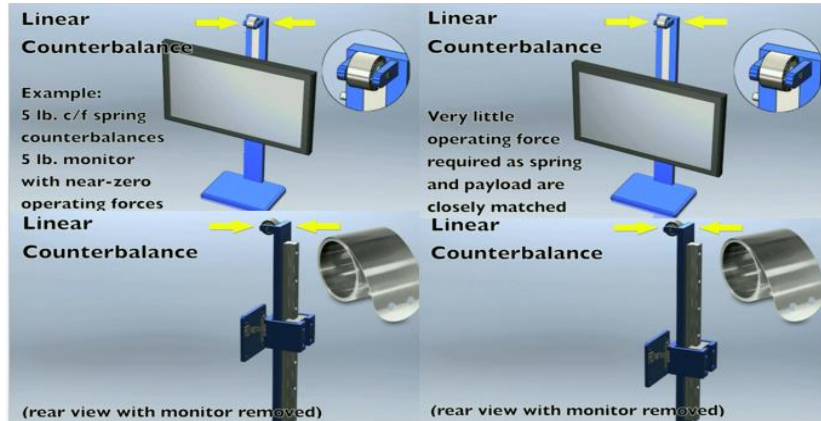


Figura 2.18 Resorte Cuello de cisne

- Resortes de torsión [Fig. 2.19].

Mantienen una carga pueden utilizarse como contrapesos.



Figura 2.19 Resortes de Torsión

Estos dos tipos de resortes son usados en el diseño de equipos médicos. Sus especificaciones serán vistas en el diseño de detalle.

Ahora bien con la incorporación del sistema activo de la órtesis surge una nueva contradicción técnica que se puede expresar de las siguientes tres formas.

- Necesito alojar un dispositivo el cual me provea la fuerza necesaria pero debe ser ligero.

Por ello se seleccionan los siguientes parámetros

Factor a mejorar: Fuerza; factor a empeorar: peso del objeto estacionario.

Dando como resultado los siguientes principios de inventiva [Fig. 2.20].

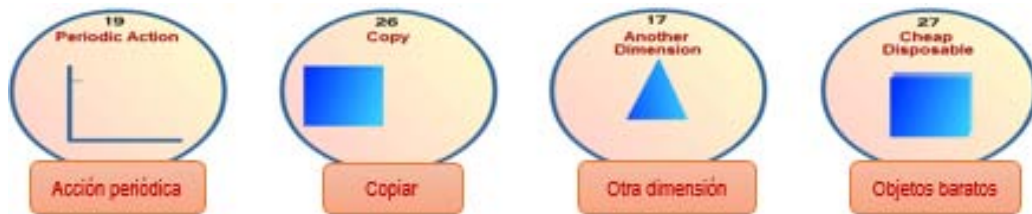


Figura 2.20 Solución de la matriz, cuarto enunciado

Principio 19 “Acción periódica”

- Reemplazar una acción continua con acciones periódicas o pulsantes.
- Si la acción es periódica, cambia la magnitud del periodo o frecuencia.
- Utilice las brechas entre las acciones para llevar a cabo diferentes acciones.

Principio 26 “Copiar”

- Utilice copias simples y de bajo costo en lugar de objetos o sistemas caros.
- Reemplace un objeto o acción con una copia óptica.
- Si ya utiliza copias ópticas, use ondas infrarrojas o ultravioletas.

B. Necesito alojar un dispositivo el cual me provea la fuerza necesaria pero debe ocupar poco espacio.

Por ello se seleccionan los siguientes parámetros

Factor a mejorar: Fuerza; factor a empeorar: área del objeto estacionario.

Dando como resultado los siguientes principios de inventiva [Fig. 2.21].



Figura 2.21 Solución de la matriz, quinto enunciado

Principio 17 “Otra dimensión”

- Si un objeto se mueve en una línea recta, considere el uso de las dimensiones o el movimiento fuera de la línea.
- Si un objeto contiene o se mueve en un plano, considere el uso de las dimensiones o el movimiento fuera del plano actual.
- Apile los objetos en lugar de sólo utilizar un nivel.

Principio 17 “Otra dimensión”

- Si un objeto se mueve en una línea recta, considere el uso de las dimensiones o el movimiento fuera de la línea.
- Si un objeto contiene o se mueve en un plano, considere el uso de las dimensiones o el movimiento fuera del plano actual.
- Apile los objetos en lugar de solo utilizar un nivel.
- Re oriente el sistema u objeto.

Principio 27 “Objetos baratos o de corta vida”

- Reemplaza los elementos costosos de un sistema con múltiples elementos baratos.

Principio 32 “Cambios de color”

- Re oriente el sistema u objeto.
- Cambiar el color de un objeto o su entorno.
- Cambiar la transparencia de un objeto o su entorno.
- Para cambiar la visibilidad de las cosas, usa aditivos de color o elementos luminiscentes.

- Cambiar las propiedades de un objeto sujeto a la calefacción radiante.

Principio 13 “Inversión”

- Usa acciones opuestas para resolver el problema (en vez de enfriar un objeto caliéntalo).
- Haz los elementos fijos movibles, y los objetos movibles fijos.

- Gira el objeto o sistema boca abajo.

Principio 38 “Oxidantes fuertes”

- Reemplace el aire atmosférico con aire enriquecido con oxígeno.
- Usa oxígeno puro.
- Utilice radiación ionizante.
- Utilice oxígeno ionizante.

C. Necesito alojar un dispositivo el cual me provea la fuerza necesaria pero debe ser pequeño.

Por ello se seleccionan los siguientes parámetros

Factor a mejorar: Fuerza, factor a empeorar: volumen del objeto estacionario.

Dando como resultado los siguientes principios de inventiva [Fig. 2.22].



Figura 2.22 Solución de la matriz, sexto enunciado

Principio 30 “Membranas delgadas”

- Incorporar conchas flexibles y películas delgadas en lugar de estructuras sólidas.
- Aislar un objeto o sistema desde un entorno potencialmente dañino, utilizando cáscaras flexibles y películas delgadas.

- Hacer un objeto o sistema capaz de realizar múltiples funciones, eliminando la necesidad de otros sistemas.

Principio 25 “Autoservicio”

- Habilitar un objeto o sistema para realizar funciones u organizarse.
- Hacer uso de los recursos de los residuos, la energía, o sustancia.

Principio 6 “Universalidad”

Dentro de las soluciones otorgadas por los principios de inventiva, las que más útiles resultan para nuestro diseño son:

Principio de segmentación, principio objetos baratos o de corta vida, principio acciones parciales, principio copiar, principio otra dimensión, principio de universalidad.

Lo cual se observa en el siguiente diseño [Fig. 2.23].

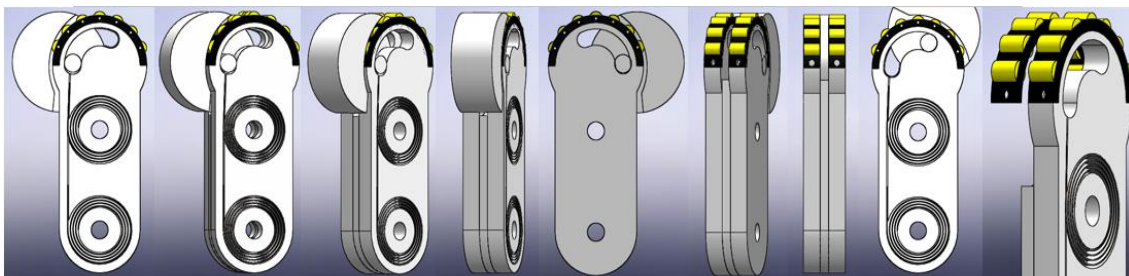


Figura 2.23 Diseño con ayuda de TRIZ (Matriz de contradicciones)

A continuación se describe la solución con los principios de inventiva [Fig. 2.24].

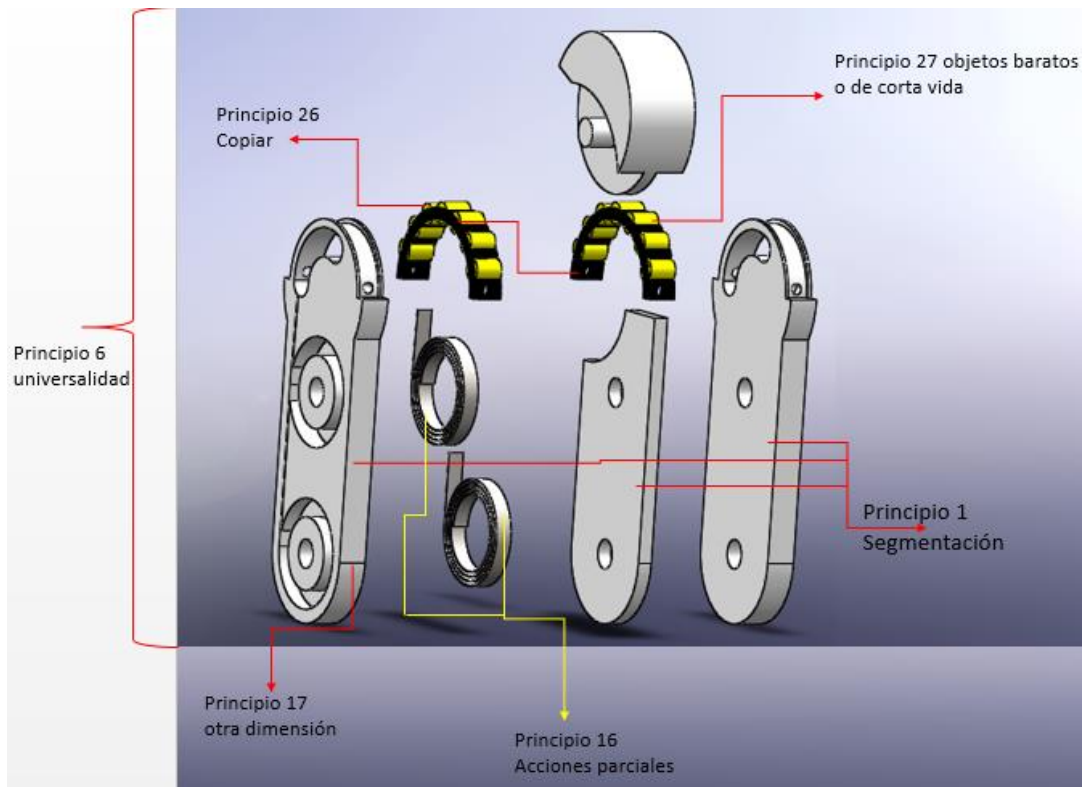


Figura 2.24 Explicación Principios de inventiva

Principio 6 “Universalidad”

Un sistema debe realizar varias funciones eliminando el uso necesario de otros, el sistema mecánico diseñado, cumple este principio ya que como se había mencionado se busca imitar la rodilla humana, desde el punto de vista anatómico este sistema tiene que recrear lo más cercano posible las funciones que desarrollan: huesos, articulación, músculos, meniscos, rotula (policentricidad).

Principio 27 “Objetos baratos o de corta vida”

Reemplaza los elementos costosos de un sistema con múltiples elementos baratos, este principio queda resuelto al utilizar rodamientos de Nylamid, como material de desgaste o aporte simulando la función de los cartílagos (meniscos) de la rodilla.

Principio 17 “Otra dimensión”

Apile los objetos en lugar de sólo utilizar un nivel, el diseño mecánico del sistema se limitó a las siguientes dimensiones, un rango máximo de 8 pulgadas de largo, un ancho de 3 pulgadas y un espesor de 2 pulgadas, el espesor se definió gracias a este principio ya que solo se planeaba elaborar un elemento plano, como la mayoría de órtesis no activas existentes en el mercado.

Principio 26 “Copiar”

Utilice copias simples y de bajo costo en lugar de objetos o sistemas caros, este principio se tomó más literal, ya que al agregar una dimensión (volumen) al diseño se optó por repetir los elementos para así lograr la acción que el sistema requiere, este principio se verá más claro en el diseño final.

Principio 1 “segmentación”

Divide un sistema en partes separadas o secciones, este principio se utilizó en conjunto con el principio 26 copiar ya que al repetir elementos, se optó con ello lograr que el diseño sea más fácil de reparar e intervenir al retirar estas mismas. Logrando el segundo punto de este principio, haz un sistema que en el cual sea fácil quitar y poner un elemento.

Principio 16 “Acciones parciales”

Si la cantidad exacta de una acción es difícil de lograr, utilice “un poco menos o algo más” de la acción, para reducir o eliminar el problema. Este principio se utilizó al duplicar el uso de resortes ya que uno no provee la acción necesaria que necesita el sistema (lo cual se verá con más detenimiento en el diseño a detalle), pero aun así este no fue suficiente por lo tanto se utilizó otra técnica de TRIZ llamada sustancia campo. Que se verá a continuación.

SUSTANCIA CAMPO

Como se mencionó anteriormente TRIZ posee cinco elementos filosóficos clave

1. Idealidad: los conceptos evolucionan aumentando lo bueno y disminuyendo lo malo.
2. Recursos: se maximiza la efectividad de las cosas dentro y alrededor de un sistema, aun las cosas malas.
3. Espacio/tiempo: la importancia de ver los sistemas en términos de su contexto de espacio y tiempo.
4. Funcionalidad: importancia de la función cuando se piensa sobre los sistemas.
5. Contradicciones: el concepto de eliminar las contradicciones (conflictos) como el conductor principal de la evolución.

Para poder utilizar sustancia campo se redefinió el problema principal de la siguiente manera [Diagrama 2.8]:

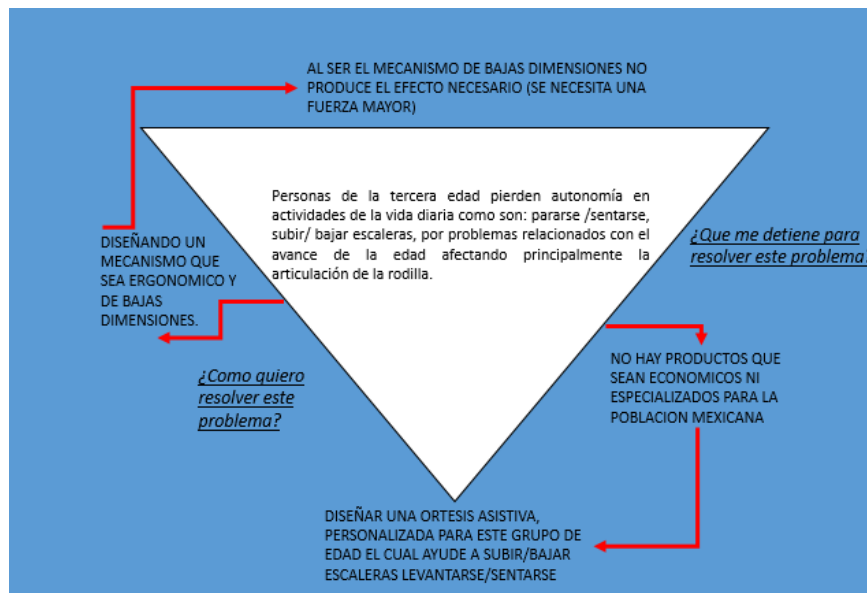


Diagrama 2.8 Necesidad y problemática, acciones para resolver

Sustancia – Campo es una herramienta analítica para modelar problemas que se observan en sistemas, cada sistema se crea para realizar alguna función [Diagrama 2.9].

La función deseada es la salida de una sustancia u objeto, causada por otros similares con la ayuda de algunos medios.

Sustancia: objetos de cualquier nivel de complejidad, pueden ser sistemas complejos o artículos simples, también clasificados como herramientas o artículos.

Campo: medios para lograr la acción. En si es una forma de energía, provee una fuerza o reacción para garantizar un efecto. Tipos de campos (Cx) por mencionar algunos:

- Mecánico (Me)
- Eléctrico (E)
- Magnético (Ma)
- Óptico (Op)
- Nuclear (N)
- Luz (L)
- Temperatura (T)
- Gravedad (g)
- Químico (Q)
- Acústicos

Por lo tanto el modelo campo – sustancia provee un modelo simple y rápido que se emplea al considerar diferentes ideas.

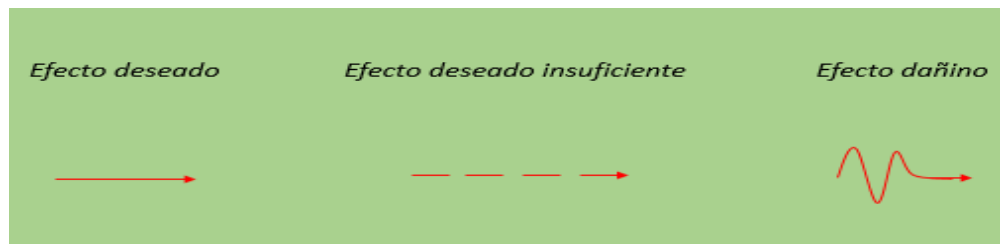
Existen cuatro modelos básicos dentro de sustancia – campo los cuales son:

- Un sistema incompleto. Requiere de sustancia o campo para completarlo o un sistema nuevo.
- Un sistema completo pero inefectivo. Demanda mejoras para crear el efecto deseado.
- Un sistema completo pero dañino. Es necesario eliminar el efecto deseado.
- Un sistema completo efectivo.

Para hacer un modelo sustancia campo se tienen que seguir los siguientes pasos.

1. Identificar los elementos. El campo está actuando sobre ambas sustancias o está integrado como sistema con la sustancia dos.
2. Construir el modelo.

La relación entre los elementos del modelo sustancia – campo se dibujan con las líneas siguientes:



El análisis consiste en definir el problema mediante un modelo que consta de dos sustancias y una fuerza o campo, que actúa sobre una de ellas o sobre las dos, para obtener el resultado deseado.

- Cuando falta alguno de estos tres elementos se tiene un sistema incompleto, que requiere ser completado para tener un sistema efectivo.
- Cuando el sistema está completo pero es inefectivo, demanda mejoras para crear el efecto deseado, posiblemente agregando otra sustancia o cambiando una de ellas, o bien utilizando otro campo.
- Cuando el sistema está completo pero es dañino, se debe eliminar el efecto negativo para contar con un sistema completo efectivo.

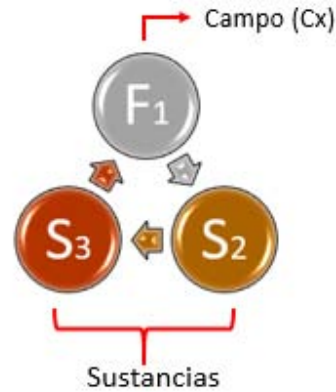


Diagrama 2.9 Sustancia – Campo

Para poder dar solución a un sistema incompleto o dañino se pueden seguir las siguientes cinco reglas.

1. Cambiar la sustancia S2 por otra sustancia S3 a fin de generar un nuevo campo F2 que no perjudique a S1.
2. Agregar una sustancia S3 para generar un nuevo campo F2 que al actuar sobre S2 lo modifique y no perjudique a S1.
3. Agregar una nueva sustancia S3 para generar un nuevo campo F2 que al actuar sobre S1 lo modifique, y que la acción de S2 no perjudique a S1.
4. Agregar una nueva sustancia S3 intermedia entre S1 y S2, que al actuar F1, se genere un nuevo F2 que modifique S1 o S2 para evitar su acción perjudicial.
5. Agregar una nueva sustancia S3, para generar un campo F2, que al actuar sobre S1 y S2 los modifique y así evitar su acción negativa.

El concepto de sustancia - campo nos permite visualizar el problema desde otra perspectiva, por así llamarlo más simple, ya que sólo se toman en cuenta los elementos principales del sistema.

Anteriormente se comentó que nuestro sistema mecánico por sí solo, no realizaba el efecto deseado, ya que este era un efecto insuficiente.

Por lo tanto se definió el problema de la siguiente forma, con ayuda del diagrama sustancia – campo [diagrama 2.10]:

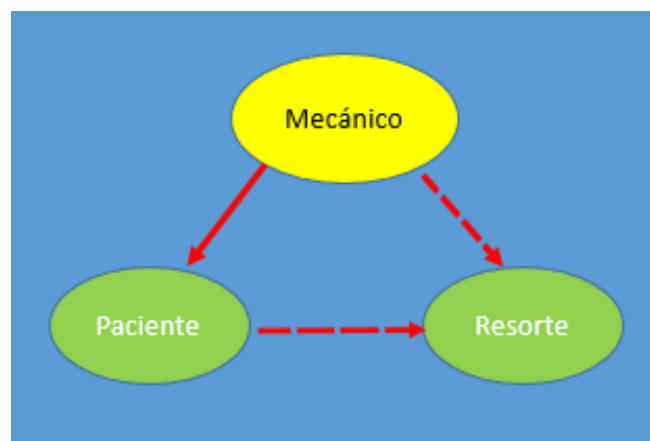


Diagrama 2.10 Sustancia- Campo, aplicado a nuestro problema

Como se puede visualizar nuestras sustancias son: paciente y un actuador mecánico (resorte), los cuales se pueden visualizar en el diseño conceptual previo, ya que como se definió al principio, nuestra órtesis sería puramente mecánica, están afectadas por un campo mecánico lo cual genera el efecto deseado insuficiente.

Es por ello que se optó por una de las reglas mencionadas anteriormente la cual sugiere agregar una sustancia extra para así generar un campo nuevo el cual actúe sobre las sustancias y así con ayuda de ambos campos lograr el efecto deseado.

Pero como se mencionó anteriormente existen varios campos, gracias al concepto de idealidad que nos proporciona TRIZ, se pueden utilizar los recursos los cuales se definieron anteriormente, dentro de estos recursos, existe el recurso de información, el cual nos brinda una herramienta gracias al software CREAM innovation Suite (cabe resaltar que el uso de TRIZ en esta tesis se hizo con la ayuda de este software), el cual tiene una recopilación de información en la siguiente dirección web:

<http://www.productioninspiration.com>

Donde se proporciona un número acciones que se relacionan a las siguientes propiedades: sólido, líquido, gas o campo.

Es decir esta página nos provee una solución o efecto con el cual se le puede resolver nuestro problema [Fig. 2.25].

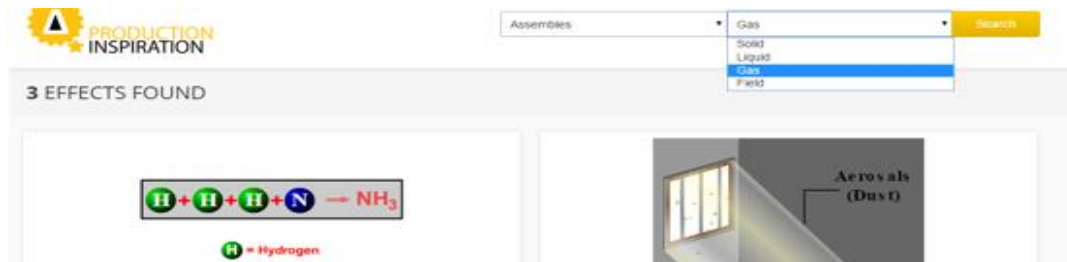


Figura 2.25 interfaz de usuario Production inspiration

Redefinimos nuestro problema de la siguiente manera “necesitamos mover un sólido”

El cual nos dio como resultado 34 soluciones posibles de las cuales las dos primeras son las convenientes para nuestro prototipo las cuales son gravedad e inercia [Fig. 2.26].

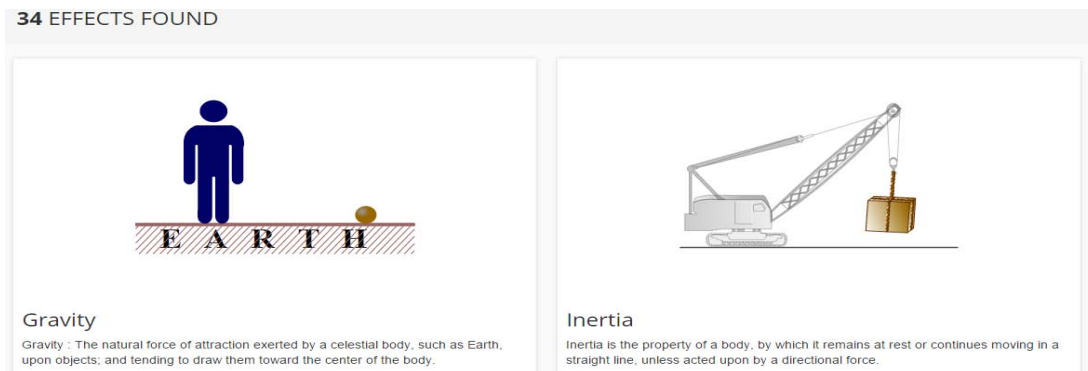


Figura 2.26 Soluciones posibles de Production inspiration

Optando por el campo gravitacional, el porqué de la elección se verá a continuación aunque se explicara con mayor detenimiento en el capítulo diseño a detalle.

- El centro de gravedad de una persona, como se mencionó anteriormente, se encuentra al 55% de la estatura a partir del suelo.

Dicho esto, y analizando las siguientes imágenes de una prueba conocida como “chair stand test” donde el objetivo principal es visualizar cómo se levanta una persona de su asiento [Fig. 2.27].



Figura 2.27 Chair Stand Test

- Cualquier persona flexiona su tronco, para aproximarlos hacia los miembros inferiores, quedando en un ángulo cercano a los 45 grados, siendo de referencia el plano sagital.
- Con esto la fuerza que se ejerce sobre el centro de gravedad deja de ser puntual, por ello es más fácil levantarse. Como se observa [Diagrama 2.11].

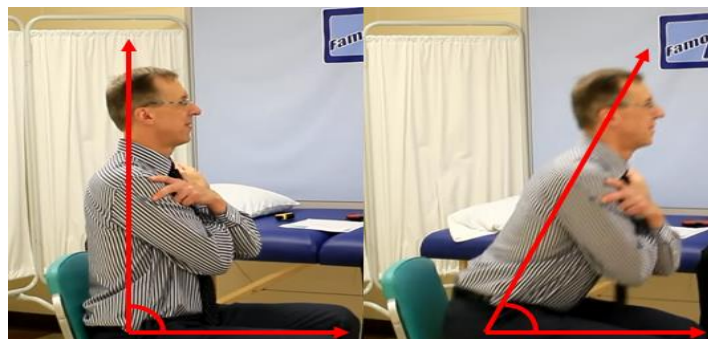


Diagrama 2.11 inclinación del centro de gravedad

Es por ello que el diagrama sustancia – campo queda redefinido, en el cual se logra el efecto deseado [Diagrama 2.12].



Diagrama 2.12 Sustancia – Campo, efecto deseado

Ya con las soluciones que nos proporcionaron las técnicas de TRIZ, se logró llegar al concepto final del mecanismo Figura 2.28:

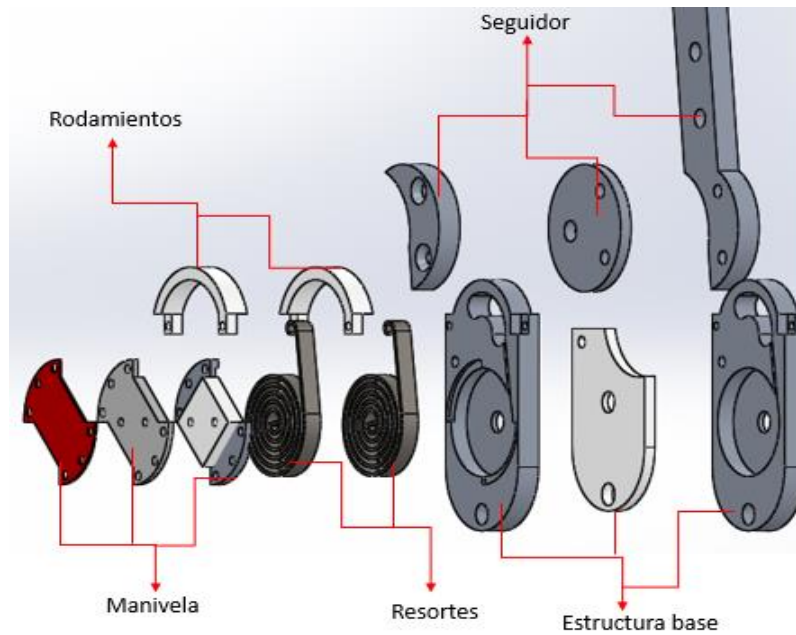


Figura 2.28 Diseño final mecanismo

FUNCIÓN DE CADA ELEMENTO

Elemento	Función
	<p>Rodamientos</p> <p>Los rodamientos que se presentaban al inicio fueron sustituidos, con el diseño que se muestra, ya que este es más viable de manufacturar, su función anatómica es simular los meniscos, mecánicamente es material de sacrificio.</p>
	<p>Resorte</p> <p>Actuador del sistema, apoyar a los músculos que intervienen en la flexión y extensión de los miembros inferiores.</p>
	<p>Seguidor</p> <p>Permitirá un movimiento policéntrico de la rodilla. Apoyará al musculo cuádriceps.</p>

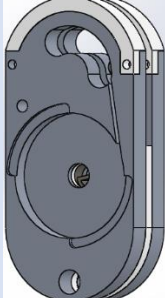
	<p>Base del sistema, ranura</p> <p>Limitará el rango de movimiento en la flexión de rodilla, máximo 130°.</p>
	<p>Principio de segmentación, principio acciones parciales.</p> <p>Se obtiene un efecto deseado al duplicar los elementos.</p>
	<p>Sistema para calibración del resorte</p> <p>Este sistema con manivela permite tensar el resorte para así ganar un efecto mayor. Funciona como trinquete.</p> <p>La agarradera se decidió en color rojo, para las personas con problemas en la vista, así puedan observarlo con mayor facilidad.</p> 

Tabla 3 Descripción de cada elemento

Una vez concluido el diseño mecánico del sistema de asistencia, se necesitaba elaborar una interfaz el cual sirviera de puente entre el mecanismo y el paciente, en el cual se busca cumplir con los requisitos de usabilidad.

Para el diseño de esta interfaz, se buscó la colaboración de “Luis Felipe Cruz Méndez”, Diseñador Industrial miembro del club de mecatrónica de la FES Aragón.

El cual propuso dividir esta interfaz en dos elementos principales una muslera y una pantorrillera.

Las medidas para el diseño fueron tomadas de la antropometría mexicana.



Figura 2.29 Interfaz usuario

La forma de utilizar todo el dispositivo es deslizando la interfaz [Fig. 2.29]. Hasta llegar al punto de ajuste.

El inconveniente que se nota en este tipo de productos (órtesis, prótesis) es que aunque estén las medidas antropométricas, el modelo tiene que ser especializado para cada persona.

Una manera de obtener un resultado ideal es por medio de moldes de yeso para obtener un modelo del miembro inferior.

Una vez obtenido el molde se prosigue a recubrir, los materiales utilizados comúnmente son:

- Fibra de vidrio.
- Fibra de carbono.
- Polipropileno ortopédico.

Siendo este ultimo el más utilizado en la industria, para la fabricacion de ortesis y protesis. Aunque para su aplicación se necesita de un horno de termoformado.



Figura 2.30 Materiales utilizados en órtesis y prótesis

En nuestro caso nos inclinamos por el uso de fibra de carbono, que se detallará mas en el diseño a detalle.

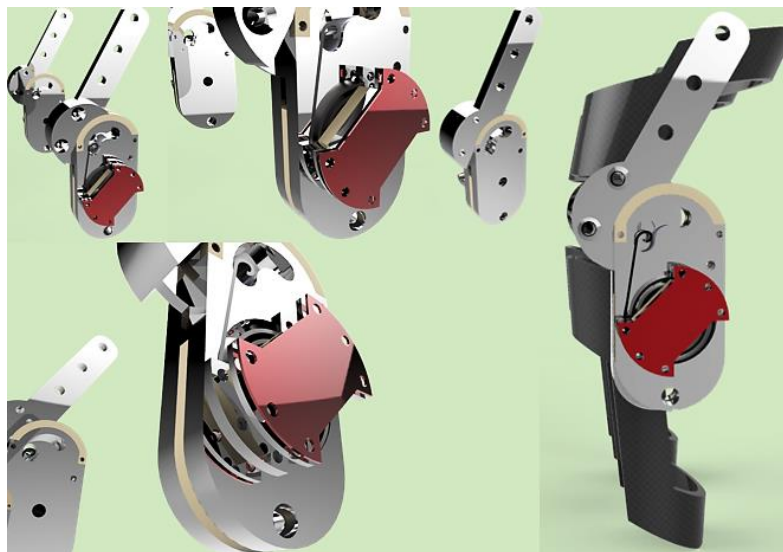


Figura 2.31 Concepto Final Órtesis Asistiva de Miembro Inferior para Personas de la Tercera Edad



CAPÍTULO 3 DISEÑO DE DETALLE

“No puedes guiar el viento, pero puedes cambiar la dirección de tus velas.”

Proverbio chino

Como se comentó anteriormente para poder realizar una órtesis para personas de la tercera edad, es necesario la ayuda de un paciente, para así poder recabar información y acotar el problema.

Nuestra paciente mujer de 61 años de edad a la cual se le realizó un chequeo médico para así tener información avalada [Fig. 3.1].

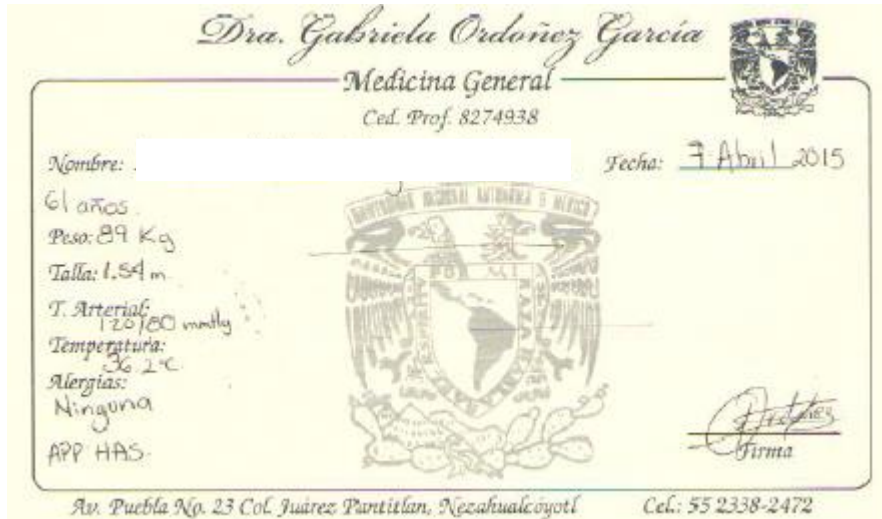


Figura 3.1 Receta Médica paciente

Como se mencionó anteriormente nuestro principal actuador sería un resorte, por ello era necesario conocer la fuerza que emplean los músculos para poder realizar estas actividades y con ello seleccionar este resorte.

Para el desarrollo de esta tesis se tomaron en cuenta dos puntos críticos para el diseño de la órtesis

1. Ayudar a la persona a levantarse de una silla, banco etc.
2. Apoyar al subir/ bajar escaleras.

Dividiendo el análisis en estático y dinámico.

El análisis estático nos permitiría conocer la fuerza que emplea el musculo para levantar a una persona de una silla. Ya que el cuerpo se encuentra en un estado de reposo

Mientras que el análisis dinámico nos permitiría conocer esta fuerza para poder romper la inercia e impulsar el cuerpo a subir escaleras o bien, poder frenar la caída del cuerpo, al bajar estas mismas.

En ambos casos se realizaron dos cálculos, uno con solo el peso de la persona, el otro con una carga adicional de 20 kg, ya que personas de la tercera edad aunque presenten problemas en la rodilla, tienden a cargar con objetos.

3.1 ANÁLISIS DINÁMICO

Posición inicial

Posición final

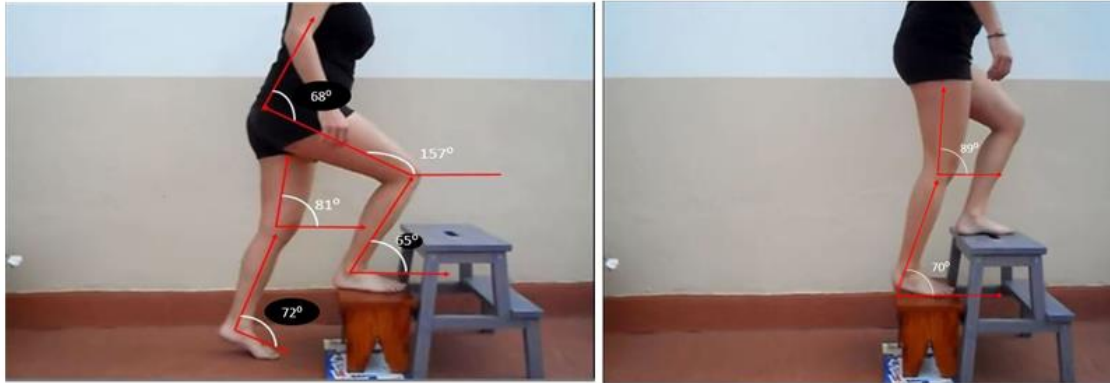


Figura 3.2 Análisis al subir escalones



Figura 3.3 Paciente

Masa	$M = 89\text{Kg}$
$\text{Peso} = M * (9.81 \text{ m/s}^2)$	$P=873.09 \text{ N}$
Estatura	$E = 1.54\text{m}$
Diametro cintura / cilindro 1	$DC = 1.12 \text{ m}/\text{Pi}$
Radio cintura / cilindro 1	$RC = DC/2$
Diametro muslo izquierdo / cilindro 4	$\text{DMI} = 0.56 \text{ m}/\text{Pi}$
Radio muslo izquierdo / cilindro 4	$\text{RMI} = \text{DMI}/2$
Diametro Muslo Derecho / cilindro 2	$\text{DMD} = 0.54 \text{ m}/\text{Pi}$
Radio Muslo Derecho / cilindro 2	$\text{RMD} = \text{DMD}/2$
Diametro Pantorrilla Izquierda = Diametro Pantorrilla Derecha / cilindro 3=5	$\text{DP}=0.375 \text{ m}/\text{Pi}$
Radio Pantorrilla Izquierda = Radio Pantorrilla Derecha / cilindro 3 = 5	$\text{RP} = \text{DP}/2$

Tabla 4 Datos paciente

Para los análisis es necesario tener la masa de cada parte del cuerpo, por ello se recurrió a una tabla medica referente a miembros amputados y la relación de la masa con el cuerpo.

Pierna completa	16% de la masa total del cuerpo
Muslo	10.1% de la masa total del cuerpo MLO = 89Kg * 0.101
Pantorrilla	5.9% de la masa total del cuerpo MP = 89Kg * 0.059
Parte inferior del Cuerpo (Ambas piernas)	32% de la masa total del cuerpo
Parte Superior del Cuerpo	68% de la masa total del cuerpo MPSC = 89Kg * 0.68

Tabla 5 Masa distintas partes del cuerpo

Longitud cadera – cabeza	LCC = 0.635m
Longitud cadera – rodilla	LCR = 0.475m
Longitud rodilla – tobillo	LRT = 0.375m

Tabla 6 Longitud miembro inferior y torso de nuestro paciente

Para poder realizar el análisis se redefinió el cuerpo de nuestro paciente como una unión de 5 cilindros, calculando todo el análisis para el punto A, que se muestra en la siguiente figura:

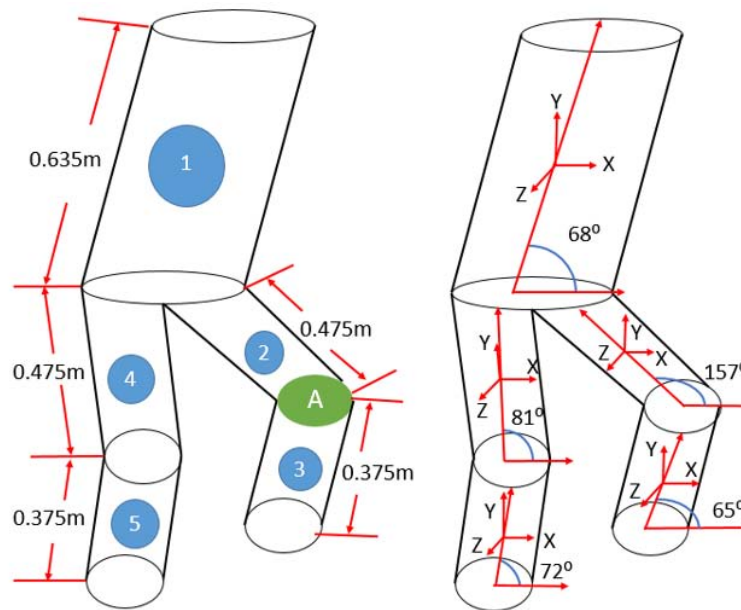


Figura 3.4 Sistema de referencia

MOMENTOS DE INERCIA

De tablas de centro de gravedad y momento de inercia de sólidos, y después de ubicar el cilindro a nuestro sistema se obtienen las ecuaciones para momentos de inercia.

$$I_{zz} = I_{xx} = \frac{1}{12} m(3r^2 + h^2) \dots\dots \text{Ec.1.}$$

$$I_{yy} = \frac{1}{2} mr^2 \dots\dots\dots \text{Ec.2.}$$

Mediante el sistema de referencia propuesto, se busca obtener el torque necesario para romper la inercia de la rodilla, por lo tanto el análisis se realizara sobre el eje Z calculando Izz para cada cilindro.

El cilindro 1 se calculó con dos valores de masa diferente, uno con una masa extra de 20 kg y el otro con la masa del paciente.

De la ecuación 1, y 2 se obtienen los momentos de inercia para cada eje obteniendo los siguientes resultados.

Cilindro 1	Cilindro 1 masa Extra	Cilindro 2	Cilindro 3
$I_{zz} = I_{xx}$ $= 2.514 \text{ Kgm}^2$ $I_{yy} = 0.9614$ Kgm^2	$I_{zz} = I_{xx}$ $= 3.345 \text{ Kgm}^2$ $I_{yy} = 1.279 \text{ Kgm}^2$	$I_{zz} = I_{xx}$ $= 0.185 \text{ Kgm}^2$ $I_{yy} = 0.033 \text{ Kgm}^2$	$I_{zz} = I_{xx}$ $= 0.66 \text{ Kgm}^2$ $I_{yy} = 0.0093$ Kgm^2

MOMENTOS EN ROTACIÓN

Al obtener los momentos de inercia es necesario realizar la rotación por lo tanto se utilizan las siguientes ecuaciones para cada eje:

$$I_{x'x'} = I_{xx}(L_{x'x})^2 + I_{yy}(L_{x'y})^2 + I_{zz}(L_{x'z})^2 - 2I_{xy}L_{x'x}L_{x'y} - 2I_{xz}L_{x'x}L_{x'z} - 2I_{yz}L_{x'y}L_{x'z} \quad \dots \text{Ec. 3.}$$

$$I_{y'y'} = I_{xx}(L_{y'x})^2 + I_{yy}(L_{y'y})^2 + I_{zz}(L_{y'z})^2 - 2I_{xy}L_{y'x}L_{y'y} - 2I_{xz}L_{y'x}L_{y'z} - 2I_{yz}L_{y'y}L_{y'z} \quad \dots \text{Ec. 4.}$$

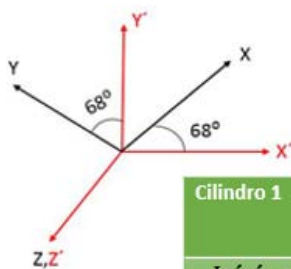
$$I_{z'z'} = I_{xx}(L_{z'x})^2 + I_{yy}(L_{z'y})^2 + I_{zz}(L_{z'z})^2 - 2I_{xy}L_{z'x}L_{z'y} - 2I_{xz}L_{z'x}L_{z'z} - 2I_{yz}L_{z'y}L_{z'z} \quad \dots \text{Ec.5.}$$

Como se mencionó anteriormente el resultado que nos interesa es sobre el eje z por ello sólo se calculara $I_{z'z'}$ (I_{zz} rotado) para cada uno de los cilindros.

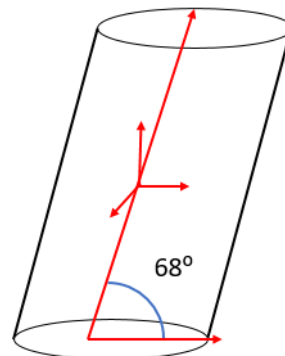
ANÁLISIS CILINDRO 1

De la ecuación 5 y mediante la rotación siguiente se obtienen los siguientes valores:

$L_{x'x} = \cos 68^\circ$	$L_{y'x} = \sin 68^\circ$	$L_{z'x} = 0$
$L_{x'y} = -\sin 68^\circ$	$L_{y'y} = \cos 68^\circ$	$L_{z'y} = 0$
$L_{x'z} = 0$	$L_{y'z} = 0$	$L_{z'z} = 1$



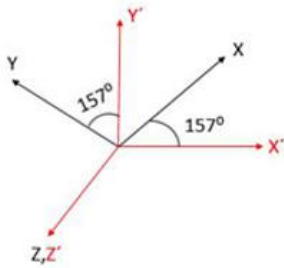
Cilindro 1	Cilindro 1 masa Extra
$I_{z'z'} = 2.514 \text{ Kgm}^2$	$I_{z'z'} = 3.345 \text{ Kgm}^2$



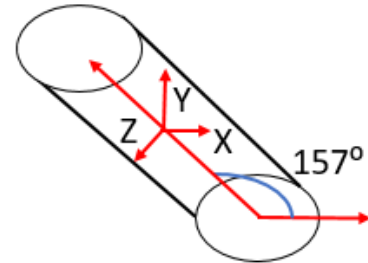
ANÁLISIS CILINDRO 2

Al sustituir en la ecuación 5 se obtiene:

$$\begin{array}{lll} Lx'x = \cos 157^\circ & Ly'x = \sin 157^\circ & Lz'x = 0 \\ Lx'y = -\sin 157^\circ & Ly'y = \cos 157^\circ & Lz'y = 0 \\ Lx'z = 0 & Ly'z = 0 & Lz'z = 1 \end{array}$$

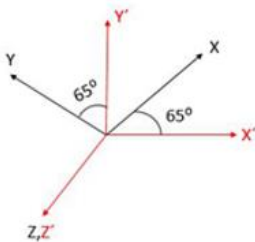


Cilindro 2
 $Iz'z' = 0.185 \text{Kg}m^2$

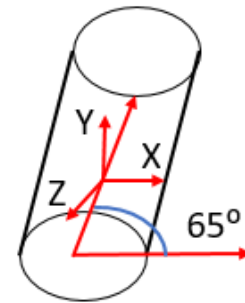


ANÁLISIS CILINDRO 3

$$\begin{array}{lll} Lx'x = \cos 65^\circ & Ly'x = \sin 65^\circ & Lz'x = 0 \\ Lx'y = -\sin 65^\circ & Ly'y = \cos 65^\circ & Lz'y = 0 \\ Lx'z = 0 & Ly'z = 0 & Lz'z = 1 \end{array}$$



Cilindro 3
 $Iz'z' = 0.0662 \text{Kg}m^2$



ECUACIONES MOMENTOS EN TRASLACIÓN

$$I_{xxt} = I_{xx} + m((Yg)^2 + (Zg)^2) \dots \text{Ec.6}$$

$$I_{yyt} = I_{yy} + m((Xg)^2 + (Zg)^2) \dots \text{Ec.7}$$

$$I_{zzt} = I_{zz} + m((Xg)^2 + (Yg)^2) \dots \text{Ec.8}$$

Donde Xg, Yg y Zg son coordenadas del centro de gravedad de cada cilindro, al igual que en el análisis anterior sólo se calculara para Izzt (Izz trasladado).

COORDENADAS DEL CENTRO DE GRAVEDAD.

Cilindro 1	Cilindro 2	Cilindro 3
X1 = -0.3183 m;	X2 = -0.218619 m;	X3 = -0.07924 m;
Y1 = 0.4798 m;	Y2 = 0.092798 m;	Y3 = -0.16993 m;
Z1 = 0 m;	Z2 = 0 m;	Z3 = 0 m;

RESULTADOS TRASLACIÓN

Al sustituir en la ecuación 8 se obtienen los siguientes resultados para cada cilindro.

Cilindro 1	22.578 Kgm²
Cilindro 1 masa extra	30.039 Kgm²
Cilindro 2	0.692 Kgm²
Cilindro 3	0.250 Kgm²

3.1.1 PRINCIPIO DE SUPERPOSICIÓN

El principio de superposición o teorema de superposición es una herramienta matemática que permite descomponer un problema lineal en dos o más subproblemas más sencillos, de tal manera que el problema original se obtiene como "superposición" o "suma" de estos subproblemas más sencillos.

Se menciona el principio de superposición ya que para el análisis es necesario tomar en cuenta la pierna que se encuentra en reposo, ya que en un determinado instante el peso se traslada a la otra pierna.

MOMENTOS DE INERCIA

De la ecuación 1 y 2 al sustituir se obtienen los momentos de inercia referentes al centro de gravedad.

Cilindro 4	Cilindro 5
$I_{zz} = I_{xx} = 0.183\text{Kgm}^2$ $I_{yy} = 0.035\text{Kgm}^2$	$I_{zz} = I_{xx} = 0.066\text{Kgm}^2$ $I_{yy} = 0.0093\text{Kgm}^2$

MOMENTOS EN ROTACIÓN

Al igual que en los cilindros 1,2 y 3 se calcula la rotación para el eje Z al sustituir en la ecuación 5.

ANÁLISIS CILINDRO 4

$$L_{x'x} = \cos 81^\circ$$

$$L_{x'y} = -\sin 81^\circ$$

$$L_{x'z} = 0$$

$$L_{y'x} = \sin 81^\circ$$

$$L_{y'y} = \cos 81^\circ$$

$$L_{y'z} = 0$$

$$L_{z'x} = 0$$

$$L_{z'y} = 0$$

$$L_{z'z} = 1$$

Cilindro 4
$I_{z'z'} = 0.183\text{Kgm}^2$

ANÁLISIS CILINDRO 5

$$L_{x'x} = \cos 72^\circ$$

$$L_{x'y} = -\sin 72^\circ$$

$$L_{x'z} = 0$$

$$L_{y'x} = \sin 72^\circ$$

$$L_{y'y} = \cos 72^\circ$$

$$L_{y'z} = 0$$

$$L_{z'x} = 0$$

$$L_{z'y} = 0$$

$$L_{z'z} = 1$$

Cilindro 5
$I_{z'z'} = 0.0662\text{Kgm}^2$

MOMENTOS EN TRASLACIÓN

Se utilizara la ecuación 8, para lograr la traslación.

COORDENADAS DEL CENTRO DE GRAVEDAD.

Cilindro 4	Cilindro 5
X4=0.03676 m;	X5= -0.0579 m;
Y4=0.2321 m;	Y5= -0.17833 m;
Z4= 0 m;	Z5= 0 m;

RESULTADOS TRASLACIÓN

Cilindro 4	0.679 Kgm ²
Cilindro 5	0.2508 Kgm ²

SUMATORIA ROTACIÓN Y TRASLACIÓN POR CILINDRO.

$$\sum I_{zz} = I_{z'z'} + I_{zzt} \dots \text{Ec.9.}$$

$\sum I_{zz1}$ Cilindro 1 masa extra	33.384 Kgm ²
$\sum I_{zz1}$ Cilindro 1	25.092 Kgm ²
$\sum I_{zz2}$ Cilindro 2	0.878 Kgm ²
$\sum I_{zz3}$ Cilindro 3	0.317 Kgm ²
$\sum I_{zz4}$ Cilindro 4	0.8629 Kgm ²
$\sum I_{zz5}$ Cilindro 5	0.317 Kgm ²

SUMATORIA TOTAL EN Izz.

$$\sum I_{zzt} = \sum I_{zz1} + \sum I_{zz2} + \sum I_{zz3} + \sum I_{zz4} + \sum I_{zz5} \dots \text{Ec.10}$$

De la ecuación 10 se obtuvieron dos resultados los cuales son:

Análisis con la masa del sujeto

$$\sum I_{zzT} = \sum I_{zz1} + \sum I_{zz2} + \sum I_{zz3} + \sum I_{zz4} + \sum I_{zz5}$$

$$= 27.474 \text{ Kgm}^2$$

Análisis con la masa extra

$$\sum I_{zzT} = \sum I_{zz1} + \sum I_{zz2} + \sum I_{zz3} + \sum I_{zz4} + \sum I_{zz5}$$

$$= 35.767 \text{ Kgm}^2$$

3.2 CÁLCULO PARA OBTENER PAR

$$\text{Par} = \text{Momento de Inercia} * \text{Aceleración} \dots \text{Ec.11}$$

Para ello es necesario conocer la velocidad angular y la aceleración angular del cuerpo humano durante la acción de subir escaleras.

De acuerdo con el libro Evaluación Clínica – funcional del movimiento corporal humano.

- La aceleración angular.

Se calcula como la diferencia entre la velocidad angular final y la velocidad angular inicial, sobre el tiempo que transcurre.

- La velocidad angular.

Se calcula como diferencia angular/ diferencia de tiempo, es decir, es igual a la posición angular final menos la posición angular inicial sobre el tiempo transcurrido [Diagrama 3.3].

Posición inicial

Posición final

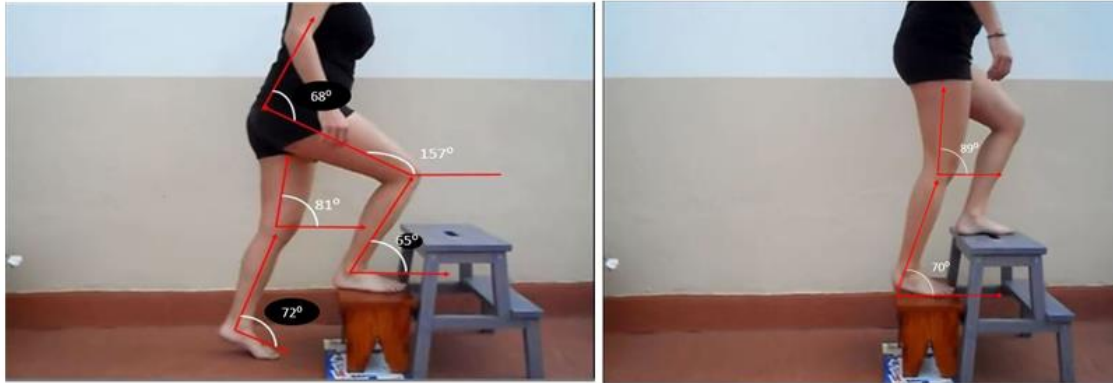


Figura 3.5 Análisis al subir escalones

VELOCIDAD ANGULAR

Por lo tanto la velocidad angular se calculó de la siguiente forma:

$$\omega_A = \frac{\text{Posición Final} - \text{Posición Inicial}}{t} \dots \text{Ec.12.}$$

Al sustituir en la ecuación 12 se obtiene el siguiente resultado. Para las dos posiciones necesarias.

$$\omega_{A1} = \frac{-68^\circ}{s} = -1.1868 \frac{\text{rad}}{s}$$

$$\omega_{A2} = \frac{1^\circ}{s} = 0.01745 \frac{\text{rad}}{s}$$

ACELERACIÓN ANGULAR

$$\alpha_A = \frac{\text{Velocidad angular Final} - \text{velocidad angular Inicial}}{t} \dots \text{Ec.13.}$$

De la ecuación 13 al sustituir se obtiene:

$$\alpha_A = 0.60213 \frac{\text{rad}}{s^2}$$

Regresando al análisis con la ecuación 11 y al sustituir finalmente se obtienen los valores de Par para lo cual se realizó todo este análisis.

Par masa extra	21.53 Nm
Par	16.54 Nm

3.3 ANÁLISIS ESTÁTICO



Figura 3.6 Análisis Estático

Como se mencionó anteriormente, el análisis estático se realizará para conocer la fuerza, que se ocupa para salir del estado de reposo en que se encuentra una persona al estar sentada [Diagrama 3.4].

Para realizar este análisis se toman nuevamente los datos de las tablas 9, 10 y 11.

Cabe destacar que el centro de gravedad del cuerpo humano está ubicado al 55 % de la estatura del sujeto, a partir del suelo.

Mientras que el centro de gravedad de los miembros inferiores se encuentra localizado a 43% de la longitud de éste, a partir de la cadera.

Centro de gravedad del cuerpo del paciente:

$$CGCP = Altura * 0.55...Ec.14$$

Centro de gravedad Miembro inferior:

$$CGMI = Longitud\ cadera - rodilla * 0.43.. Ec.15.$$

El análisis estático se realizará para dos diferentes posiciones, ya que con esto se demostrará el apoyo con la técnica de sustancia campo de TRIZ.

3.3.1 ANÁLISIS ESTÁTICO 1 A MENOR INCLINACIÓN DEL CENTRO DE GRAVEDAD.

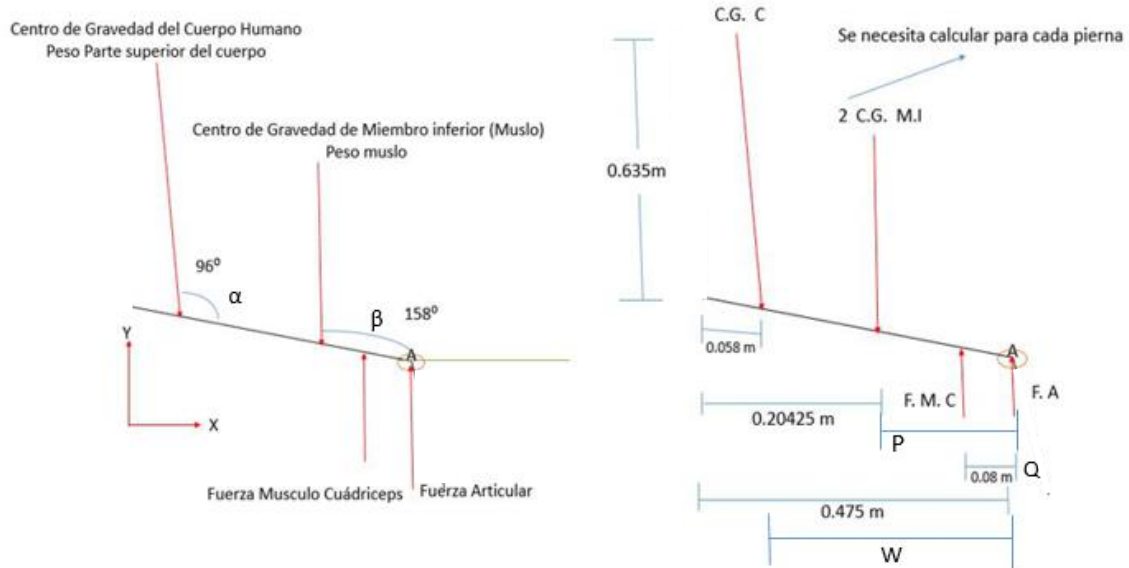


Figura 3.7 Diagrama de Cuerpo libre. Análisis estático Menor inclinación de la Figura 3.6

Al realizar la sumatoria de momentos en el punto A, evaluando los momentos positivos de acuerdo con el sentido de las manecillas del reloj, ya que como se observa en el diagrama de cuerpo libre, los movimientos se realizan en relación a éste.

$$\sum MA = 0 \dots \text{Ec.16}$$

Al sustituir en la ecuación 16 obtenemos:

$$- \text{Peso parte superior del cuerpo} (\text{sen } \alpha)(W) - 2 \text{ Peso Muslo} (\text{sen } \beta)(P) + \text{Fuerza músculo cuádriceps} (Q)(\text{sen } \beta) = 0 \dots \text{Ec.17.}$$

Como se observa en el diagrama de cuerpo libre tenemos dos incógnitas la fuerza del musculo cuádriceps y la fuerza articular.

Por ello al despejar de la sumatoria de momentos (Ec.17) se puede obtener el siguiente valor:

$$\text{Fuerza Músculo Cuádriceps} = 8812.63 \text{ N}$$

Para conocer la siguiente incógnita es necesario realizar una sumatoria de fuerzas en el eje Y.

$$\sum FY = 0 \dots \text{Ec.18}$$

Al sustituir en la ecuación 18 se obtiene:

$$- \text{Peso parte superior del cuerpo} (\text{sen } \alpha) - 2 \text{ Peso Muslo} (\text{sen } \beta) + \text{Fuerza músculo cuádriceps} + \text{Fuerza Articular} = 0 \dots \text{Ec.19.}$$

Al sustituir y despejar de la ecuación 19 se obtiene:

$$\text{Fuerza articular} = -8156.11 \text{ N}$$

$$\text{Fuerza total} = \frac{\text{Fuerza Músculo Cuádriceps} - \text{Fuerza articular}}{2} \dots \text{Ec.20.}$$

Por lo tanto al sustituir se obtiene un valor

$$\text{Fuerza total}^1 = 328.2 \text{ N}$$

3.3.2 ANÁLISIS ESTÁTICO 2 A MAYOR INCLINACIÓN DEL CENTRO DE GRAVEDAD.

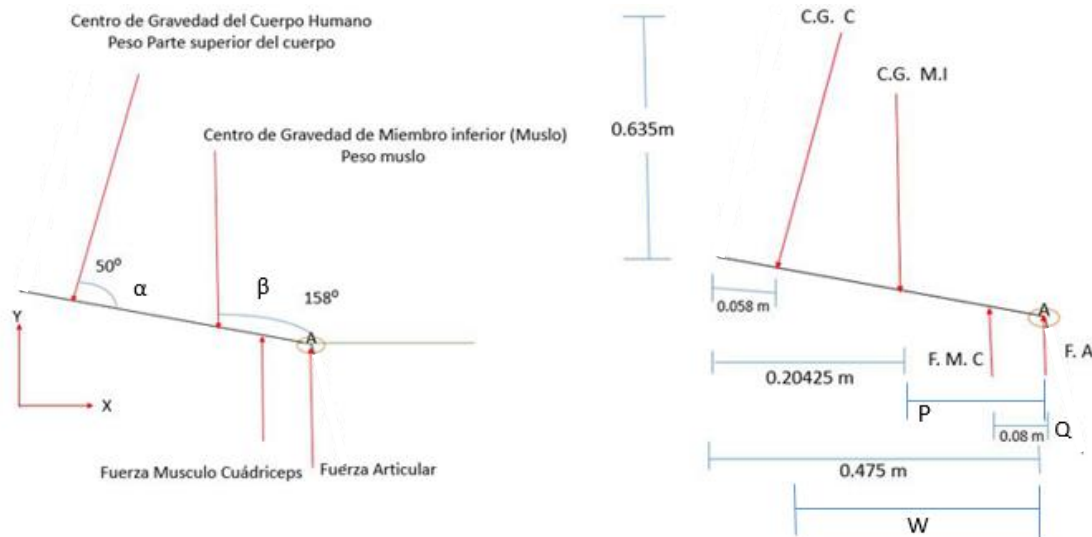


Figura 3.8 Diagrama de Cuerpo libre. Análisis estático Mayor inclinación

Se realiza el procedimiento anterior pero ahora con un ángulo α distinto, se sustituyen valores en las ecuaciones 17, 19 y 20.

Por lo que se obtienen los siguientes resultados:

- *Fuerza Músculo Cuadriceps* = 6925.15 N
- *Fuerza articular* = -6404.28 N
- *Fuerza total*² = 260.43 N

Como se planteó en el diseño conceptual se utilizó la técnica sustancia – campo con el análisis actual queda demostrado el principio de ésta y la ayuda aportada en el diseño.

Los resultados obtenidos hasta este punto, son calculados con las especificaciones de nuestro paciente, sin tomar en cuenta el apoyo que aun brindan los músculos de la paciente.

Por ello es necesario realizar una prueba, para conocer la fuerza que aun proveen los músculos de nuestra paciente.

Esta prueba fue muy sencilla, la cual consiste en colocar pesas y observar, cual es el peso que el paciente aún puede mover sin causarle molestia. La masa máxima es de 15 Kg.

$$Fuerza\ Paciente = 15\ Kg * 9.81 \frac{m}{s^2} = 147.15\ N$$

Con este resultado podemos concluir nuestro análisis al sustituir en la siguiente ecuación.

$$Fuerza = Fuerza\ total - Fuerza\ paciente...Ec.21.$$

$$Fuerza^1 = 181.05\ N$$

$$Fuerza^2 = 113.2\ N$$

Con los resultados obtenidos mediante estos análisis, se realizó la selección del resorte adecuado para nuestras especificaciones.

Para la selección de este resorte y su cotización se recurrió a la empresa Lee Spring, empresa de origen norteamericana con sucursal en México. Certificada en ISO 9001. Las especificaciones de los resortes de fuerza constante están dadas en el siguiente catalogo [Fig. 3.3, Fig. 3.4]:

2500 Ciclos de Vida

NUMERO DE PARTE LEE	CICLOS DE VIDA	ESPESOR (T)		GROSOR (W)		LONGITUD (L)		INITIAL DEFLECTION (H)		DEFLEXION DE OPERACION (W)		DIAMETRO INTERIOR (ID)		DIAMETRO DEL RODILLO (DO)		CARGA (P)	
		PULG.	MM	PULG.	MM	PULG.	MM	PULG.	MM	PULG.	MM	PULG.	MM	PULG.	MM	LBS.	KG
LCF 025 04 025S	2500	0.004	0.10	0.250	6.35	14	356	0.52	13.21	12	305	0.297	7.54	0.349	8.86	0.660	0.30
LCF 025 05 031S	2500	0.005	0.13	0.313	7.94	15	381	0.65	16.51	12	305	0.359	9.12	0.436	11.07	1.030	0.47
LCF 025 06 038S	2500	0.006	0.15	0.375	9.53	21	533	0.78	19.81	18	457	0.438	11.13	0.523	13.28	1.480	0.67
LCF 025 06 050S	2500	0.006	0.15	0.500	12.70	21	533	0.78	19.81	18	457	0.438	11.11	0.523	13.28	1.970	0.89
LCF 025 08 050S	2500	0.008	0.20	0.500	12.70	28	711	1.06	26.92	24	610	0.578	14.68	0.697	17.70	2.630	1.19
LCF 025 10 063S	2500	0.010	0.25	0.625	15.88	29	737	1.31	33.27	24	610	0.734	18.65	0.873	22.17	4.120	1.87
LCF 025 12 075S	2500	0.012	0.30	0.750	19.05	36	914	1.56	39.62	30	762	0.875	22.23	1.050	26.67	5.940	2.69
LCF 025 12 100S	2500	0.012	0.30	1.000	25.40	36	914	1.56	39.62	30	762	0.875	22.23	1.050	26.67	7.920	3.59
LCF 025 16 100S	2500	0.016	0.41	1.000	25.40	38	965	2.10	53.34	30	762	1.156	29.37	1.400	35.56	10.600	4.81
LCF 025 20 125S	2500	0.020	0.51	1.250	31.75	47	1194	2.60	66.04	36	914	1.469	37.31	1.750	44.45	16.500	7.48

Figura 3.9 Dimensiones del resorte, Catálogo

PARTES ESPECIALES: RESORTES DE FUERZA CONSTANTE

Acero Inoxidable de Alta Resistencia Tipo 301

Lee Spring ofrece Resortes de Fuerza Constante en cuatro rangos de ciclos de vida. Cada resorte es un fleje de Acero Inoxidable de Alta Resistencia Tipo 301, que ejerce una fuerza constante restrictiva para resistir el desenrollado. Cuando el fleje es extendido, el estrés inherente resiste la fuerza de la carga de una forma casi constante.

Guía para el montaje de Resortes de Fuerza Constante

Un Resorte de Fuerza Constante es usualmente montado enrollándolo primero en un rodillo, después adjuntando el extremo libre a la fuerza de la carga como en una aplicación de contrapeso. Esta relación puede ser revertida.

- El diámetro del rodillo debe de ser de un 10% a un 20% más largo que su diámetro natural.
- Una y media vueltas deben de quedarse en el rodillo en tensión máxima.
- El fleje se vuelve inestable a extensiones largas y debe ser guiado para prevenir torceduras o hendiduras al momento de que se vuelva a enrollar.
- La polea de tensión debe ser más grande en diámetro que el diámetro natural y nunca debe utilizarse para causar flexión contra el radio natural de la curvatura.

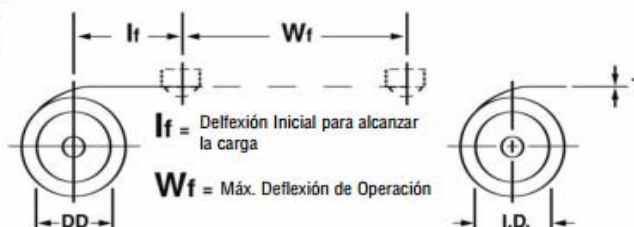


Figura 3.10 Catálogo especificaciones del resorte

La carga máxima de estos resortes es de 7.4 Kg, en nuestro diseño se pueden incluir dos por cada órtesis.

3.4 SELECCIÓN DE MATERIALES.

Los materiales asignados para la fabricación de este proyecto se seleccionaron de acuerdo con sus propiedades y el uso que se les va a dar, además de buscar lo más comercial.

ALUMINIO

Para la selección de aluminio se cotizó en Metales Díaz y Metales La Paloma.

Metales Díaz sólo maneja aluminio 6063 T-5, mientras que la paloma maneja aluminio 6061 T-6

Propiedades:

Aluminio 6061: Resistencia mecánica superior a la aleación 6063, buena resistencia a la corrosión, suelda satisfactoriamente, se puede obtener máximo de propiedades desarrollando tratamientos térmicos. Aplicaciones: Ingeniería estructural, transporte, maquinados en general de barras cilíndricas, etc.

- Temple T-6. Material templado mediante tratamiento térmico, enfriado al agua después de extruir y envejecimiento artificial

Aluminio 6063: Excelente extrudabilidad, mediana resistencia mecánica, alta resistencia a la corrosión, buen acabado superficial, especial para anodizar. Aplicaciones: Arquitectura, marcos para ventanas, puertas, cancelas, etc., tubos para muebles, irrigación, industria química, electrodoméstica, electrónica, disipadores de calor, etc.

- Temple T-5. Material templado mediante tratamiento térmico, enfriado al aire después de extruir y envejecimiento artificial.

Con lo observado se optó por aluminio 6061 T-6 de La paloma.

Para más información acerca de sus propiedades mecánicas checar anexos.

NYLAMID O NYLAMID

Nylon es un polímero artificial el cual es utilizado en la industria debido a sus propiedades mecánicas y eléctricas y su amplia gama de presentaciones y medidas.

Características	Aplicaciones generales
<ul style="list-style-type: none">• Gran resistencia térmica y al desgaste.• Maquinabilidad.• Buenas propiedades mecánicas y eléctricas.• Balance ideal de resistencia y tenacidad.• Amplio rango de presentaciones y medidas.	<ul style="list-style-type: none">• Engranés.• Ruedas.• Cojinetes.• Poleas.• Guías de desgaste.

Existen 6 diferentes tipos de Nylon, cada uno posee propiedades específicas:

- Nylamid M = Color natural El más usado en la industria, puede trabajar en contacto directo con alimentos.
- Nylamid SL = Color negro Cargado con disulfuro de molibdeno, brinda soluciones a problemas de lubricación.
- Nylamid XL = Color verde Extralubricado con aceite, permite el suave deslizamiento con otros componentes.
- Nylamid 901 = Color azul Su estabilidad térmica permite que su rigidez se conserve a mayor temperatura (127°C).
- Nylamid 6/6 = Color natural Fabricado por extrusión, es higiénico y está disponible en barras de hasta 96" de largo.
- Nylamid 6/6 SL = Gris marmoleado Extruido y cargado con disulfuro de molibdeno, es rígido, disponible en barras de hasta 96" de largo.

La información con sus propiedades mecánicas está explicada en los anexos.

Nylon seleccionado Nylamid M Metales Díaz

FIBRA DE CARBONO

Un compuesto más ligero que el acero, con igual resistencia inmune a la corrosión, que puede adoptar diversas formas y adaptarse a las necesidades de múltiples sectores.

Propiedades mecánicas similares al acero y tan ligera como la madera o el plástico. Por su dureza posee mayor resistencia al impacto que el acero.

Propiedades	Aplicaciones
<ul style="list-style-type: none">• Elevada resistencia mecánica, tenacidad, con un módulo de elasticidad elevado.• Baja densidad.• Resistencia a agentes externos.• Gran capacidad de aislamiento térmico.• Estabilidad dimensional.• Resistencia a la fatiga y auto-lubricación.• Compatibilidad biológica.• Alta conductividad eléctrica.• Amortiguación de vibraciones.	<ul style="list-style-type: none">• Transporte y artículos deportivos.• Tecnología aeroespacial.• Equipos de audio, brazos de robot.• Ingeniería en general.• Industria química y nuclear.• Medicina (prótesis, equipamiento quirúrgico).• Componentes equipos electrónicos.

Desventaja: elevado costo de producción.

Beneficio: ahorro de peso de 30% en comparación con metales como el aluminio.



CAPÍTULO 4 RESULTADOS

"Pregunta al hombre con experiencia, no al hombre con estudios." Proverbio chino

Se mencionó con anterioridad el costo de las ayudas técnicas que existen en el mercado para solventar esta necesidad (capítulo 1), donde la mayoría rebasan el medio millón de pesos mexicanos.

Uno de los motivos de diseñar una ayuda técnica para la población de adultos mayores en México era reducir considerablemente el costo de estos productos y beneficiar así a la población, si bien se redujo mucho el costo como se puede observar en la siguiente cotización, la cual no cotiza el maquinado ya que éste se pretendía elaborar en los laboratorios de la facultad de estudios superiores Aragón, aun así el poder fabricar este elemento resultaba costoso para un servidor [Fig. 4.1].

Descripción de los vienes requeridos	Unidad de medida	Precio por unidad	cantidad	total	Observaciones
Resortes de torsión	Pza	600.00	12	7200.00	Al ser resortes fabricados especialmente el mínimo de compra son 12 Pzas
Aluminio solera 6061 T-6 6.4 x 76.2 mm	Kg	92.04	4.9	451.00	
Aluminio solera 6061 T-6 12.7x 76.2 mm	Kg	92.04	9.7	892.79	
Aluminio solera 6061 T-6 9.5x 76.2 mm	Kg	92.04	7.4	681.10	
Nylomaq M placa 12.7x610x610 mm	Pza	1,740.08	1	1,740.08	
Fibra de carbono 1.5m x 30 m	m	3,000.00	1	3,000.00	Precio por rollo
			Total	13,964.97	

Figura 4.1 Costos de material

Para poder visualizar si el diseño era viable se necesitaba fabricar un prototipo rápido por ello se recurrió a la nueva tecnología, la fabricación aditiva, la cual consiste en la sucesiva superposición de capas micrométricas de material, hasta conseguir el objeto deseado. El claro ejemplo de esta tecnología son las llamadas impresoras 3D.

El beneficio de utilizar estas tecnologías, por lo general son más baratas, rápidas y más fáciles de usar al fabricar prototipos.

La fabricación de nuestro prototipo rápido se realizó en la impresora 3D de la marca XYZ modelo DA VINCI, la cual utiliza filamentos de ABS, el único inconveniente que presenta son las dimensiones de trabajo del equipo ya que solo puede imprimir objetos con dimensiones máximas de 20 x 20 x 20 cm.

Por lo tanto nuestro prototipo se fabricó a escala [Fig. 4.2].

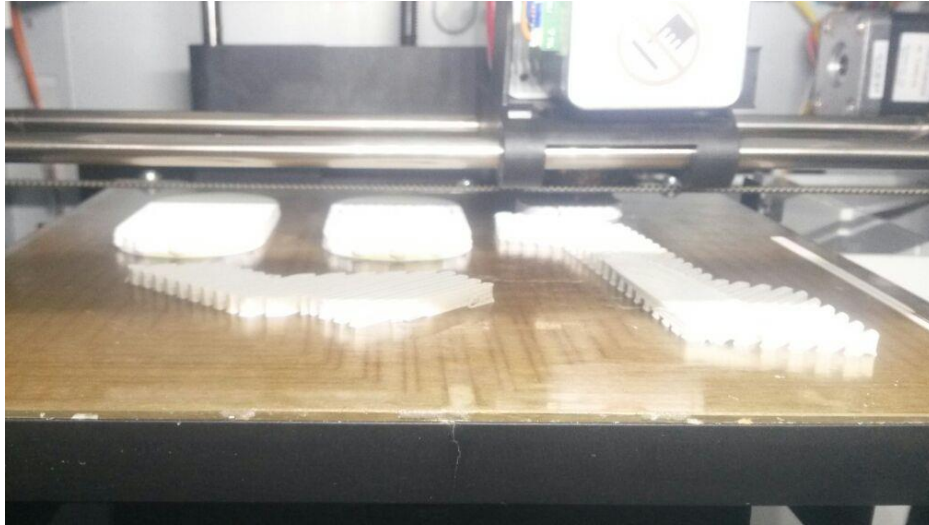


Figura 4.2 Impresión 3D

Una gran ventaja de la impresión 3D, permite la visualización de cualquier geometría, lo cual nos permitió imprimir el modelo de la interfaz del usuario [Fig. 4.3].



Figura 4.3 Interfaz usuario

La importancia de este prototipo rápido [Fig. 4.4] radica en la oportuna visualización en el movimiento de la rodilla, ya que como se comentó con anterioridad se buscaba imitar el movimiento natural de ésta misma, gracias a este prototipo se logró solucionar un conflicto que se mostraba entre el material de aporte, la ranura y el seguidor, logrando mejorar la geometría de estos para un mejor desempeño.

Una vez solucionado este problema, se planteó la construcción de un prototipo rápido a tamaño real del mecanismo.

Como se comentó con anterioridad el costo de este dispositivo era elevado, por lo cual el nuevo prototipo se planteó en MDF, para observar si el conflicto que se presentó con anterioridad estaba resuelto [Fig. 4.5, Fig. 4.6].



Figura 4.4 Modelo Final Impreso

Lo cual nos permite observar nuestro diseño final, y encontrar fallas en el mismo.



Figura 4.5 Fabricación modelo en MDF



Figura 4.6 Modelo final MDF

En este prototipo aun con fallas por el maquinado que se realizó, realizaba el movimiento de la rodilla como se visualizaba en el diseño en CAD.

Para poder validar el concepto del diseño, el costo de realizar el prototipo con los materiales era elevado, se realizó un análisis por elemento finito en el software DS SolidWorks.

ANÁLISIS POR ELEMENTO FINITO

Método de análisis estructural de matrices por desplazamiento, el cual nos permite conocer los esfuerzos que se producen en nuestro diseño.

Por ello se procedió a analizar las partes esenciales del diseño como son: la interfaz con el usuario, resorte, brazo de palanca, y seguidor.

Obteniendo los siguientes resultados de acuerdo con el criterio de Von Mises (criterio de fallo elástico).

Análisis estático pantorrillera y muslera.

De acuerdo al análisis estático en el diseño a detalle, la carga máxima que se necesitaba para poder levantar a una persona era de 260N por pierna, aplicando un factor de 1.5 se realizó el análisis en ambas partes con una fuerza de 400 N, como se puede observar la fibra de carbón es un material muy resistente, por lo cual en el diseño de esta interfaz sólo se presentan zonas en verde en las uniones, lo que nos permite decir que el diseño soportaría la carga establecida [Fig. 4.7, Fig. 4.8].

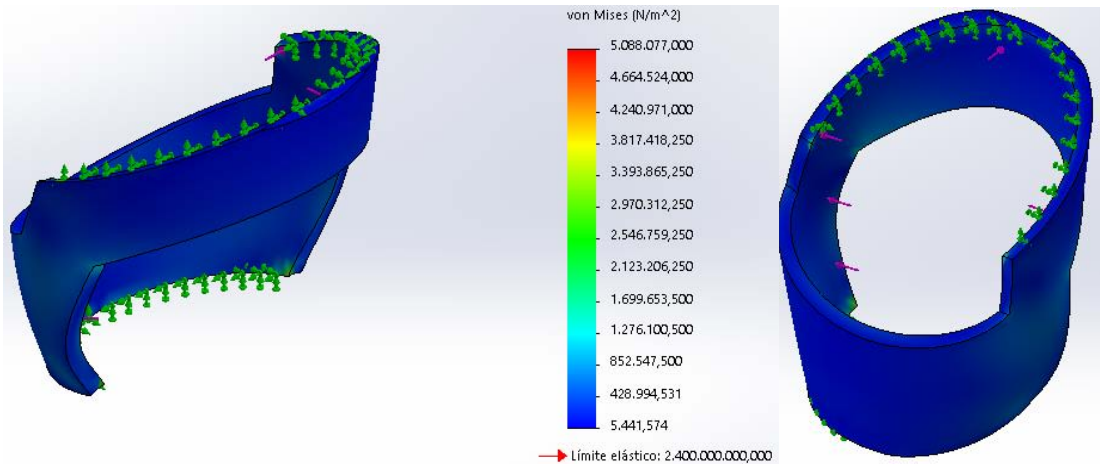


Figura 4.7 Análisis finito Muslera

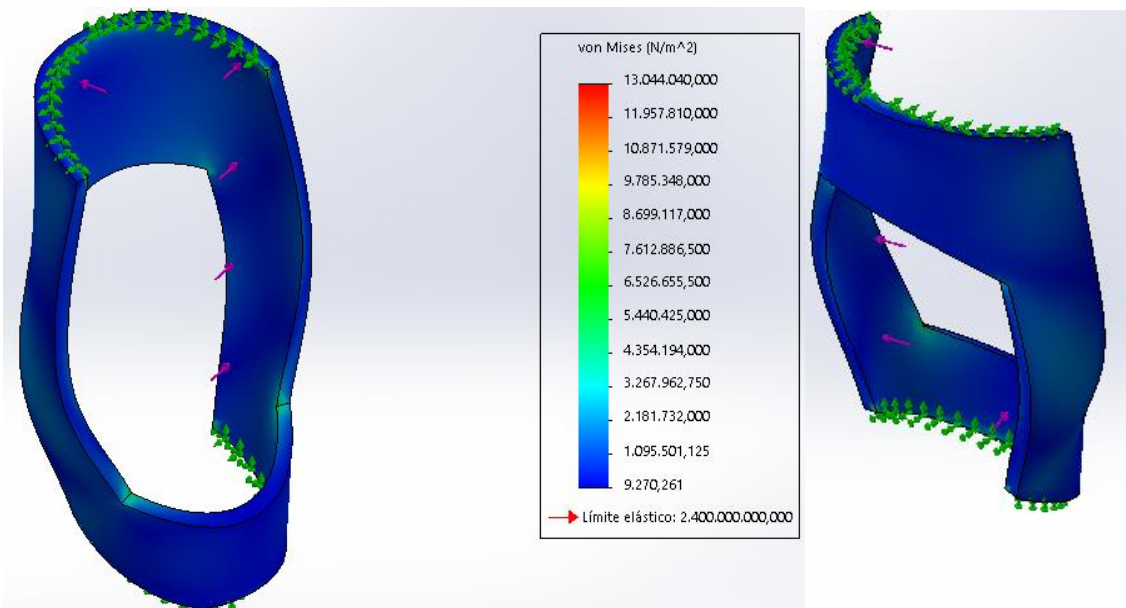


Figura 4.8 análisis finito pantorrillera

Análisis estático seguidor.

El seguidor se analizó con una carga de 120N al definirse que nuestro diseño necesitaba de dos resortes los cuales deben de aproximar una carga de 115 N por ambos, por lo tanto se le dio un factor de 1.5 en el análisis al seguidor ya que cada resorte proporcionara 7.4 Kg, se aplicó una carga de 120N observando que la deformación de von mises permite utilizarlo, este elemento se encuentra cerca de su valor elástico, lo cual

sugiere que también cumplirá con ser el material de aporte o desgaste (NYLON) que se propuso con anterioridad [Fig. 4.9].

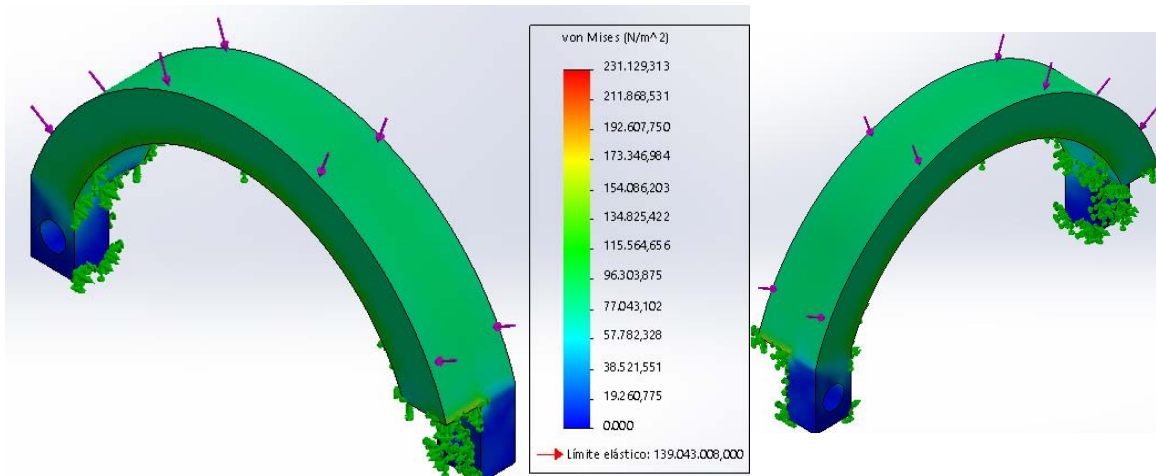


Figura 4.9 análisis finito Seguidor

Análisis estático resorte

Existen puntos críticos en el análisis, las zonas rojas están cerca de alcanzar el límite elástico del acero inoxidable tipo 301, se realizó este análisis para comprobar los datos que nos proporciona el fabricante, en su hoja de especificaciones menciona que este resorte puede funcionar cerca de 2500 ciclos, y trabajar con una carga máxima de 7.4 Kg [Fig. 4.10].

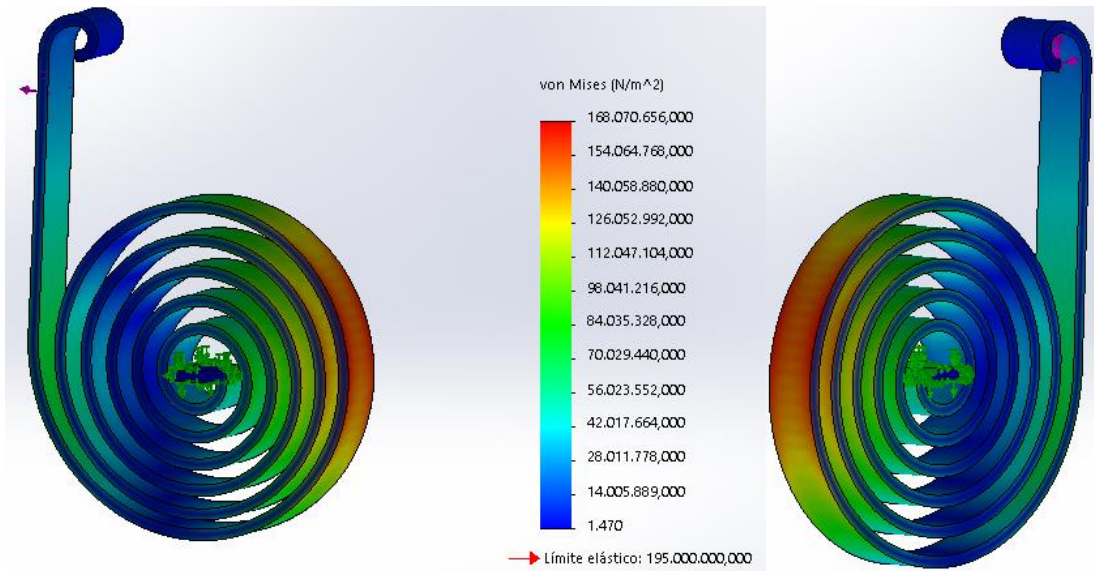


Figura 4.10 análisis finito Resorte

Análisis estático ensamble.

Este análisis se realizó para comprobar si la elección fue correcta al elegir aluminio(6061 T-6) como material base. Y garantizar que el perno, que serviría de guía en la ranura, soportaría la carga a la que éste se sometería.

La fuerza aplicada fue de 300 N poco más de la fuerza que se obtuvo en el diseño a detalle. La zona de mayor peligro se encuentra en el aluminio aunque su límite elástico es de 275 N / mm². Por otro lado el perno no presenta problema alguno como se puede observar [Fig. 4.11].

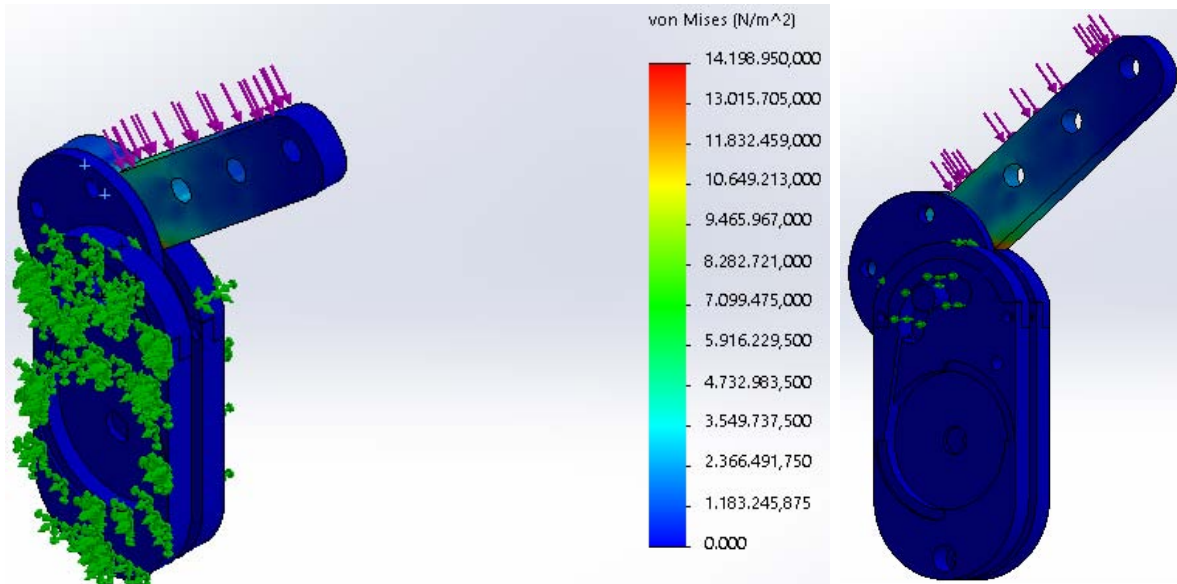


Figura 4.11 análisis finito Ensamble mecanismo

RADAR DE EVOLUCIÓN

Otra de las técnicas de TRIZ es el radar de evolución en el cual se analizan productos en busca de cual ofrece mejores avances tecnológicos.

Se trató de dar una opinión objetiva ya que en el radar, el usuario evalúa los productos.

Se evaluó la órtesis asistiva de miembro inferior, dentro de los parámetros que éste podía competir [Fig. 4.12].

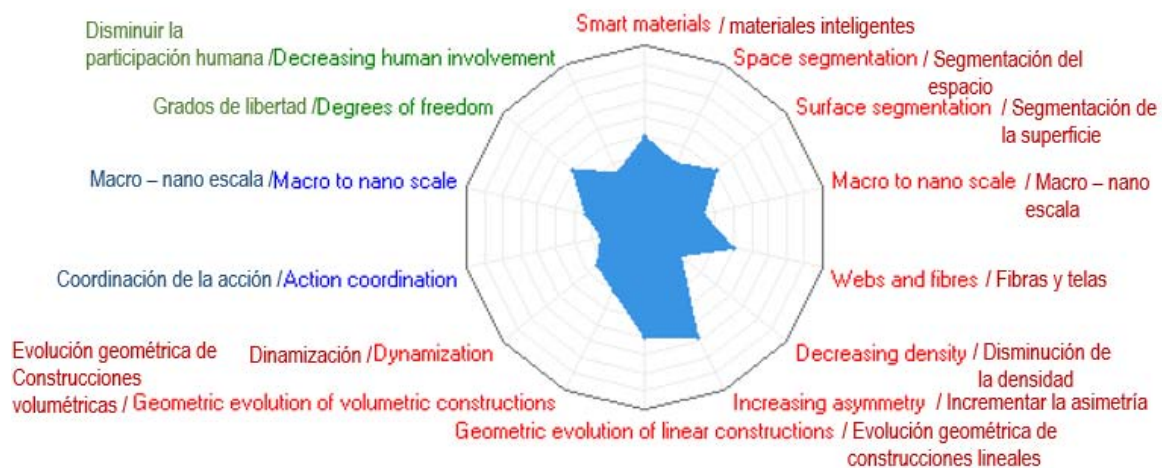


Figura 4.12 Radar OAMIPT

Por otro lado para conocer los beneficios que ofrecen los exoesqueletos se evaluó el exoesqueleto de Berkeley Bionics siendo éste uno de los más destacados.

Al compararlos se obtiene la siguiente gráfica (OAMIPTTE en color azul, BERKELEY en color verde), como se puede observar nuestro dispositivo aún puede mejorar en varios aspectos, pero esto elevaría su costo [Fig. 4.13].

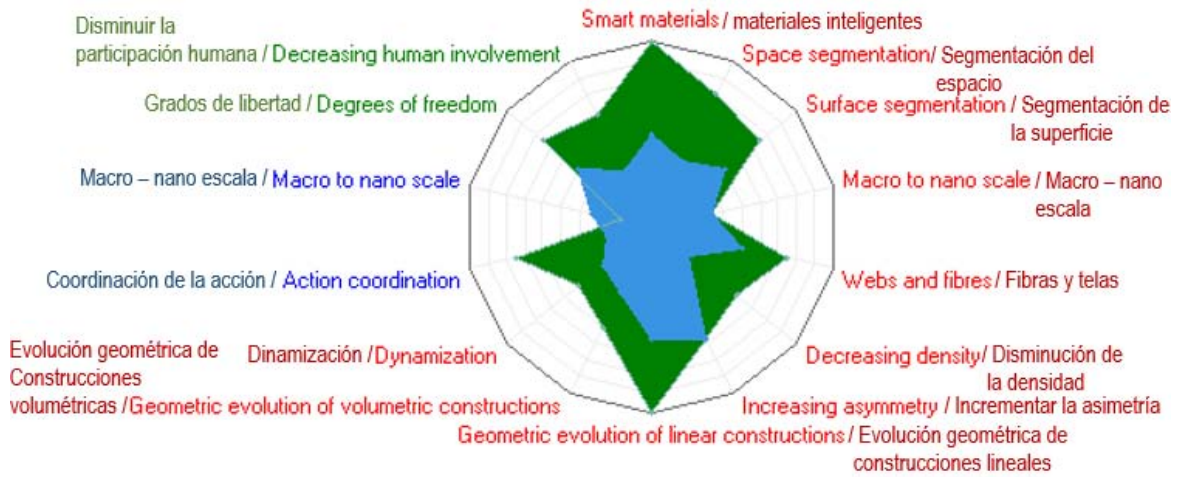


Figura 4.13 Comparación radar

CONCLUSIONES

En los capítulos anteriores se describió paso a paso el desarrollo del dispositivo de asistencia técnica, llegando a los siguientes puntos importantes.

- La población mexicana que se vería beneficiada por el desarrollo de este dispositivo son 2 millones 768 mil personas de acuerdo al INEGI, lo cual representa el 26.3% de adultos mayores en el país.
- Lo que es el 48% de discapacitados en el país.
- Aplicar las técnicas de TRIZ, eleva la inventiva del diseñador, ya que permite visualizar el contexto y el uso que se le dará al dispositivo desde varios puntos de vista.
- Al diseñar el dispositivo se buscó imitar lo ya conocido en la naturaleza, esto es realizar un dispositivo el cual cumpliera y se asemejara a una rodilla humana.
- Los datos obtenidos por análisis de elementos finitos nos demuestran que la selección de materiales, así como la geometría desarrollada en el dispositivo, son soluciones viables para la fabricación de este mismo.
- La especificación de los resortes, la cual es proporcionada por parte del fabricante, refieren una vida de 2500 ciclos.
- Se buscó que el dispositivo no fuera tan invasivo para el adulto mayor, logando dimensiones 7.5 cm x 16 cm x 5 cm (mecanismo), y un peso aproximado de 1.5 Kg.
- Se realizó el diseño con la ayuda de un paciente de este grupo poblacional, lo que permitió disminuir los problemas de usabilidad
- El costo de materiales de este dispositivo está cerca de los \$14,000.00 M.N., lo cual permitiría fabricar al menos 3 elementos.
- Al comparar nuestro dispositivo con un exoesqueleto, nuestro dispositivo queda en desventaja en cuanto a tecnologías desarrolladas, pero cabe destacar lo siguiente:

Exoesqueleto

- Sistema mecatrónico inteligente.
- Energía limitada a 8 horas.
- Costo \$500,000.00M.N.
- Mantenimiento constante, por lo cual sale costoso

OAMIPTTE

- Sistema mecánico
- No requiere energía
- Elementos intercambiables
- El mantenimiento, lo puede realizar el usuario.

Por lo cual si el dispositivo de asistencia técnica se llevara a producción y se convirtiera en producto, cumpliría con solventar las necesidades y problemática que enfrenta la población de adultos mayores en México.

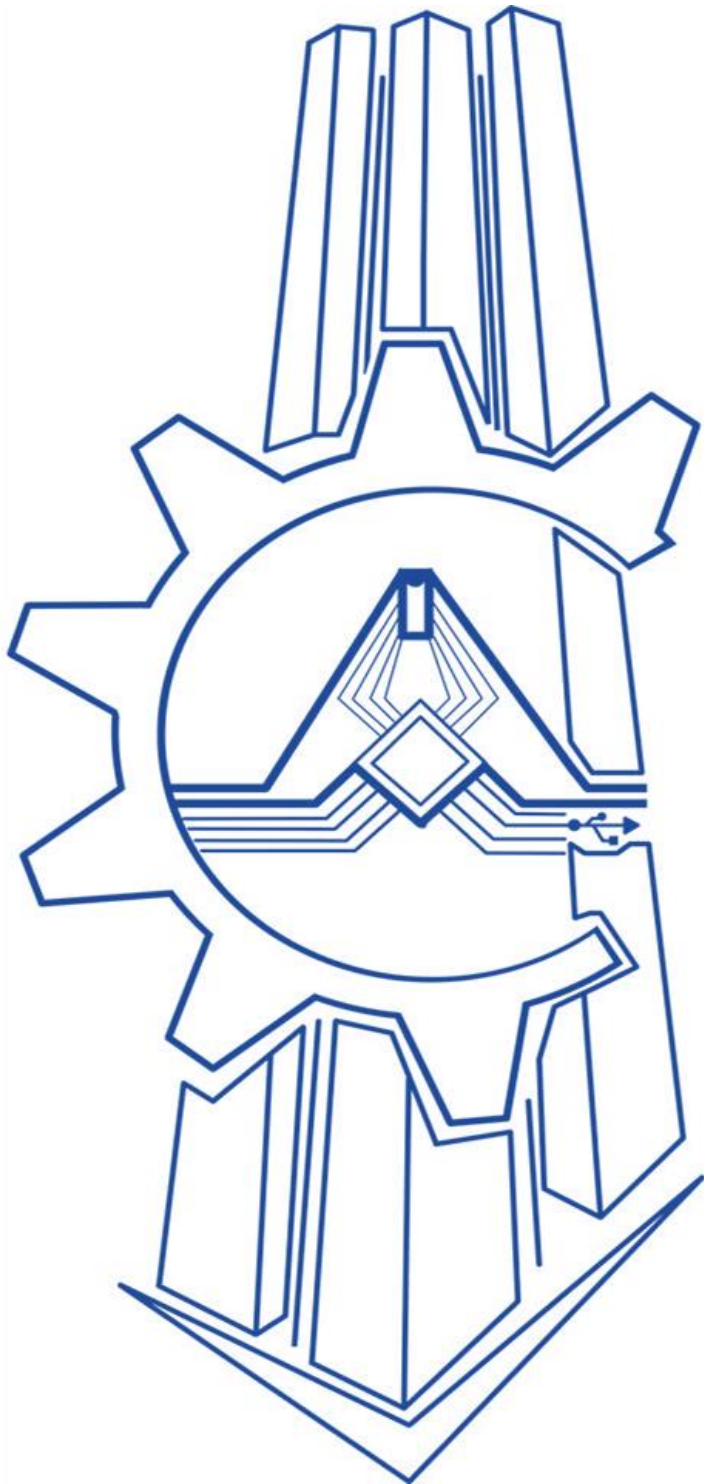
El principal motivo para realizar este dispositivo fue ayudar a este grupo poblacional, por lo tanto el costo de este producto sólo cubriría gastos de material y manufactura, por lo cual su precio sería de \$18,000.00 M.N por unidad (pierna).

BIBLIOGRAFÍA.

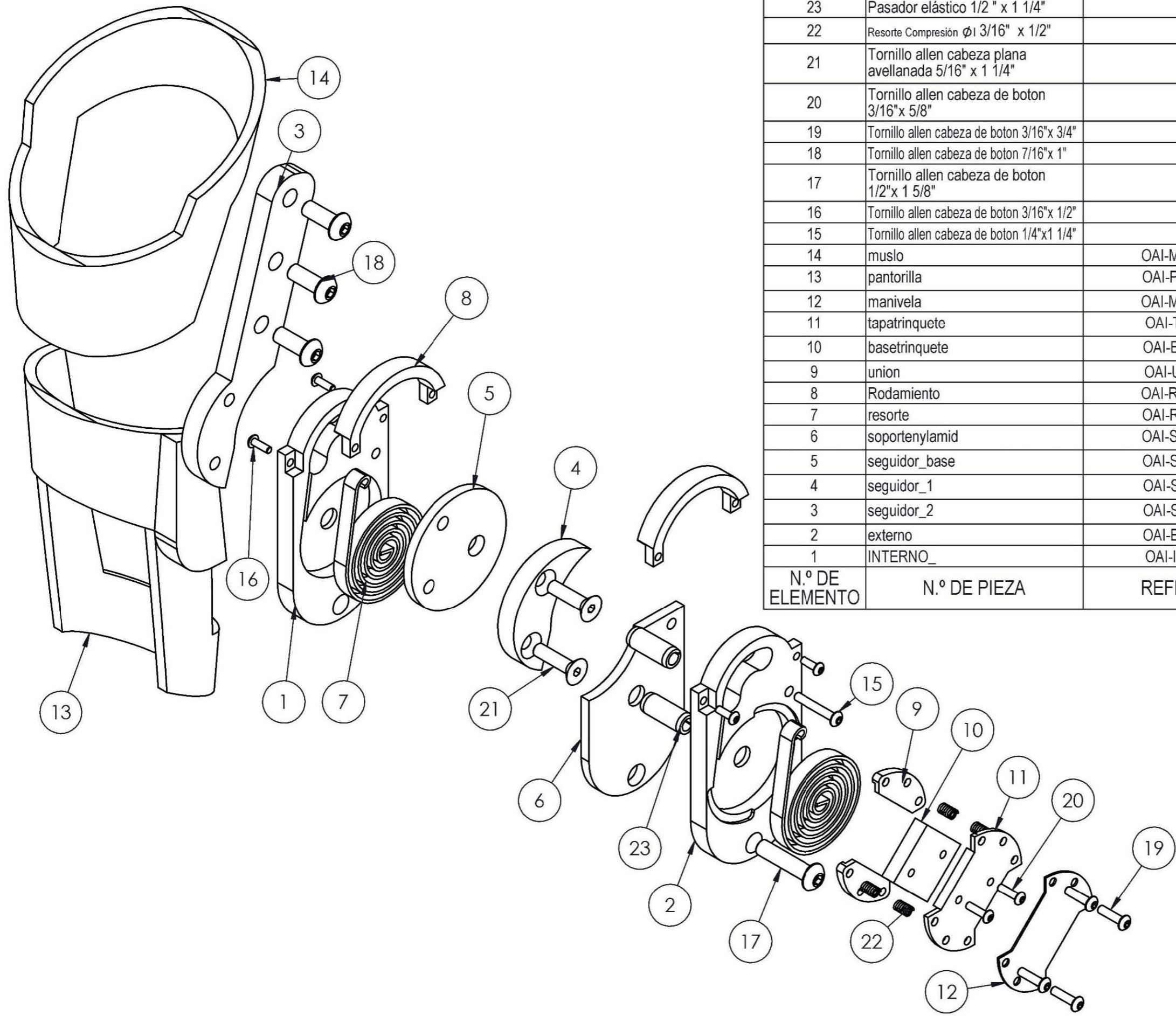
- A. I. Kapandji, Fisiología Articular 2 Miembro Inferior, Quinta Edición, Editorial Medica Panamericana 2012.
- Margareta Nordin, Victor Frankel, Biomecánica básica del sistema musculoesqueletico, Tercera Edición, McGraw-Hill / interamericana de España, España 2004.
- Rodrigo C. Miralles Marrero, Biomecánica clínica del aparato locomotor, primera edición, Masson, España 1998.
- Rosalío Ávila Chaurans, Lilia Roselia Prado León, Elvia Luz González Muñoz, Dimensiones antropométricas población latinoamericana México – Cuba – Colombia – Chile – Venezuela, Primera edición, Universidad de Guadalajara, México 2001.
- Javier Daza Lesmes, Evaluación Clínico – funcional del movimiento corporal humano, Editorial Médica Panamericana 2007.
- Jensen C., Helsel J.D., Short D.R. Dibujo y diseño en ingeniería, sexta edición, McGraw-Hill, México 2004.

REFERENCIAS.

- Los adultos mayores en México, perfil sociodemográfico al inicio del siglo XXI Edición 2005, INEGI.
- Estadísticas a propósito del día internacional de las personas de edad INEGI 2012
- Consejo Nacional de Población. Proyecciones de la Población en México 2010-2050. México, CONAPO, 2013.
- Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI). Censo de Población y Vivienda 2010. Cuestionario ampliado. Base de datos. México, INEGI, 2011.
- Organización de las Naciones Unidas (ONU). Departamento de Asuntos Económicos y Sociales, División de Población (2013). Perspectivas Mundiales Demográficas: Revisión 2012.
- Presentación “La anatomía humana” Dr. Orlando E., Hanssen Carrion
- Cuadernos de biomecánica, Valoración funcional, instituto de biomecánica de valencia.
- Saludyalgomas.com Recuperado 13 de enero 2016
www.saludyalgomas.com/tablasnutricionales/peso-de-distintas-partes-del-cuerpo
- Leespring.com recuperado 13 de enero 2016
www.leespring.com/downloads/mx/2015/Catalago%202014%20Completo.pdf
- Ottobock.com recuperado 13 de enero 2016 www.ottobock.com.mx/orthotics/solution-overview/e-mag-active/
- Ottobock.com recuperado 13 de enero 2016 www.ottobock.com.mx/orthotics/solution-overview/c-brace/
- Lancemore.jp recuperado 13 de enero 2016 www.lancemore.jp/ls-dyna/example_253.html



ANEXO 1 Planos



23	Pasador elástico 1/2 " x 1 1/4"		2
22	Resorte Compresión ϕ 3/16" x 1/2"		4
21	Tornillo allen cabeza plana avellanada 5/16" x 1 1/4"		2
20	Tornillo allen cabeza de boton 3/16"x 5/8"		2
19	Tornillo allen cabeza de boton 3/16"x 3/4"		4
18	Tornillo allen cabeza de boton 7/16"x 1"		3
17	Tornillo allen cabeza de boton 1/2"x 1 5/8"		1
16	Tornillo allen cabeza de boton 3/16"x 1/2"		4
15	Tornillo allen cabeza de boton 1/4"x1 1/4"		1
14	muslo	OAI-MLO-514-AB	1
13	pantorrilla	OAI-PAN-513-AB	1
12	manivela	OAI-MAN-512-AB	1
11	tapatrinquete	OAI-TRI-511-AB	1
10	basetrinquete	OAI-BAT-510-AB	1
9	union	OAI-UNI-509-AB	2
8	Rodamiento	OAI-ROD-508-AB	2
7	resorte	OAI-RES-507-AB	2
6	soportenylamid	OAI-SND-506-AB	1
5	seguidor_base	OAI-SEB-505-AB	1
4	seguidor_1	OAI-SE1-504-AB	1
3	seguidor_2	OAI-SE2-503-AB	1
2	externo	OAI-EXT-502-AB	1
1	INTERNO_	OAI-INT-501-AB	1
N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	REFERENCIA	CANTIDAD



Universidad Nacional
Autónoma de México
Facultad de Estudios
Superiores Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

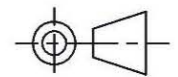
Pieza: Ensamble General
Miembro Inferior Izquierdo

Plano No. :
OAI-AGE-500-AB

Dibujó: GMV Cotas: IN/MM

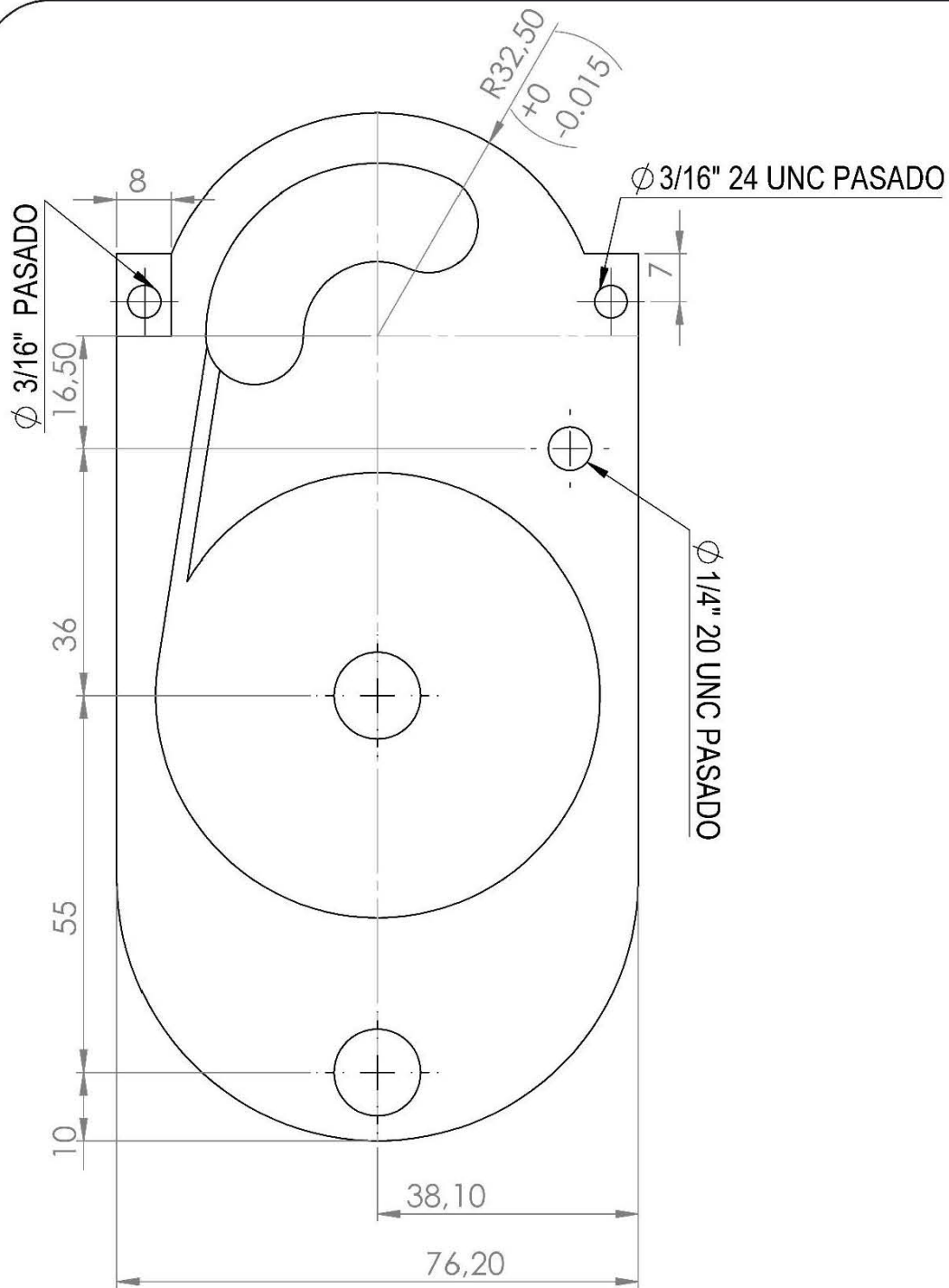
Revisó: HMA Escala: 1:2.4

Aprobó: HMA Fecha Rev:
Enero/2016



ANSI B

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



Universidad Nacional
 Autónoma de México
 Facultad de Estudios Superiores
 Aragón

Proyecto:
 Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

Pieza: **INTERNO_**

Plano No. :

OAI-INT-501-AB(1/3)

Dibujó: GMV

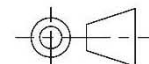
Cotas: mm

Revisó: HMA

Escala: 1:1

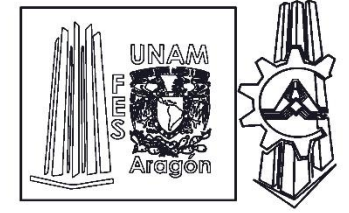
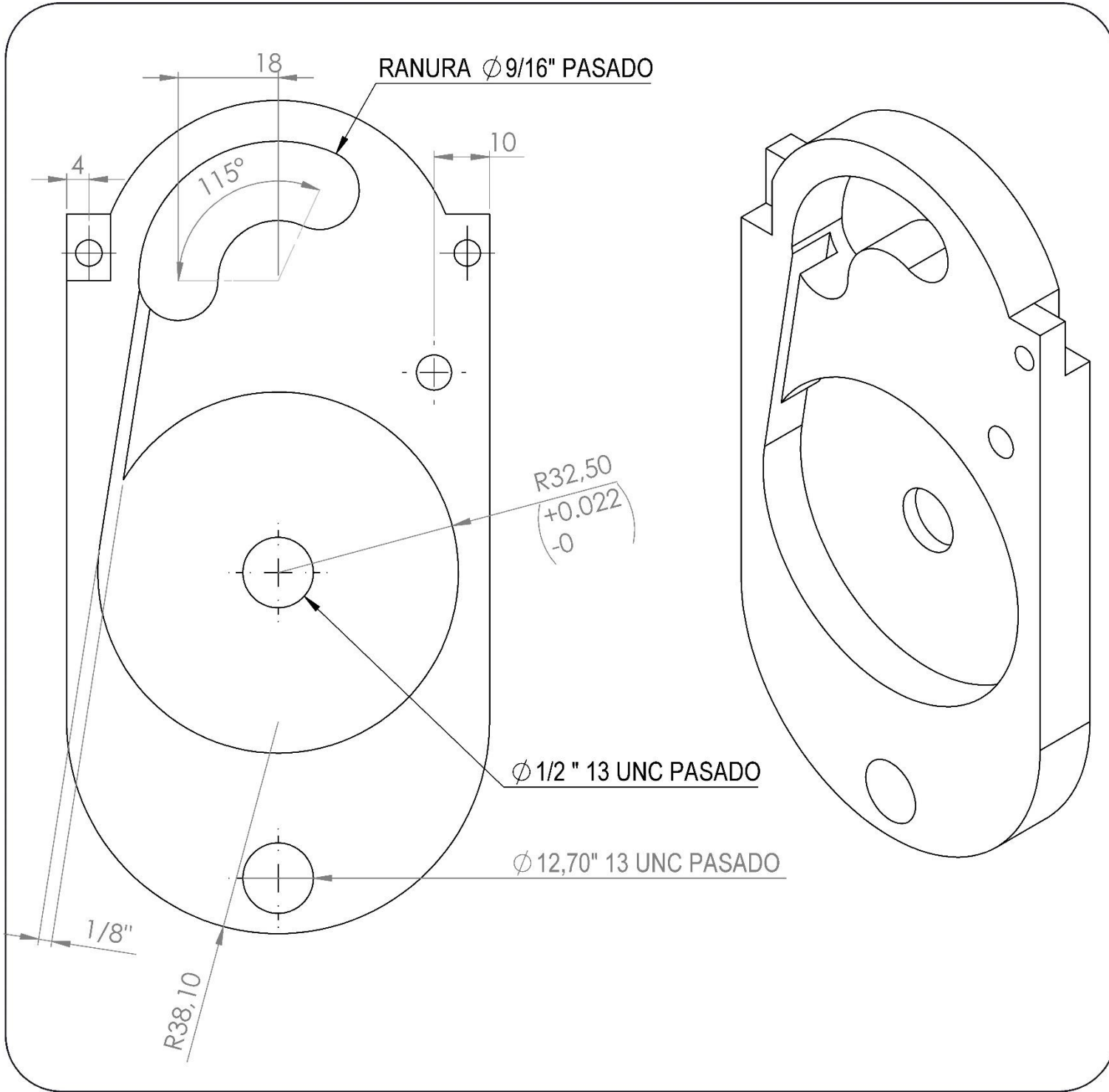
Aprobó: HMA

Fecha Rev:
Enero/2016



ANSI A

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



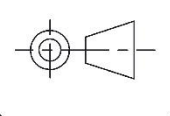
Universidad Nacional
Autónoma de México
Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

Pieza: **INTERNO_**

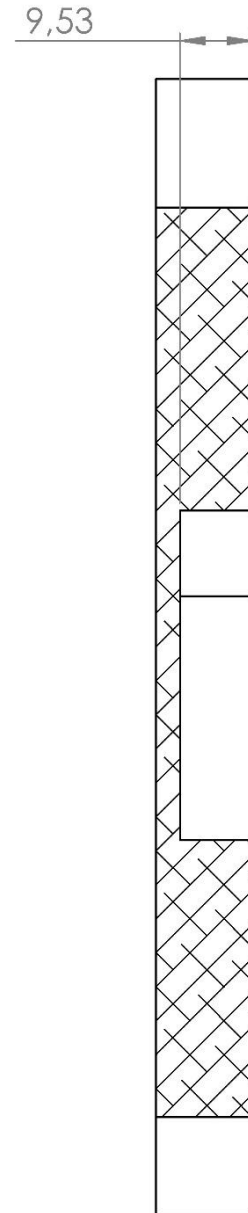
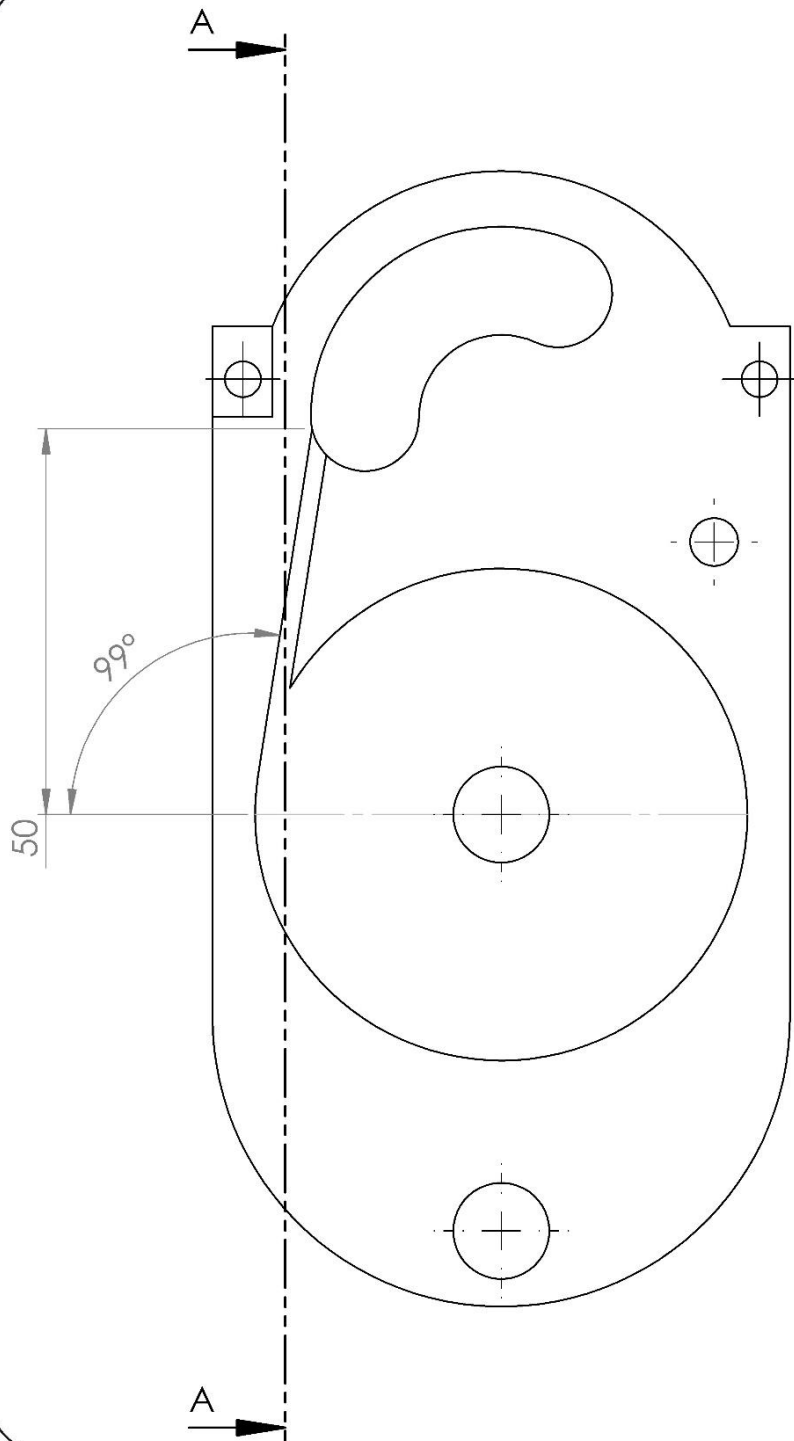
Plano No. :
OAI-INT-501-AB(2/3)

Dibujó: GMV	Cotas: mm
Revisó: HMA	Escala: 1:1
Aprobó: HMA	Fecha Rev: Enero/2016

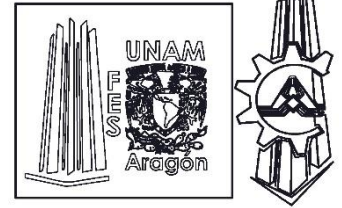


ANSI A

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



SECCIÓN A-A
ESCALA 1 : 1



Universidad Nacional
Autónoma de México
Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

Pieza: **INTERNO_**

Plano No. :

OAI-INT-501-AB(3/3)

Dibujó: GMV

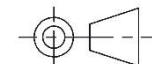
Cotas: mm

Revisó: HMA

Escala: 1:1

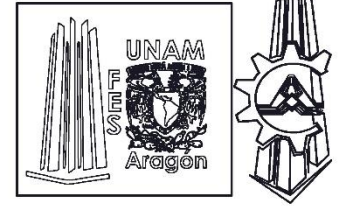
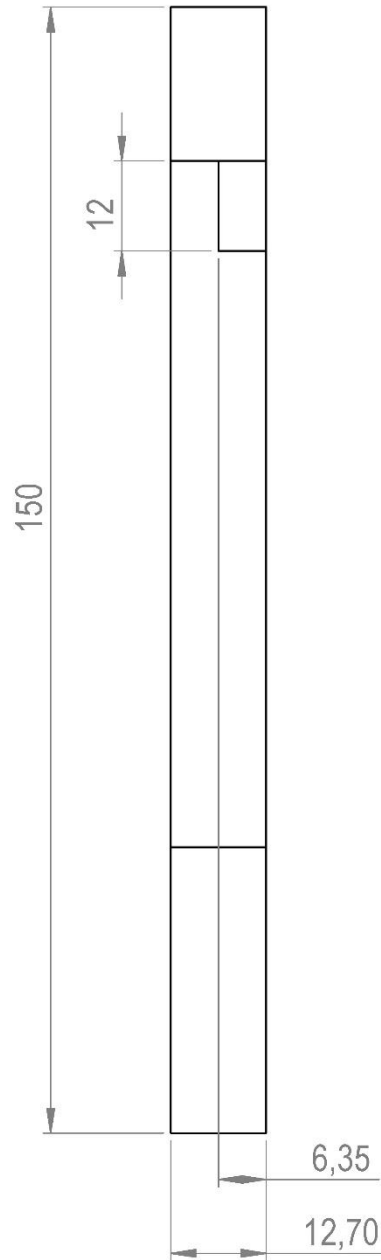
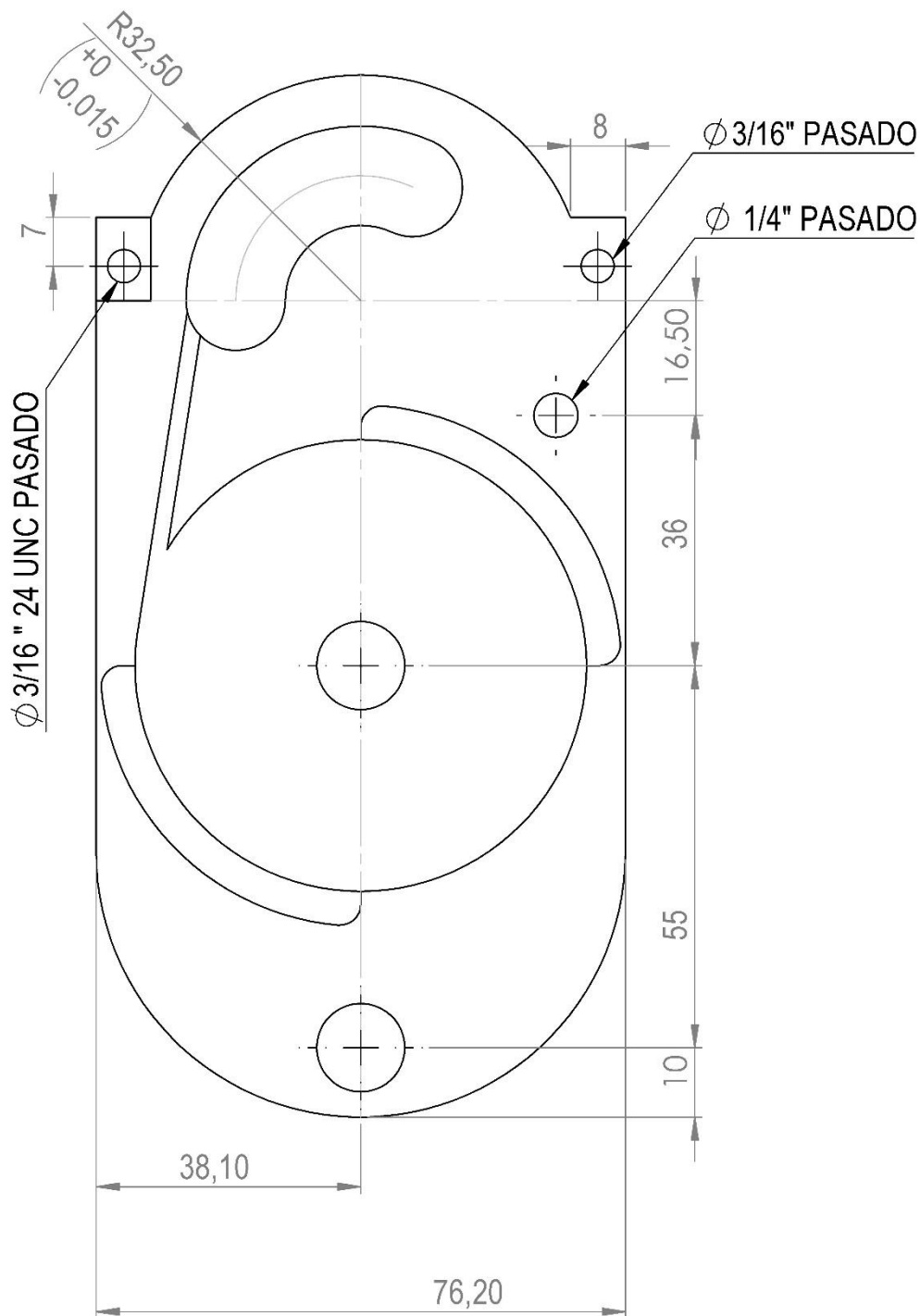
Aprobó: HMA

Fecha Rev:
Enero/2016



ANSI A

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



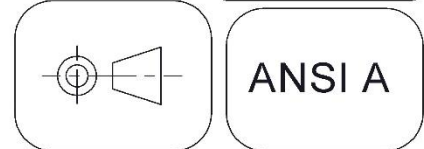
Universidad Nacional
Autónoma de México
Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

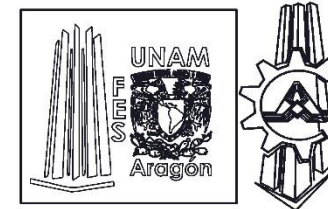
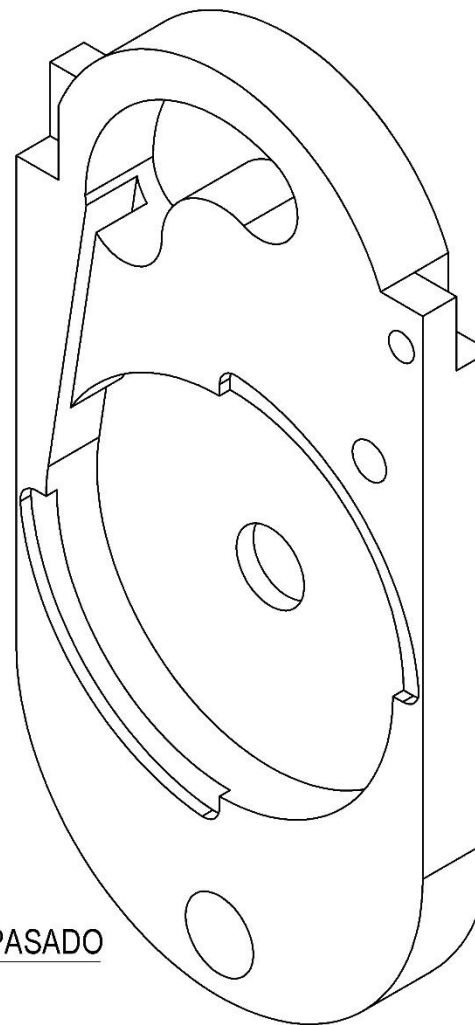
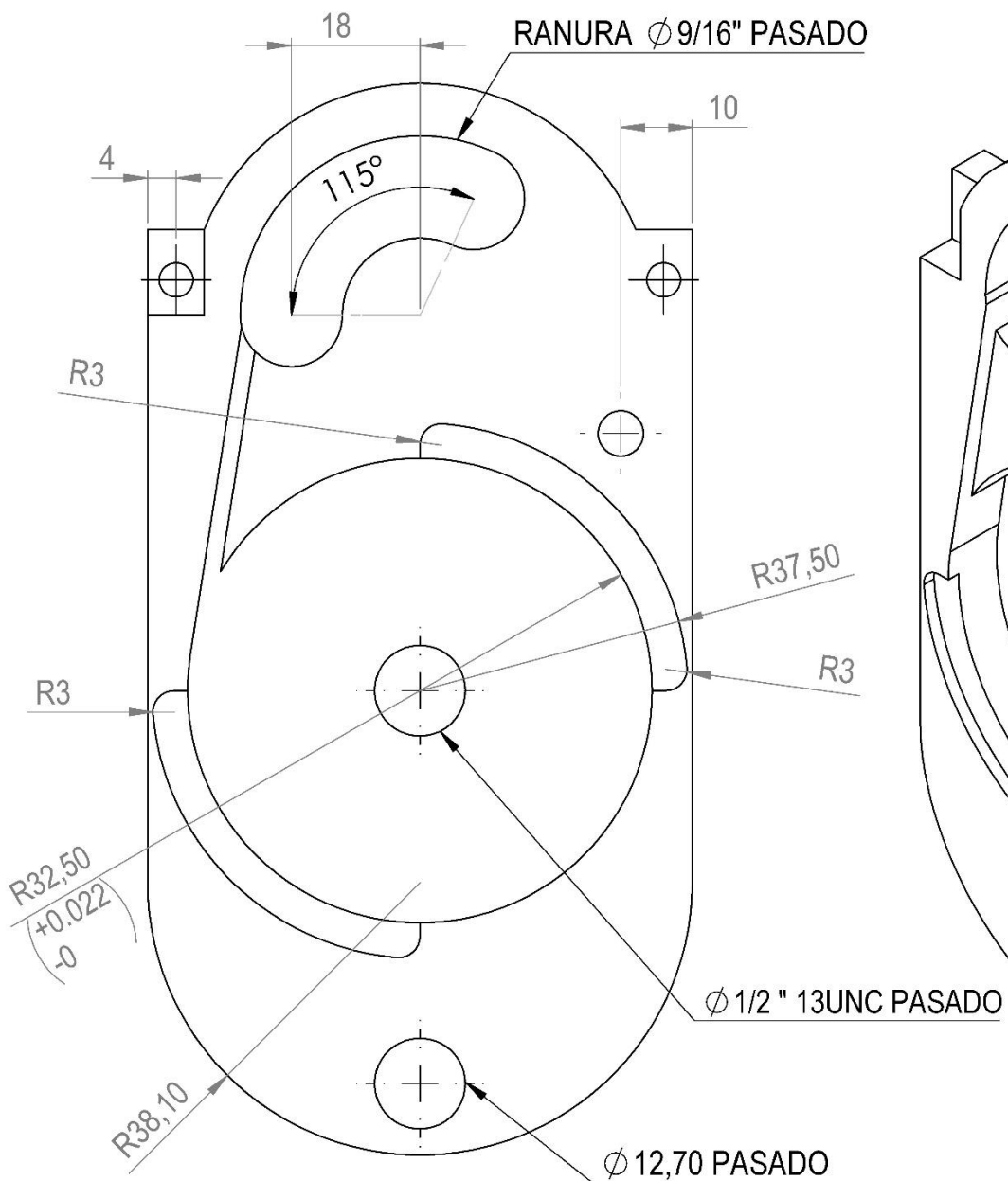
Pieza: **EXTERNO**

Plano No. :
OAI-EXT-502AB(1/3)

Dibujó: GMV	Cotas: mm
Revisó: HMA	Escala: 1:1
Aprobó: HMA	Fecha Rev: Enero/2016



La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



Universidad Nacional
 Autónoma de México
 Facultad de Estudios Superiores
 Aragón

Proyecto:
 Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

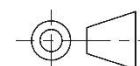
Pieza: **EXTERNO**

Plano No. :
OAI-EXT-502AB(2/3)

Dibujó: GMV Cotas: mm

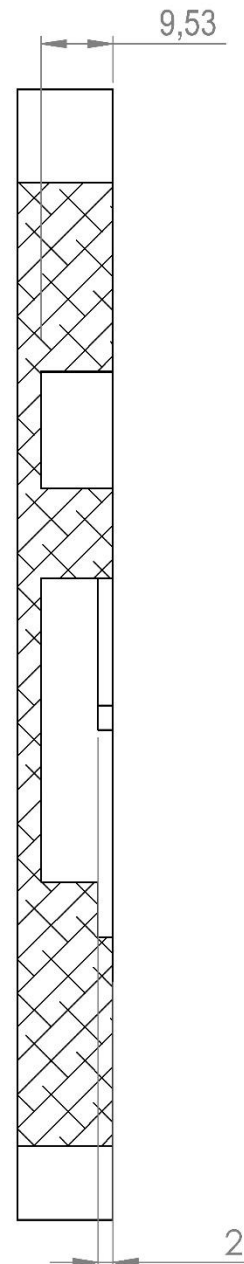
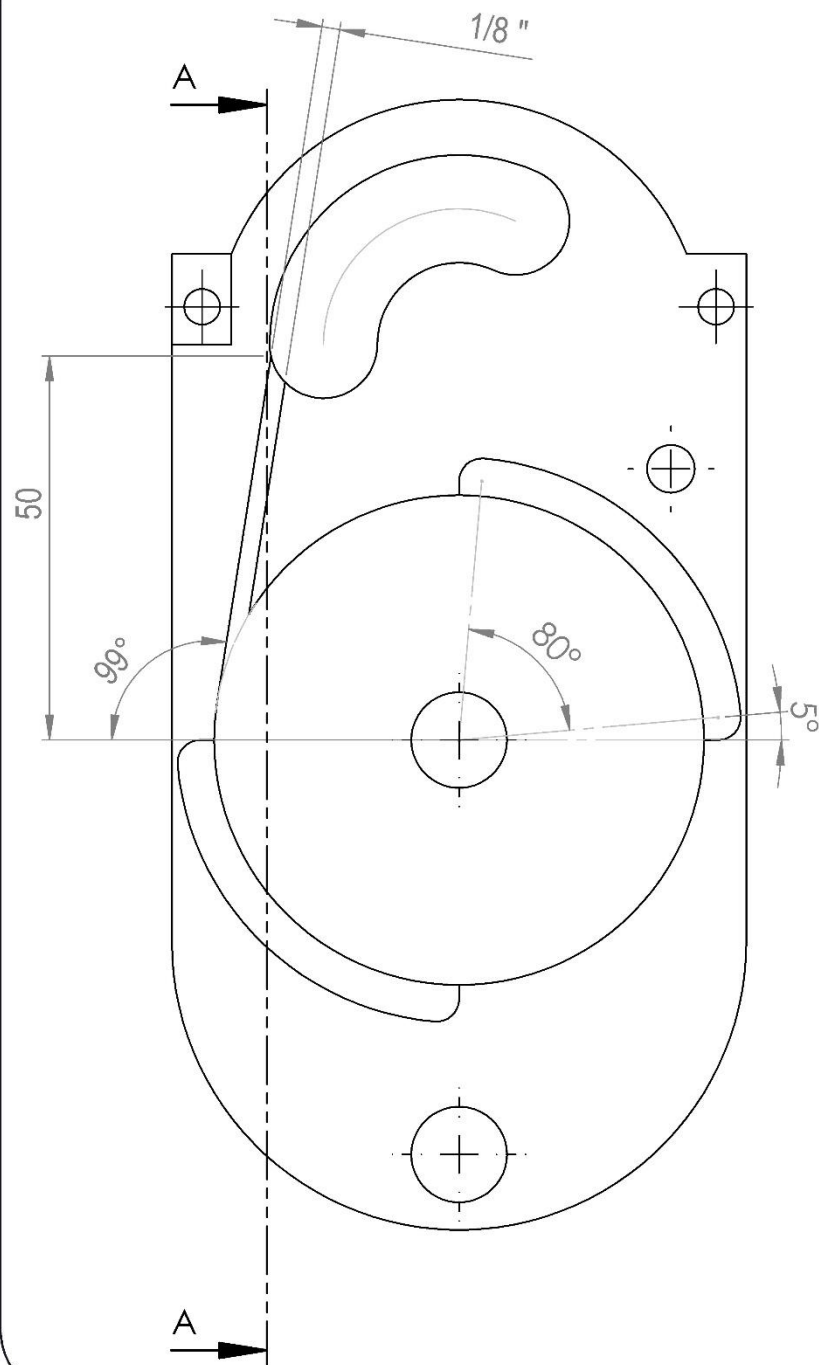
Revisó: HMA Escala: 1:1

Aprobó: HMA Fecha Rev:
 Enero/2016

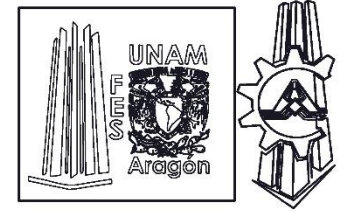


ANSI A

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



SECCIÓN A-A
ESCALA 1 : 1



Universidad Nacional
Autónoma de México
Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

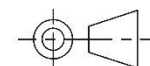
Pieza: **EXTERNO**

Plano No. :
OAI-EXT-502-AB(3/3)

Dibujó: GMV Cotas: mm

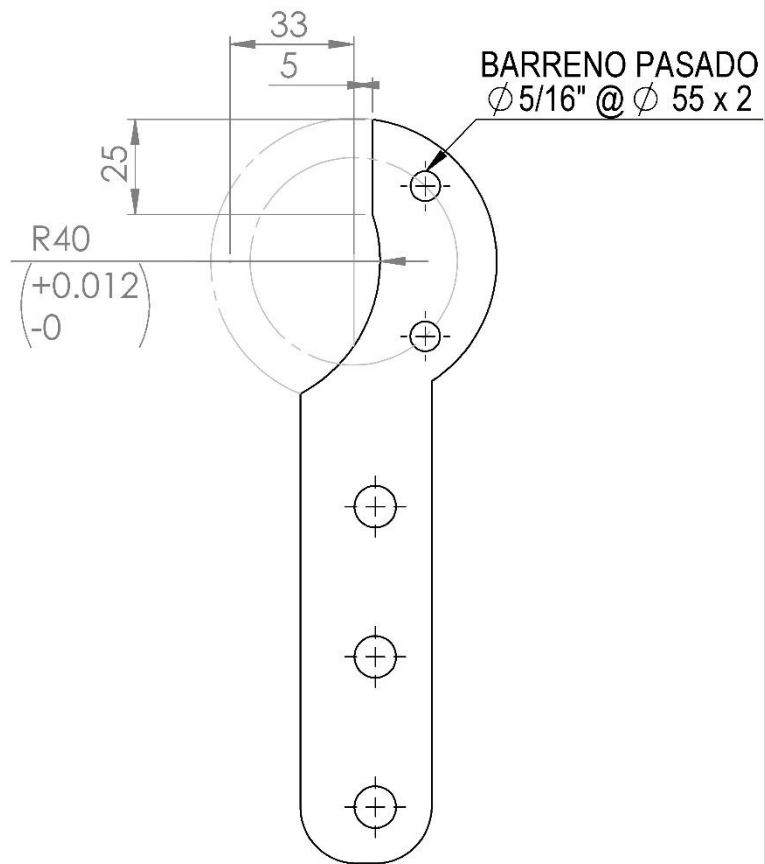
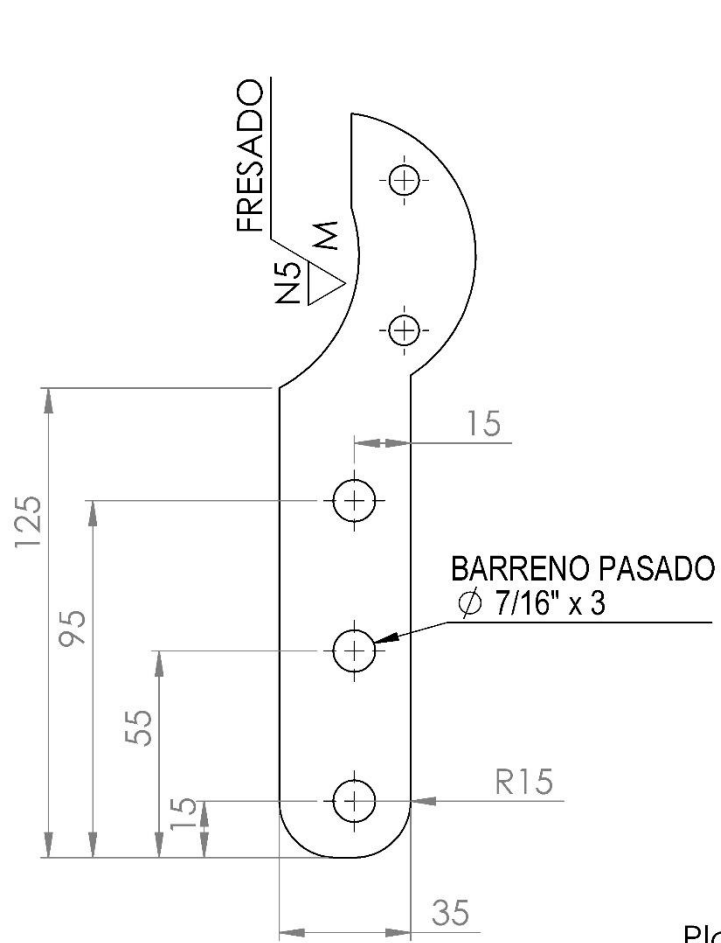
Revisó: HMA Escala: 1 : 1

Aprobó: HMA Fecha Rev:
Enero/2016

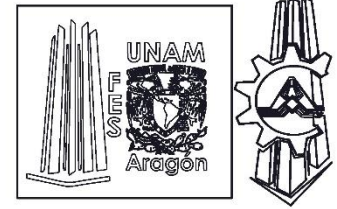


ANSI A

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



Placa Espesor 1/2 "



Universidad Nacional
Autónoma de México
Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

Pieza:
SEGUIDOR 2

Plano No. :
OAI-SE2-503-AB

Dibujó: GMV

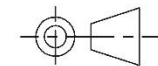
Cotas: mm

Revisó: HMA

Escala: 1:2

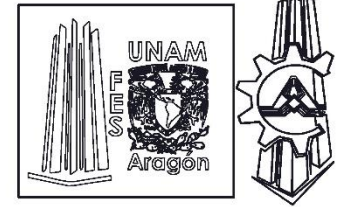
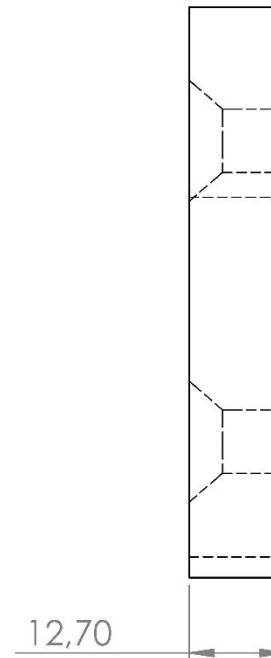
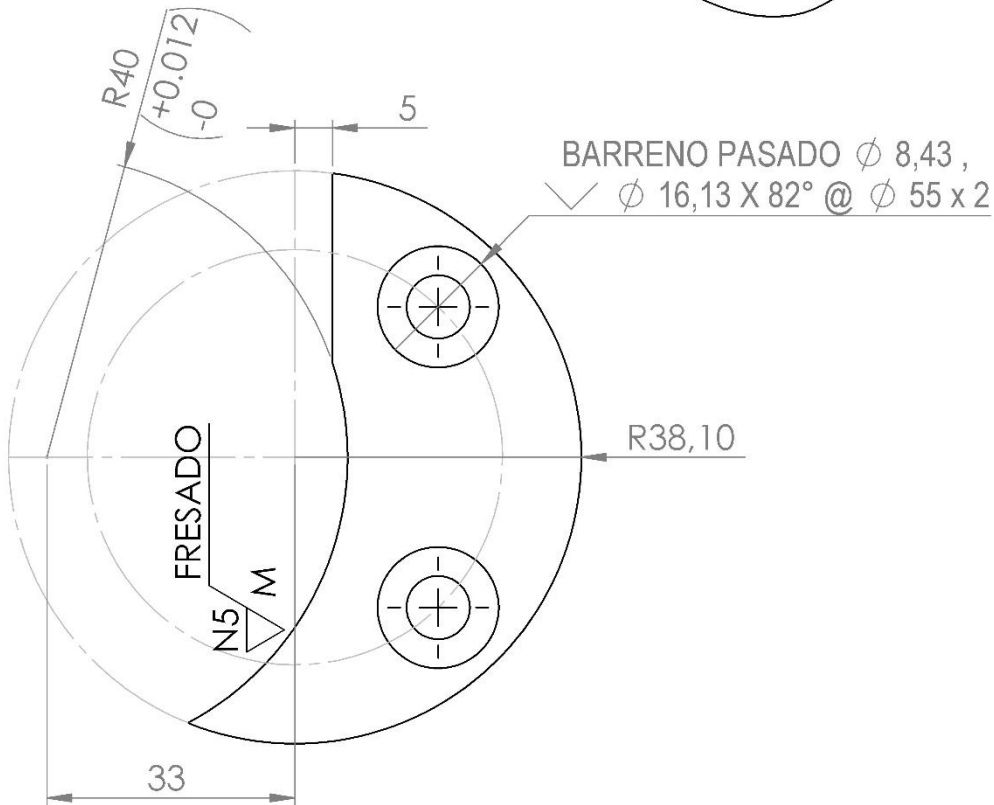
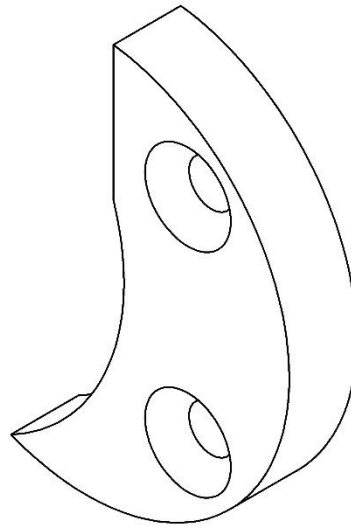
Aprobó: HMA

Fecha Rev:
Enero/2016



ANSI A

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plágio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



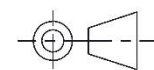
Universidad Nacional
 Autónoma de México
 Facultad de Estudios Superiores
 Aragón

Proyecto:
 Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

Pieza: **SEGUIDOR 1**

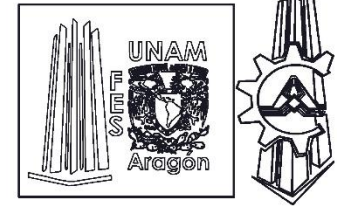
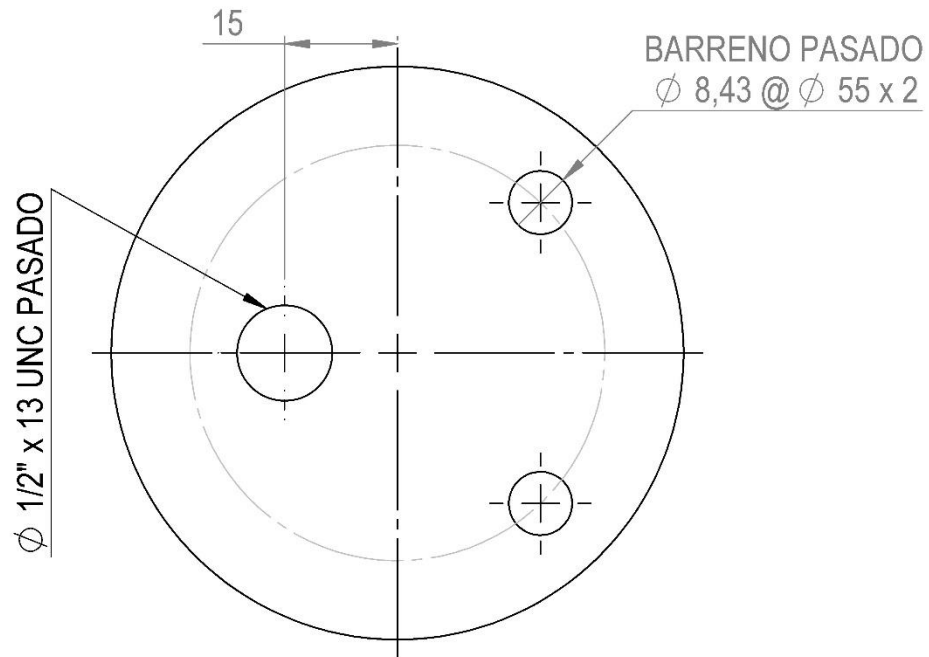
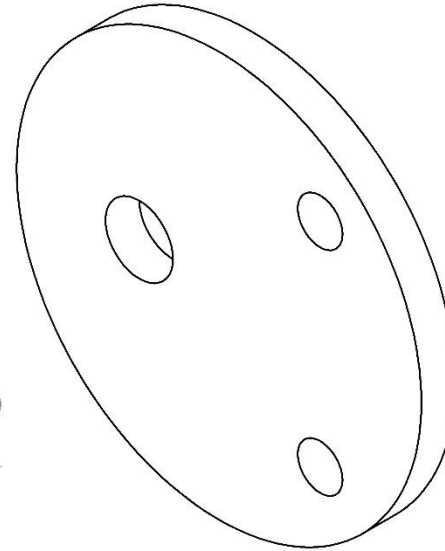
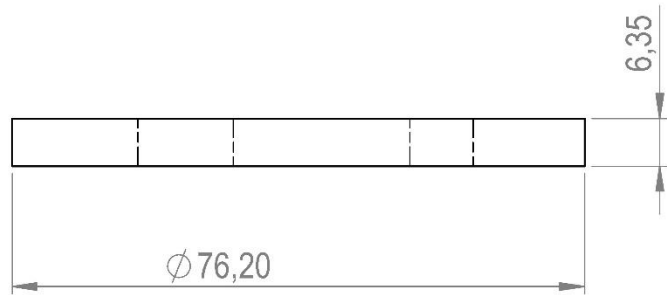
Plano No. :
OAI-SE1-504-AB

Dibujó: GMV	Cotas: mm
Revisó: HMA	Escala: 1:1
Aprobó: HMA	Fecha Rev: Enero/2016



ANSI A

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



Universidad Nacional
Autónoma de México
Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

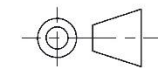
Pieza: Seguidor_base

Plano No. :
OAI-SEB-505-AB

Dibujó: GMV Cotas: mm

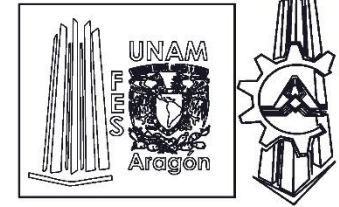
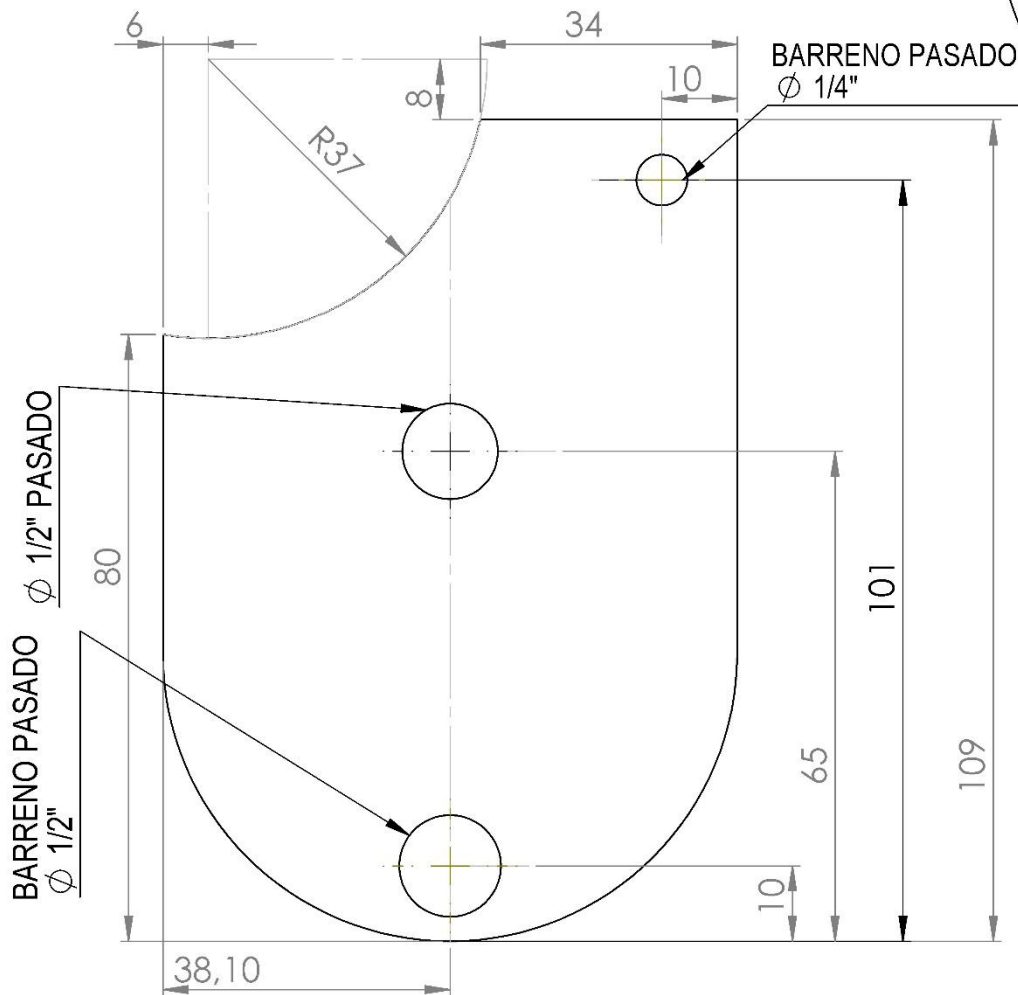
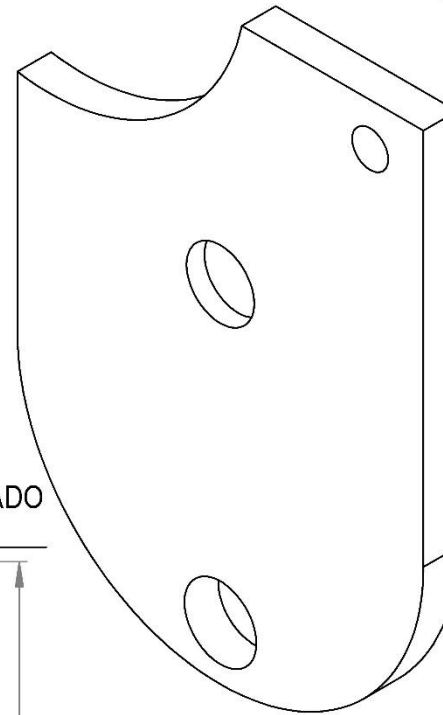
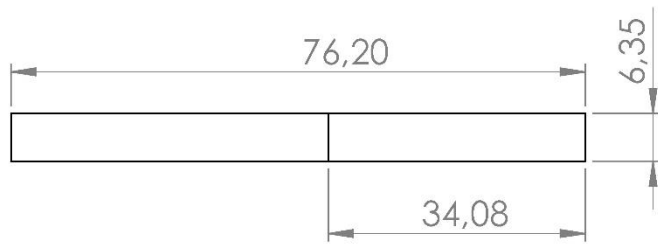
Revisó: HMA Escala: 1:1

Aprobó: HMA Fecha Rev:
Enero/2016



ANSI A

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



Universidad Nacional
Autónoma de México

Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

Pieza:
Soportenylamid

Plano No. :
OAI-SND-506-AB

Dibujó: GMV

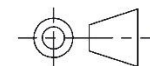
Cotas: mm

Revisó: HMA

Escala: 1:1

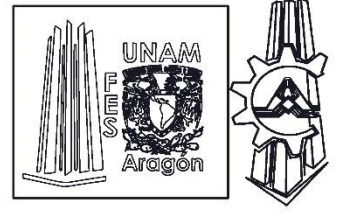
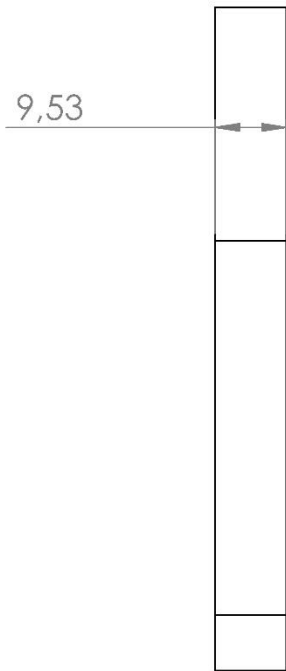
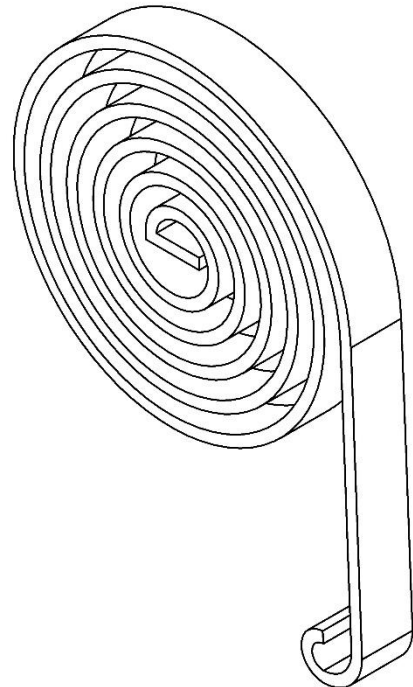
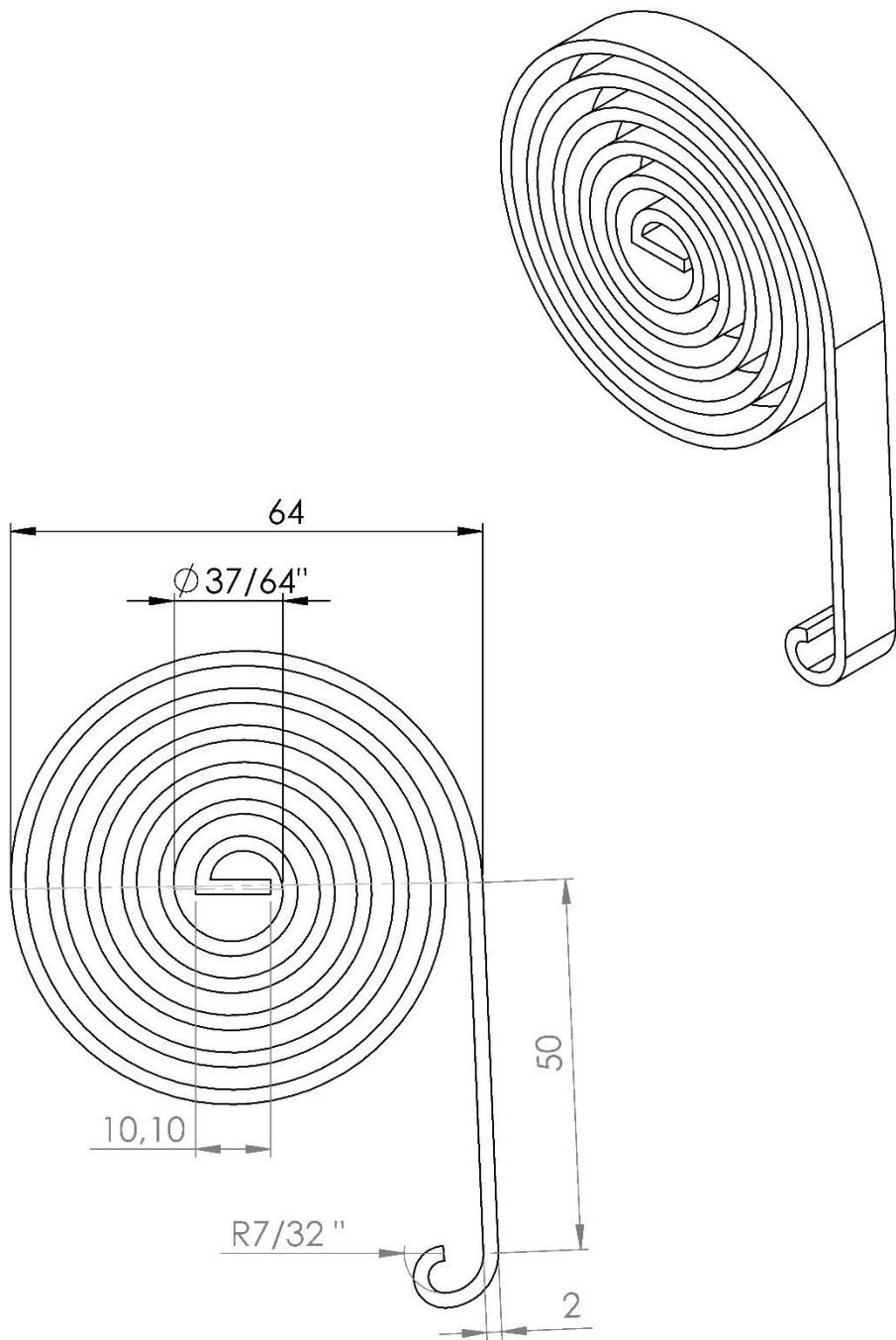
Aprobó: HMA

Fecha Rev:
Enero/2016



ANSI A

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



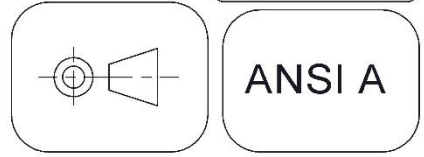
Universidad Nacional Autónoma de México
Facultad de Estudios Superiores Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

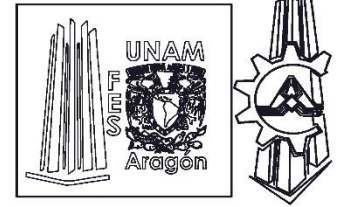
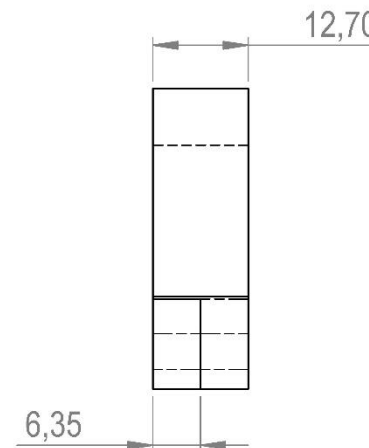
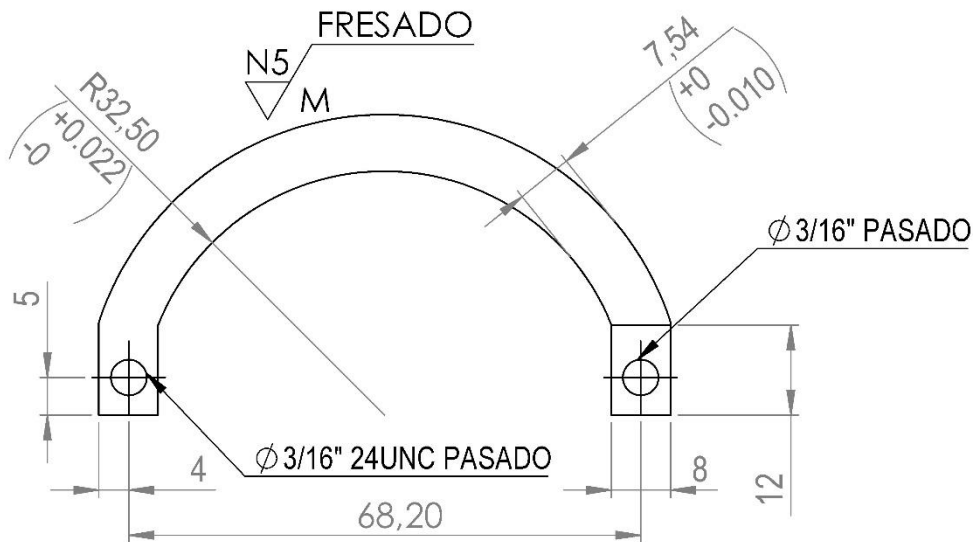
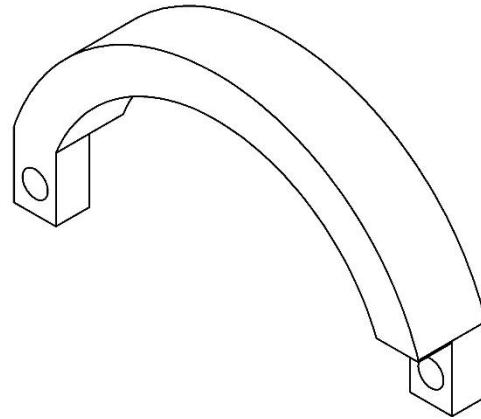
Pieza: **RESORTE**

Plano No. :
OAI-RES-507-AB

Dibujó: GMV	Cotas: mm
Revisó: HMA	Escala: 1:1
Aprobó: HMA	Fecha Rev: Enero/2016



La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



Universidad Nacional
Autónoma de México
Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

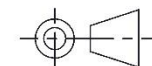
Pieza:
RODAMIENTO

Plano No. :
OAI-ROD-508-AB

Dibujó: GMV Cotas: mm

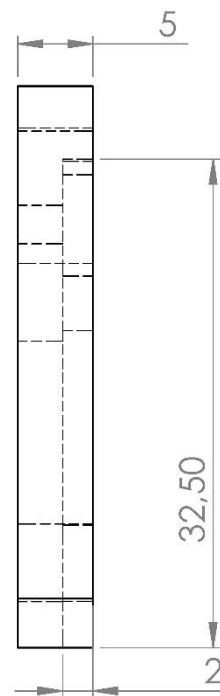
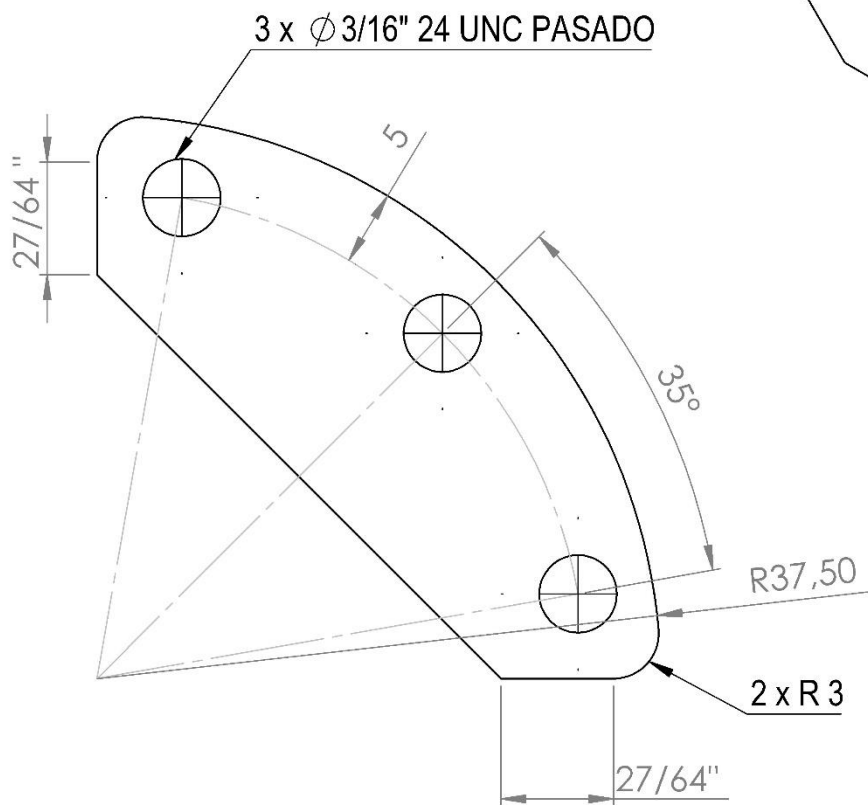
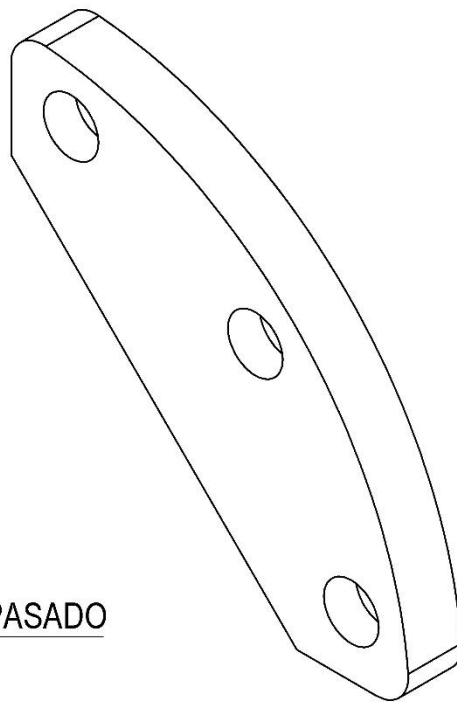
Revisó: HMA Escala: 1:1

Aprobó: HMA Fecha Rev:
Enero/2016



ANSI A

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



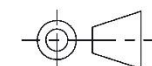
Universidad Nacional
Autónoma de México
Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

Pieza: UNION

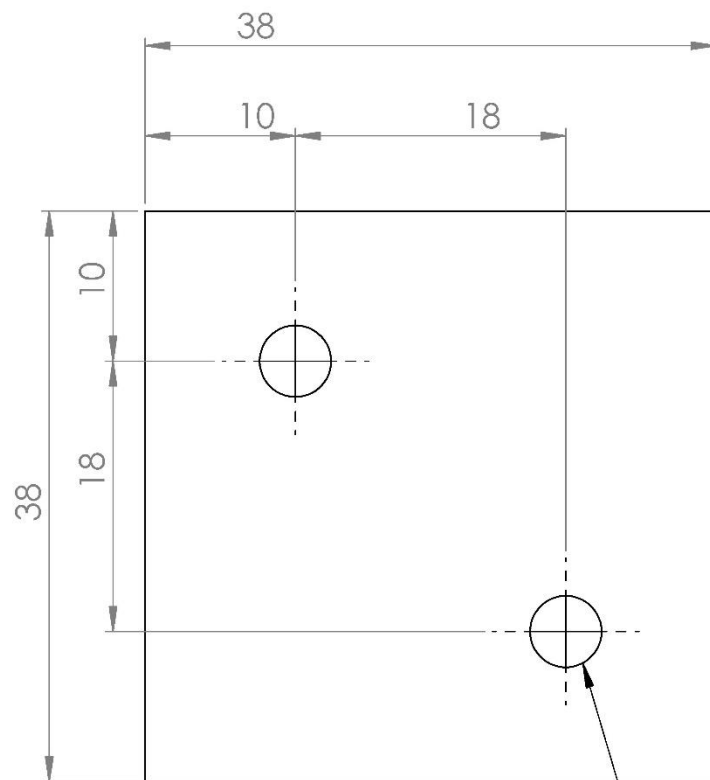
Plano No. :
OAI-UNI-509-AB

Dibujó: GMV	Cotas: mm
Revisó: HMA	Escala: 2:1
Aprobó: HMA	Fecha Rev: Enero/2016



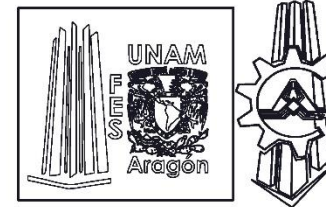
ANSI A

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



PLACA ESPESOR 3/8"

2 x ϕ 3/16" x 24 UNC PASADO



Universidad Nacional
Autónoma de México
Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

Pieza: **Base trinquete**

Plano No. :
OAI-BAT-510-AB

Dibujó: GMV

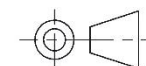
Cotas: mm

Revisó: HMA

Escala: 2:1

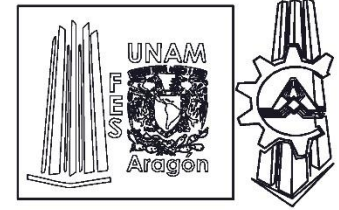
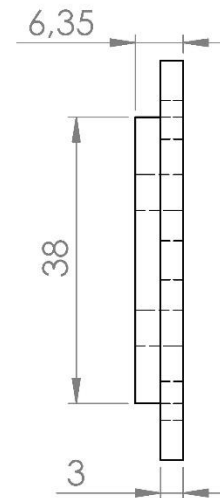
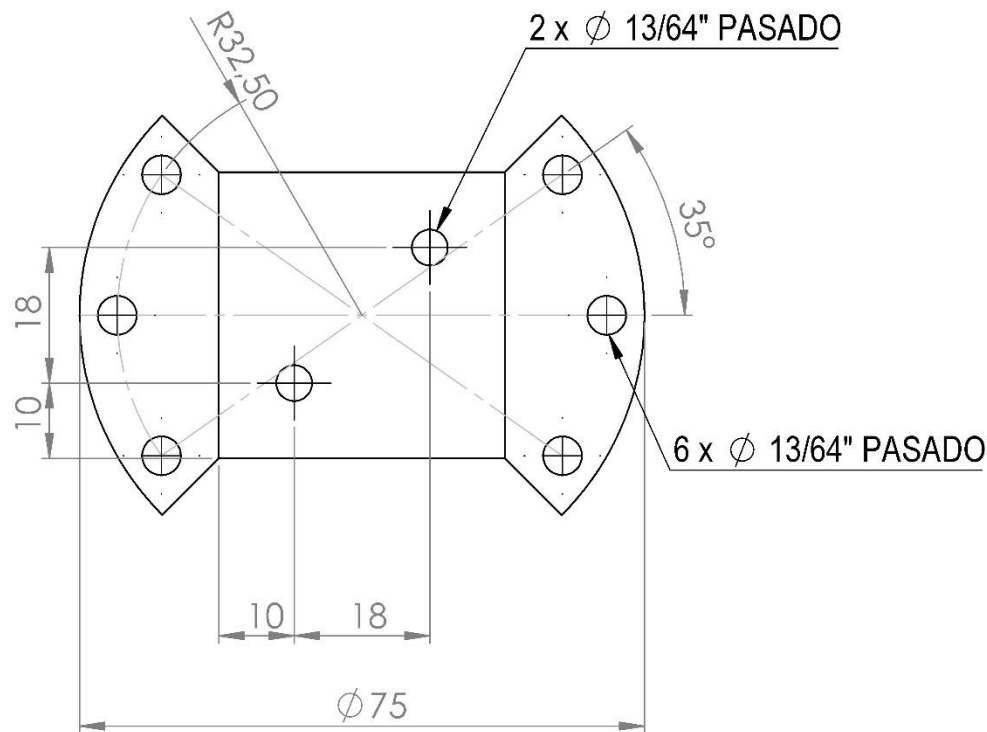
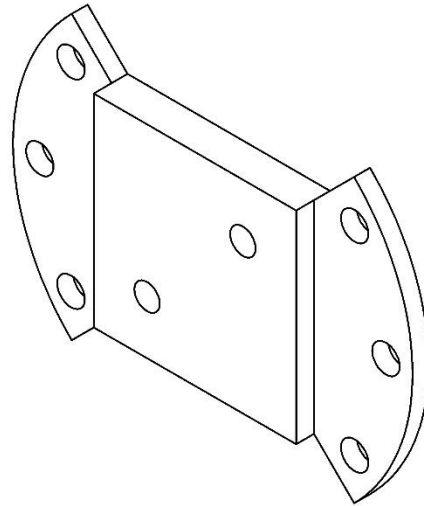
Aprobó: HMA

Fecha Rev:
Enero/2016



ANSI A

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



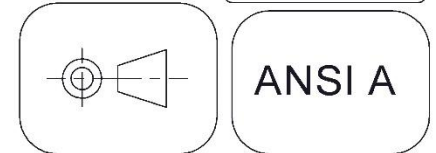
Universidad Nacional
Autónoma de México
Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

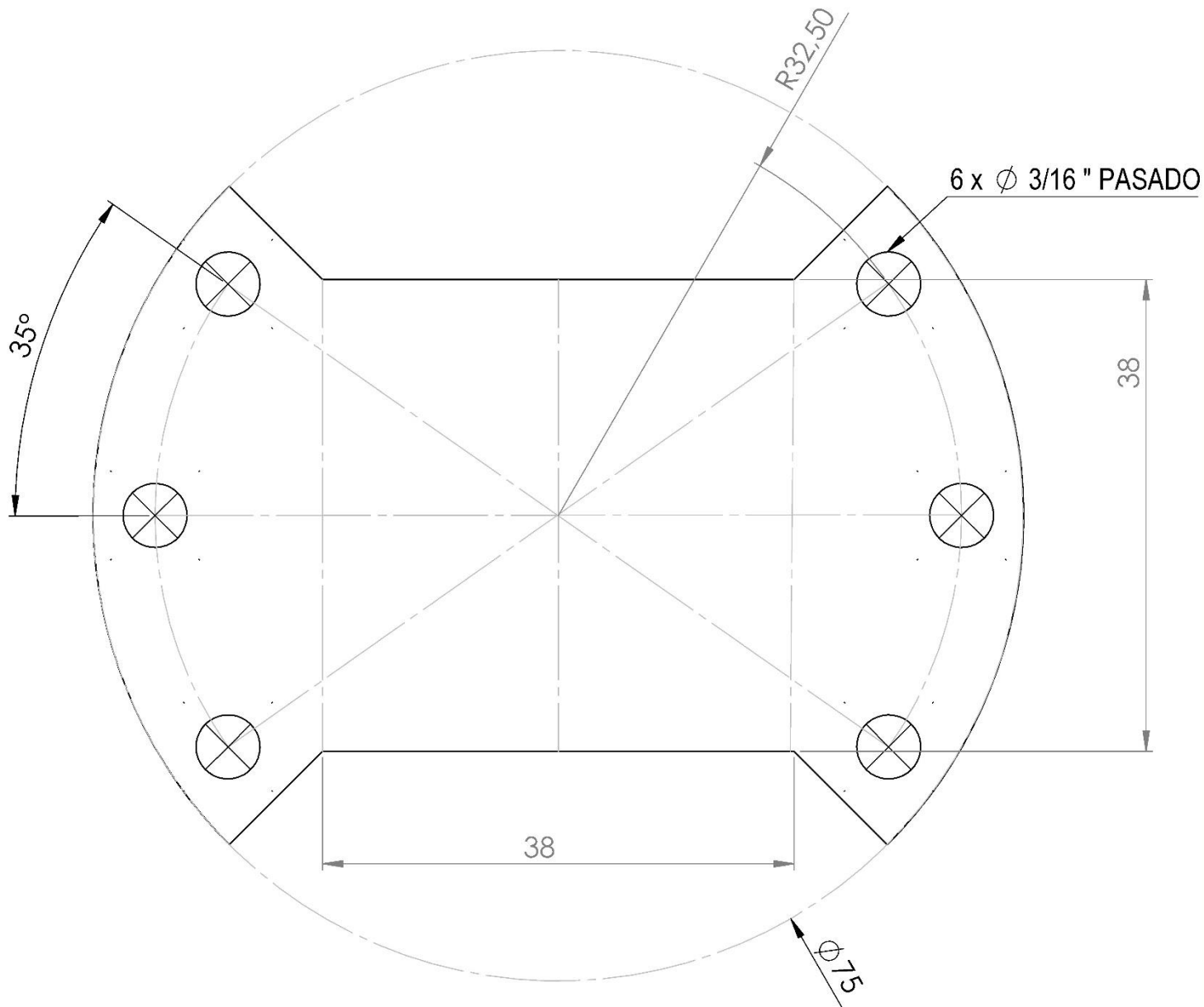
Pieza: **Tapa Trinquete**

Plano No. :
OAI-TRI-511-AB

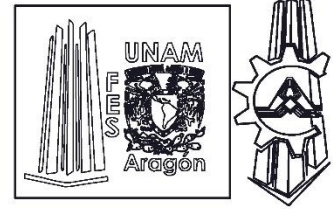
Dibujó: GMV	Cotas: mm
Revisó: HMA	Escala: 1:1
Aprobó: HMA	Fecha Rev: Enero/2016



La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



LAMINA CALIBRE 18



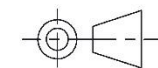
Universidad Nacional
Autónoma de México
Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

Pieza: **MANIVELA**

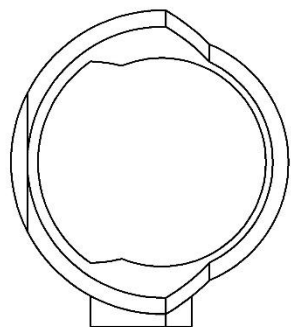
Plano No. :
OAI-MAN-512-AB

Dibujó: GMV	Cotas: mm
Revisó: HMA	Escala: 2:1
Aprobó: HMA	Fecha Rev: Enero/2016

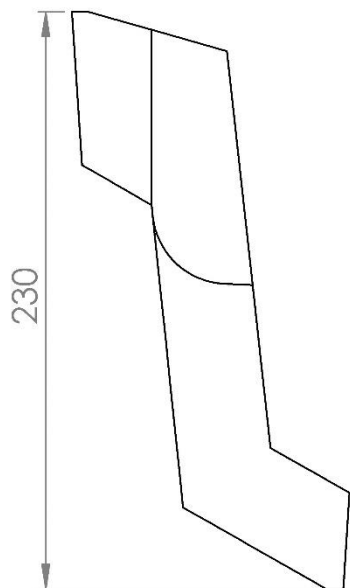


ANSI A

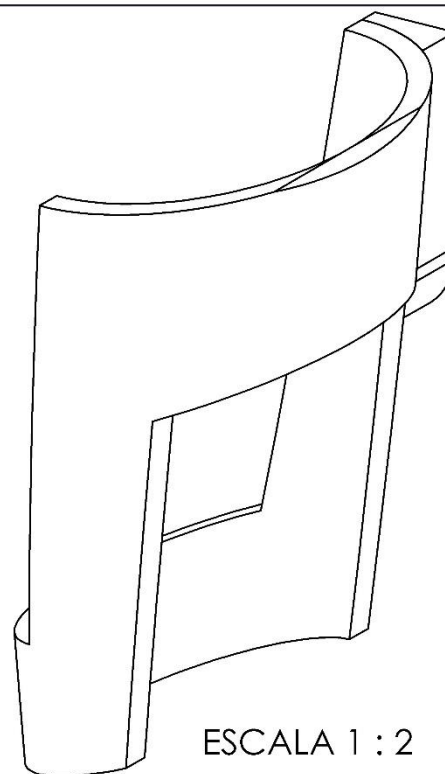
La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



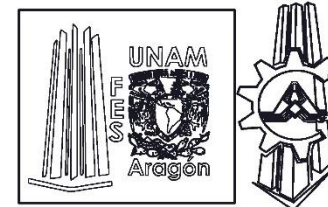
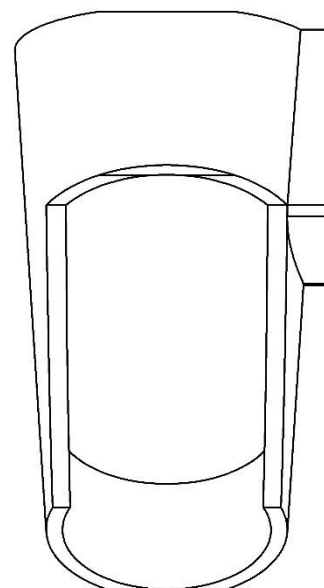
PARA FABRICAR LA INTERFAZ DE LA PANTORRILLA ES NECESARIO TENER UN MOLDE DE YESO CON LA REPLICA DE LA PANTORRILA DEL USUARIO. Y CON BASE EN EL SE DISEÑA LA INTERFAZ.



LA UNICA RESTRICCIÓN:
LA DIMENSIÓN DE LA INTERFAZ
NO DEBE SER MENOR DE 230 mm.



ESCALA 1 : 2



Universidad Nacional
Autónoma de México
Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

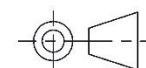
Pieza: PANTORRILLA

Plano No. :
OAI-PAN-513-AB

Dibujó: GMV Cotas: mm

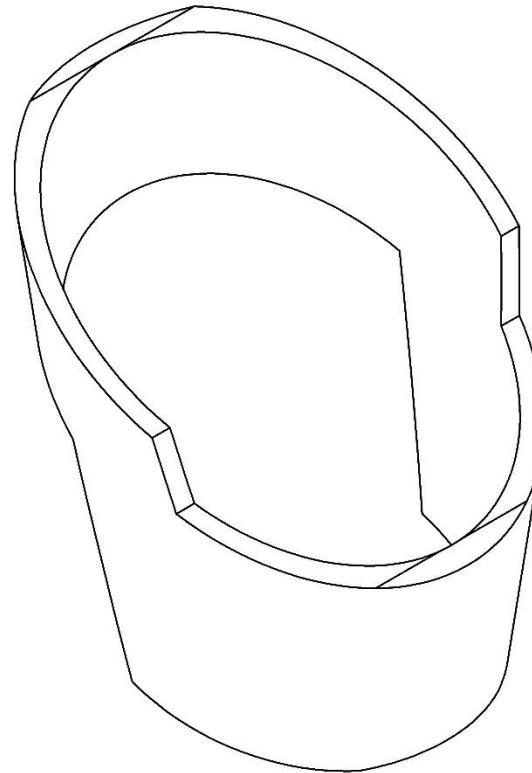
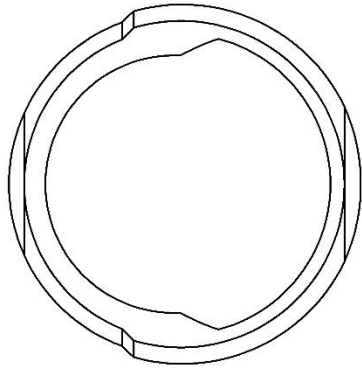
Revisó: HMA Escala: 1:3

Aprobó: HMA Fecha Rev:
Enero/2016



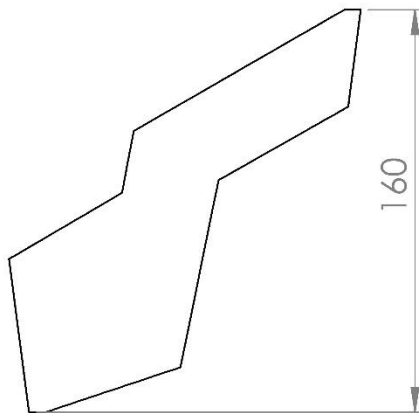
ANSI A

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.

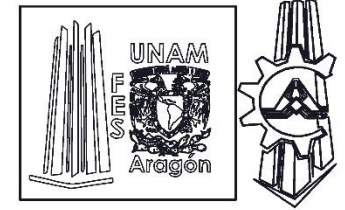
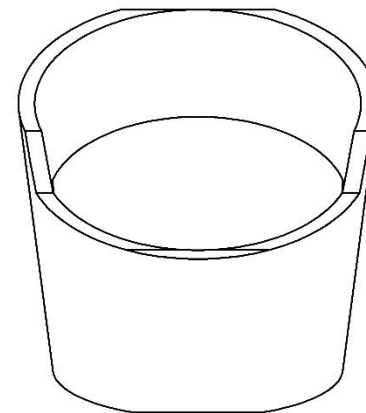


PARA FABRICAR LA INTERFAZ DEL MUSLO ES NECESARIO TENER UN MOLDE DE YESO CON LA REPLICA DEL MUSLO DEL USUARIO. Y CON BASE EN EL SE DISEÑA LA INTERFAZ.

ESCALA 1 : 2



LA UNICA RESTRICCIÓN:
LA DIMENSIÓN DE LA INTERFAZ NO DEBE
SER MENOR DE 160 mm.



Universidad Nacional
Autónoma de México
Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

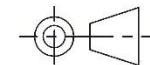
Pieza: **Muslo**

Plano No. :
OAI-MLO-514-AB

Dibujó: GMV Cotas: mm

Revisó: HMA Escala: 1:3

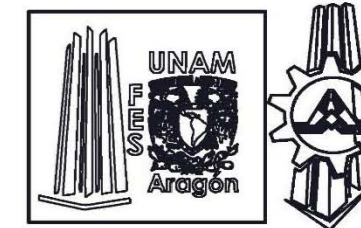
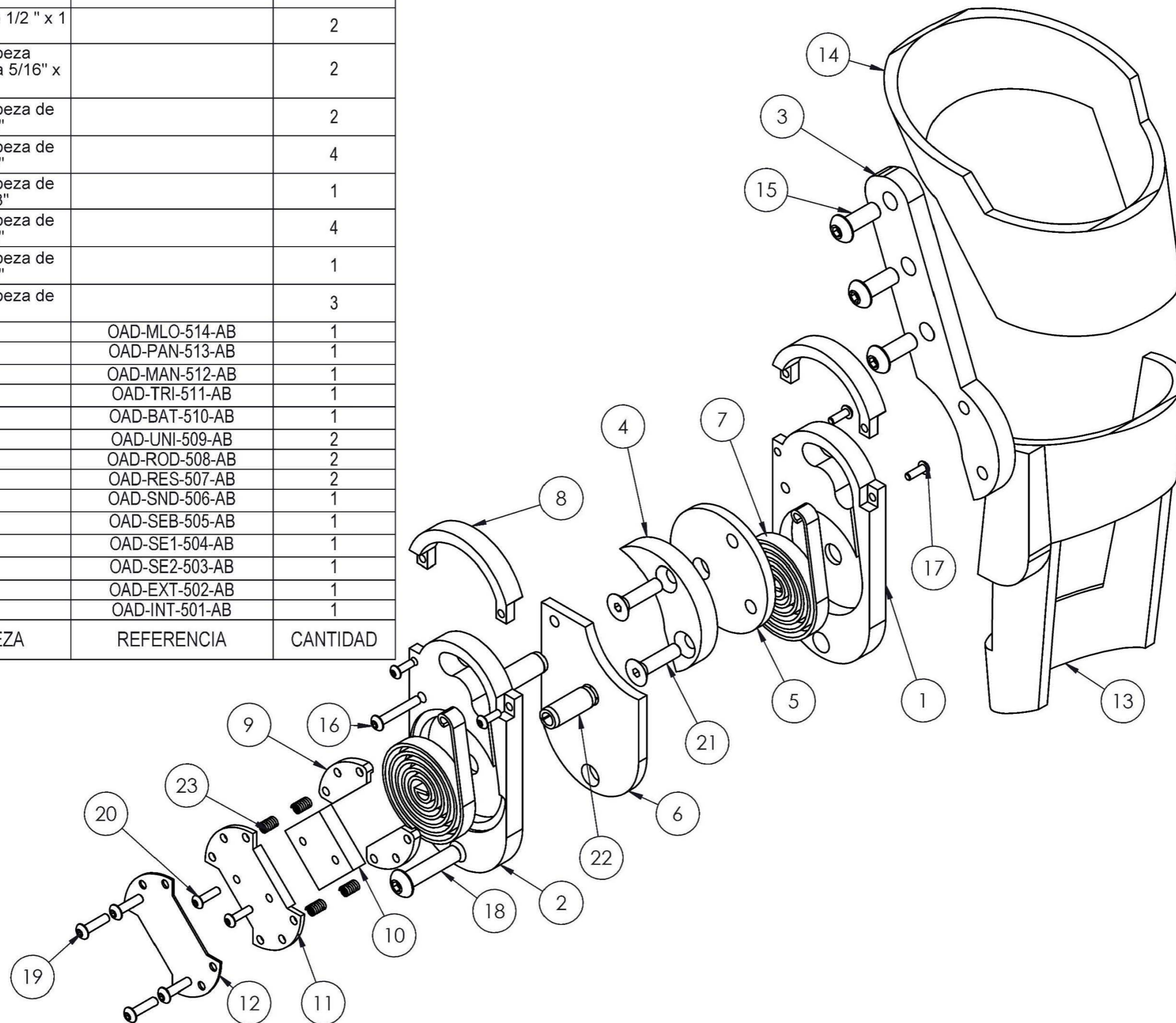
Aprobó: HMA Fecha Rev:
Enero/2016



ANSI A

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.

23	Resorte Compresión 1 3/16" x 1/2"		4
22	Pasador elástico 1/2 " x 1 1/4"		2
21	Tornillo allen cabeza plana avellanada 5/16" x 1 1/4"		2
20	Tornillo allen cabeza de boton 3/16"x 5/8"		2
19	Tornillo allen cabeza de boton 3/16"x 3/4"		4
18	Tornillo allen cabeza de boton 1/2"x 1 5/8"		1
17	Tornillo allen cabeza de boton 3/16"x 1/2"		4
16	Tornillo allen cabeza de boton 1/4"x1 1/4"		1
15	Tornillo allen cabeza de boton 7/16"x 1"		3
14	MusloD	OAD-MLO-514-AB	1
13	pantorrillaD	OAD-PAN-513-AB	1
12	manivelaD	OAD-MAN-512-AB	1
11	tapatrinqueteD	OAD-TRI-511-AB	1
10	basetrinqueteD	OAD-BAT-510-AB	1
9	unionD	OAD-UNI-509-AB	2
8	Rodamiento D	OAD-ROD-508-AB	2
7	resorte	OAD-RES-507-AB	2
6	soportenylamidD	OAD-SND-506-AB	1
5	seguidor_baseD	OAD-SEB-505-AB	1
4	seguidor_1D	OAD-SE1-504-AB	1
3	seguidor2D	OAD-SE2-503-AB	1
2	ExternoD	OAD-EXT-502-AB	1
1	INTERNOD	OAD-INT-501-AB	1
N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	REFERENCIA	CANTIDAD



Universidad Nacional
Autónoma de México
Facultad de Estudios
Superiores Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

Pieza: Ensamble General
Miembro Inferior Derecho

Plano No. :
OAD-AGE-500-AB

Dibujó: GMV

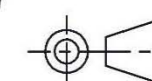
Cotas: IN/MM

Revisó: HMA

Escala: 1:2.4

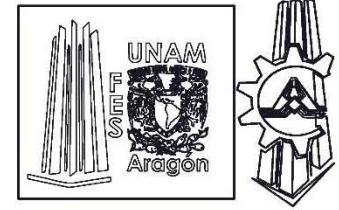
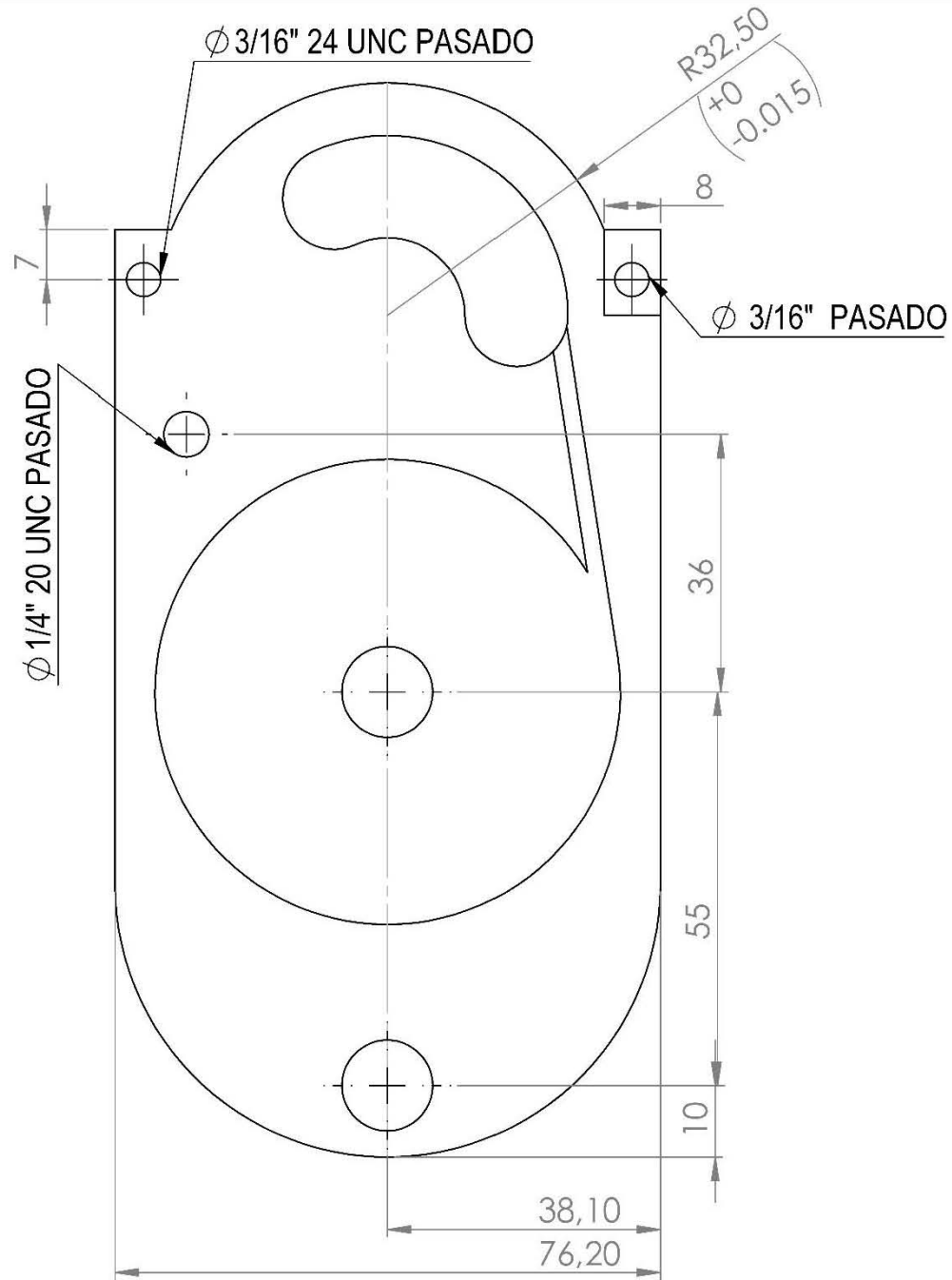
Aprobó: HMA

Fecha Rev:
Enero/2016



ANSI B

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



Universidad Nacional
Autónoma de México
Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

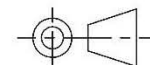
Pieza: **INTERNOD**

Plano No. :
OAD-INT-501-AB(1/3)

Dibujó: GMV Cotas: mm

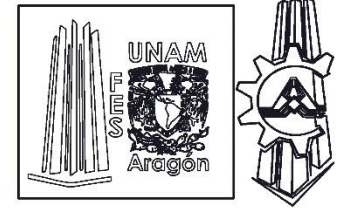
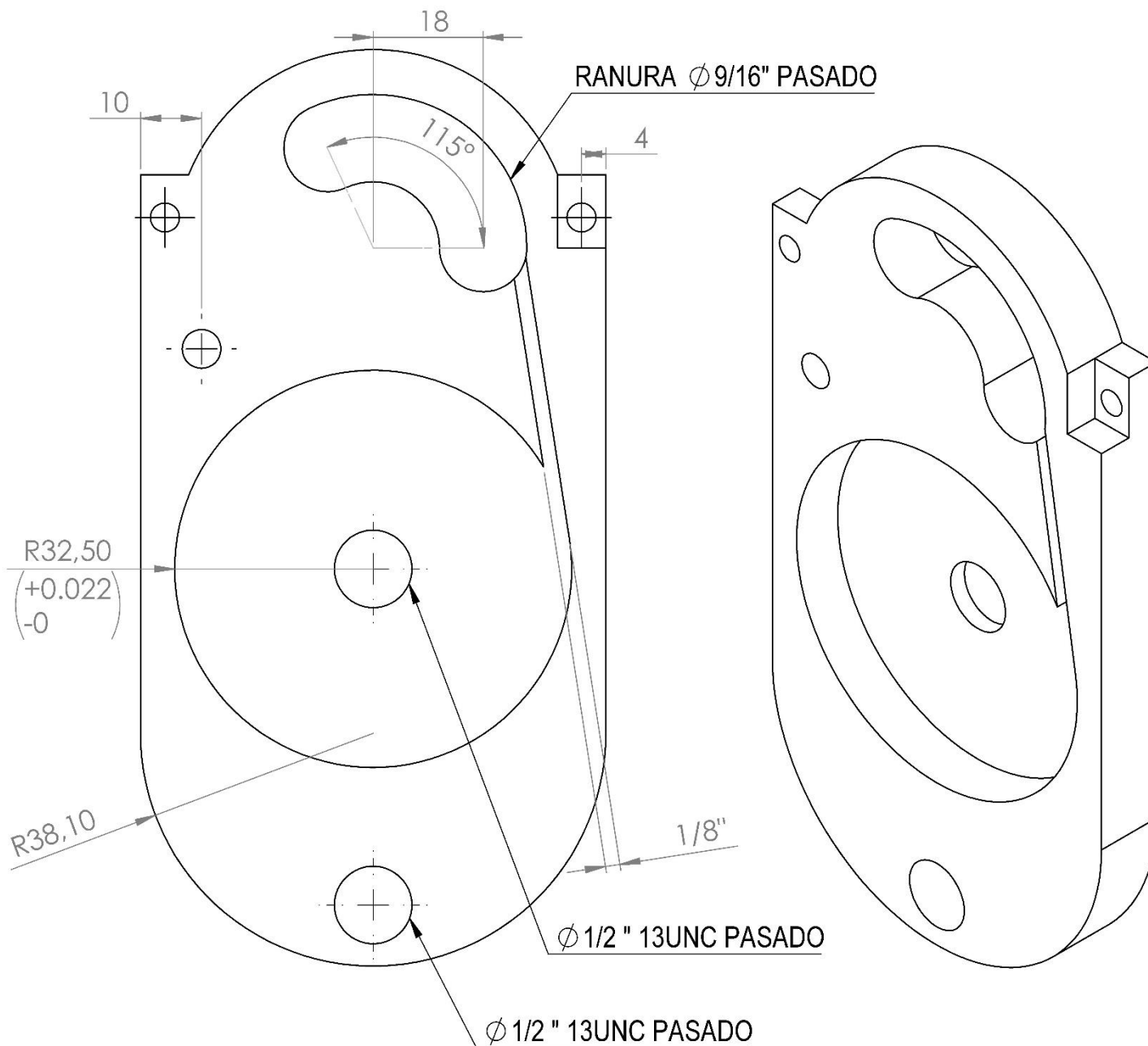
Revisó: HMA Escala: 1:1

Aprobó: HMA Fecha Rev:
Enero/2016



ANSI A

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



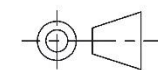
Universidad Nacional
Autónoma de México
Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

Pieza: **INTERNOD**

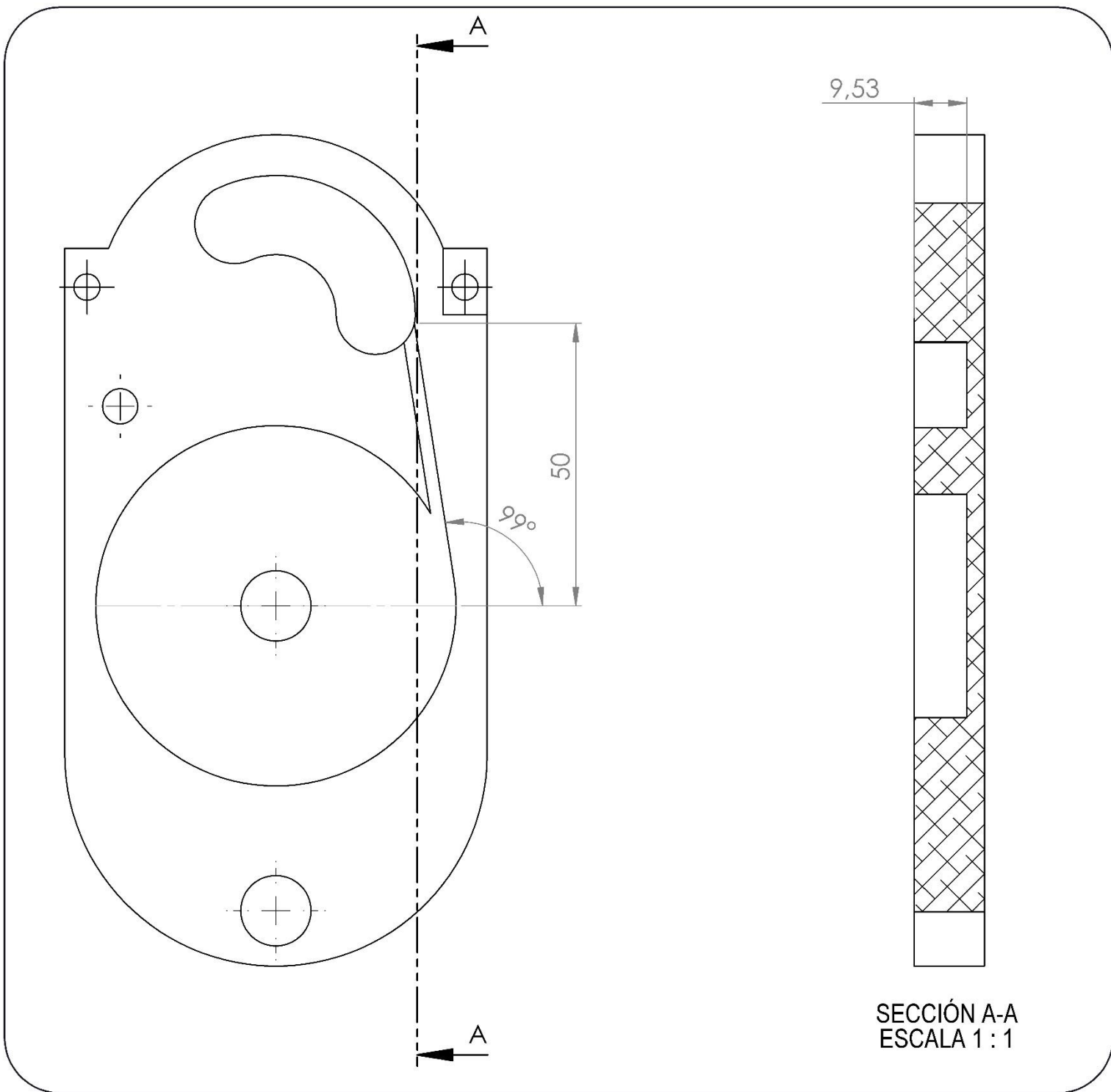
Plano No. :
OAD-INT-501-AB(2/3)

Dibujó: GMV	Cotas: mm
Revisó: HMA	Escala: 1:1
Aprobó: HMA	Fecha Rev: Enero/2016

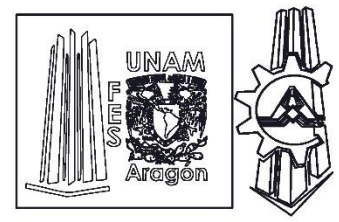


ANSI A

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



SECCIÓN A-A
ESCALA 1 : 1



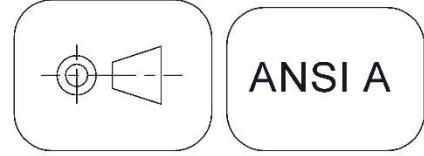
Universidad Nacional
Autónoma de México
Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

Pieza: **INTERNOD**

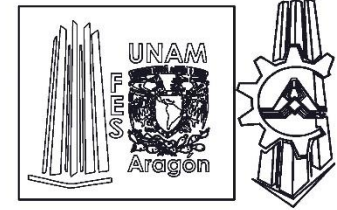
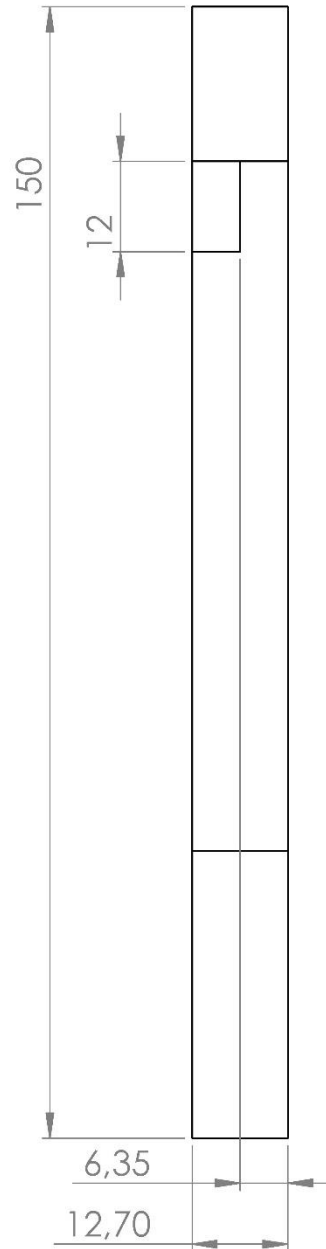
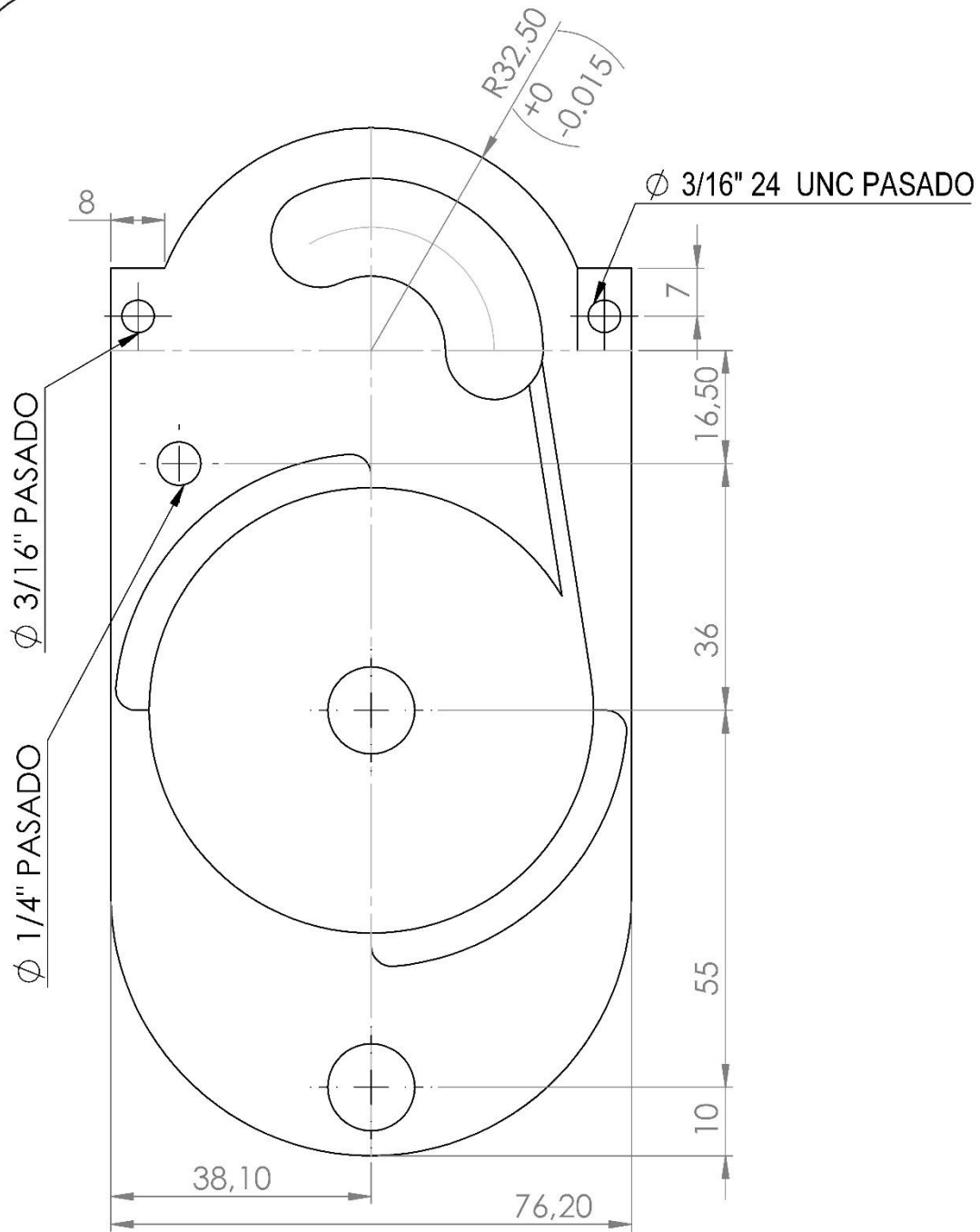
Plano No. :
OAD-INT-501-AB(3/3)

Dibujó: GMV	Cotas: mm
Revisó: HMA	Escala: 1:1
Aprobó: HMA	Fecha Rev: Enero/2016



ANSI A

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



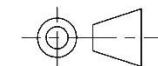
Universidad Nacional
Autónoma de México
Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

Pieza: **EXTERNOD**

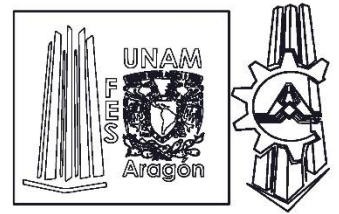
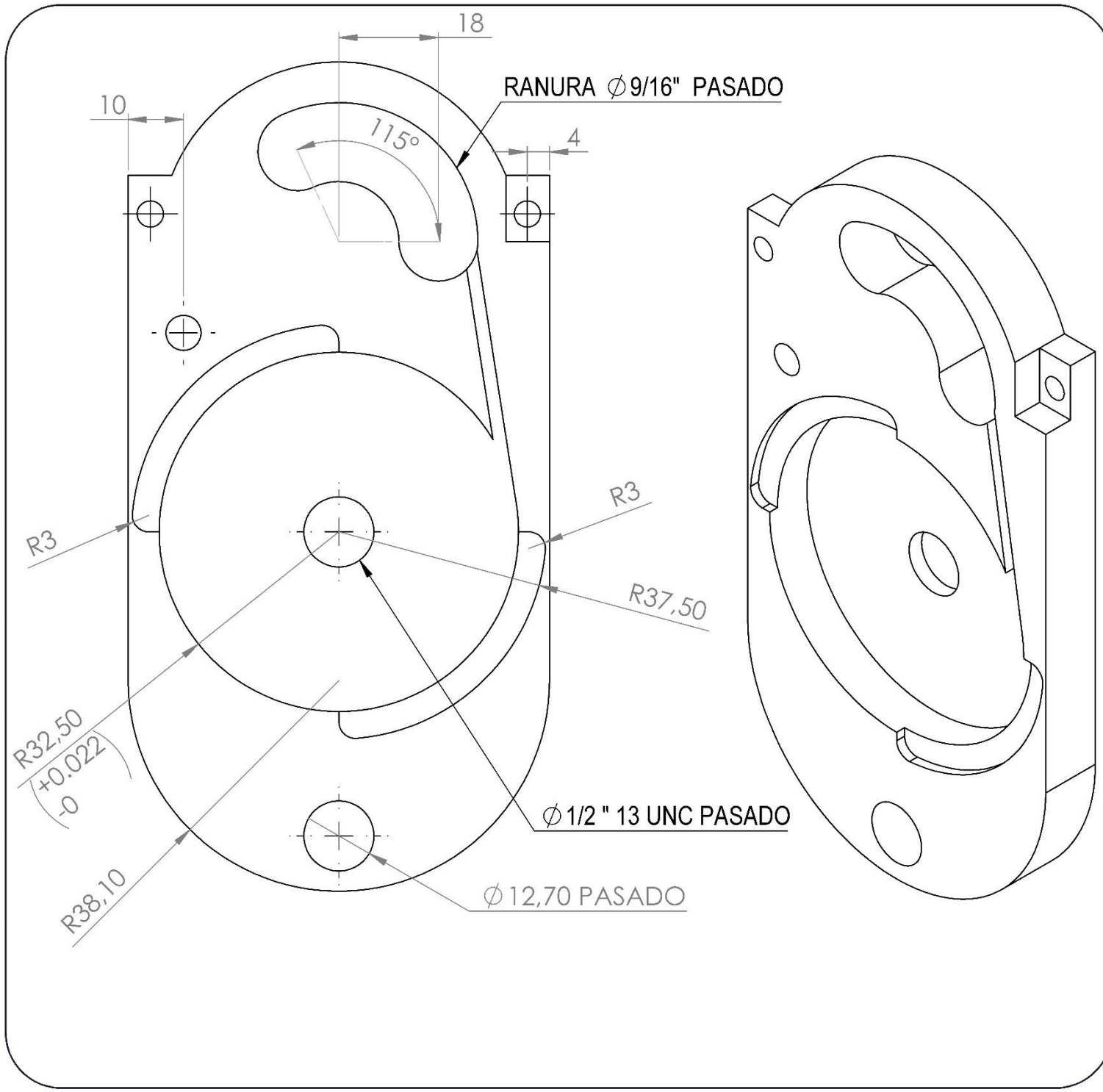
Plano No. :
OAD-EXT-502-AB(1/3)

Dibujó: GMV	Cotas: mm
Revisó: HMA	Escala: 1:1
Aprobó: HMA	Fecha Rev: Enero/2016



ANSI A

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



Universidad Nacional Autónoma de México
 Facultad de Estudios Superiores Aragón

Proyecto: Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

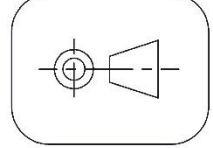
Pieza: **EXTERNOD**

Plano No. : **OAD-EXT-502-AB(2/3)**

Dibujó: GMV Cotas: mm

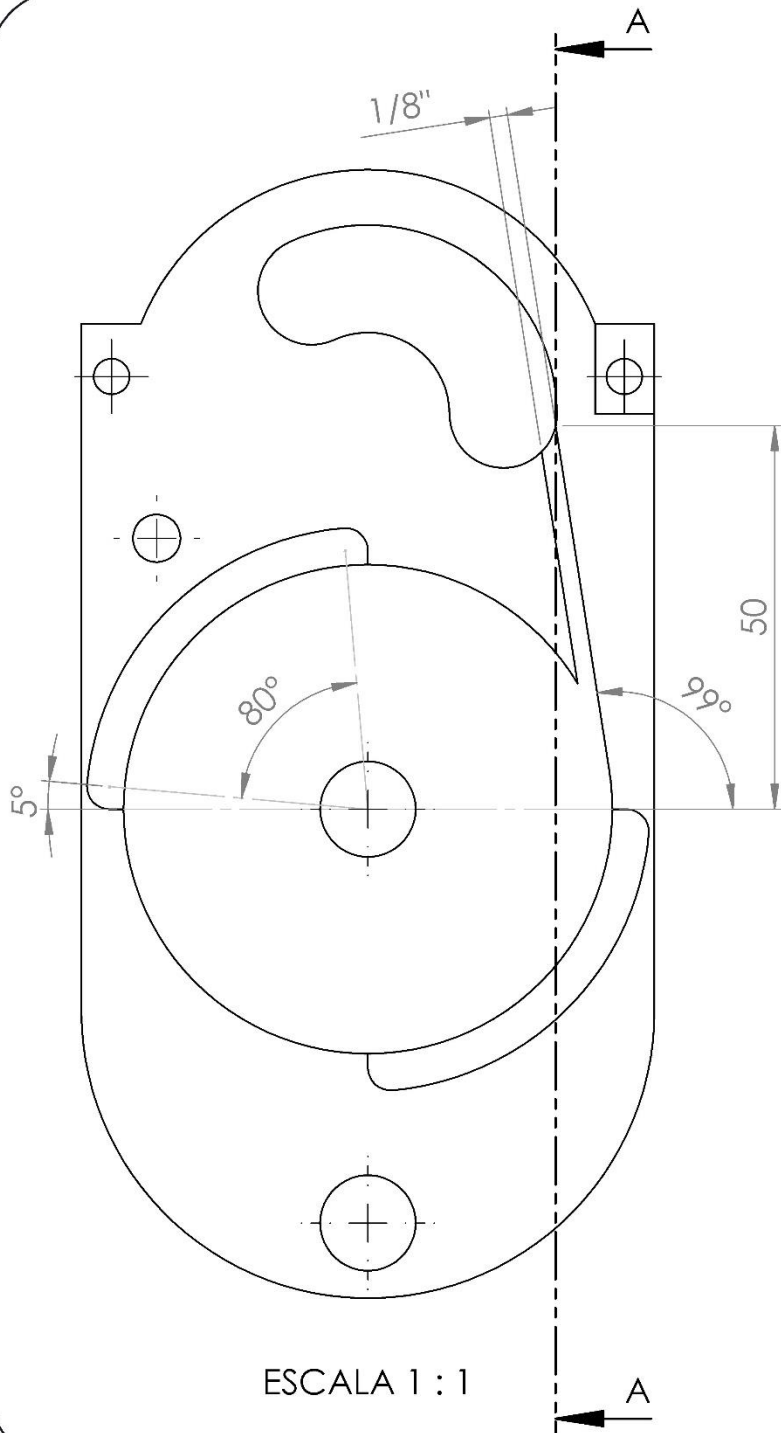
Revisó: HMA Escala: 1:1

Aprobó: HMA Fecha Rev: Enero/2016

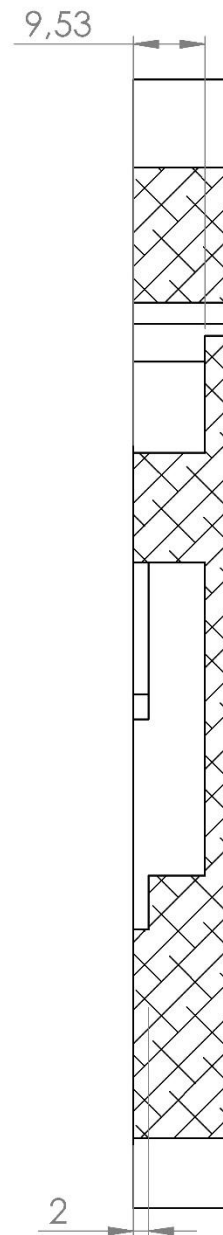


ANSI A

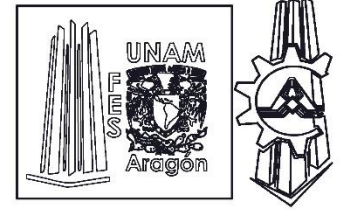
La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



ESCALA 1 : 1



SECCIÓN A-A
ESCALA 1 : 1



Universidad Nacional
Autónoma de México
Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

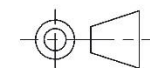
Pieza: **EXTERNOD**

Plano No. :
OAD-EXT-502-AB(3/3)

Dibujó: GMV Cotas: mm

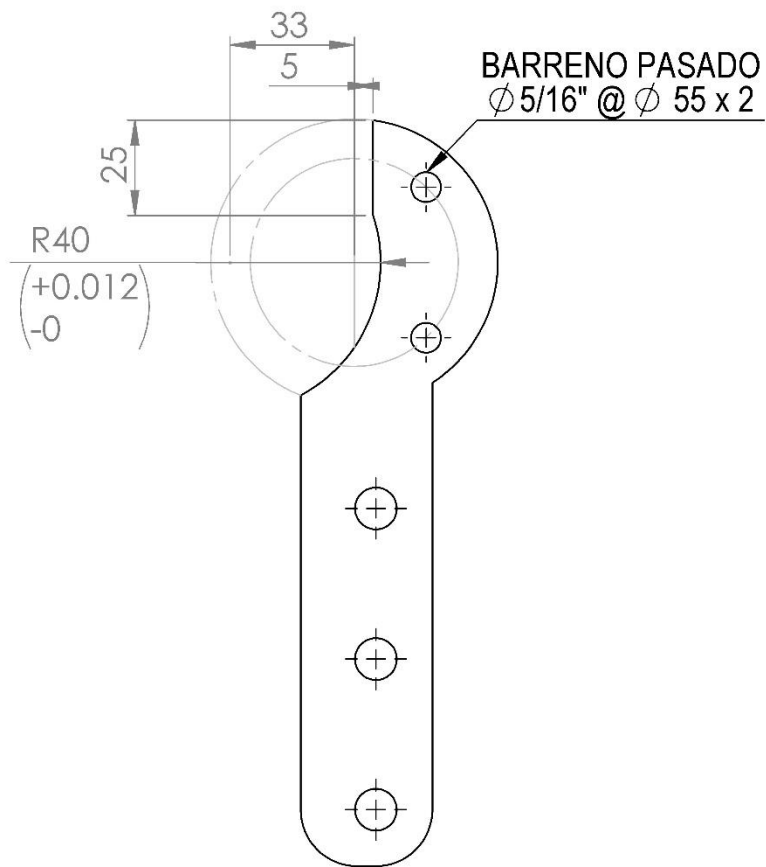
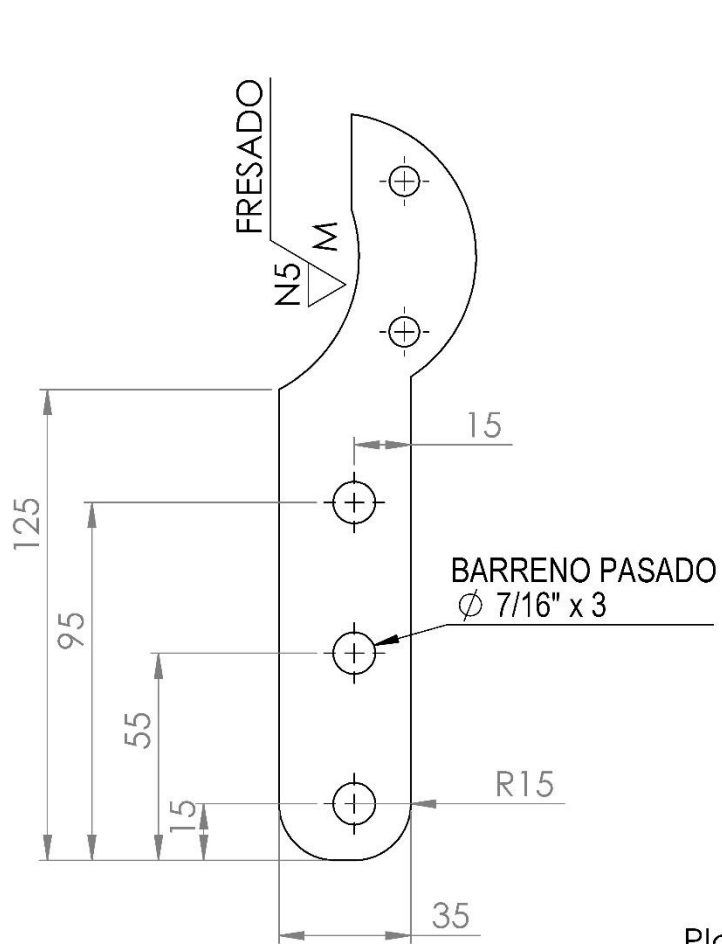
Revisó: HMA Escala: 1 : 1

Aprobó: HMA Fecha Rev: Enero/2016

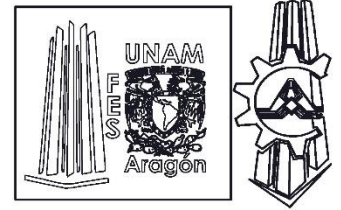


ANSI A

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



Placa Espesor 1/2 "



Universidad Nacional
Autónoma de México
Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

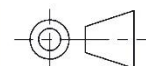
Pieza:
SEGUIDOR 2D

Plano No. :
OAD-SE2-503-AB

Dibujó: GMV Cotas: mm

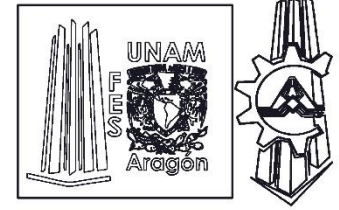
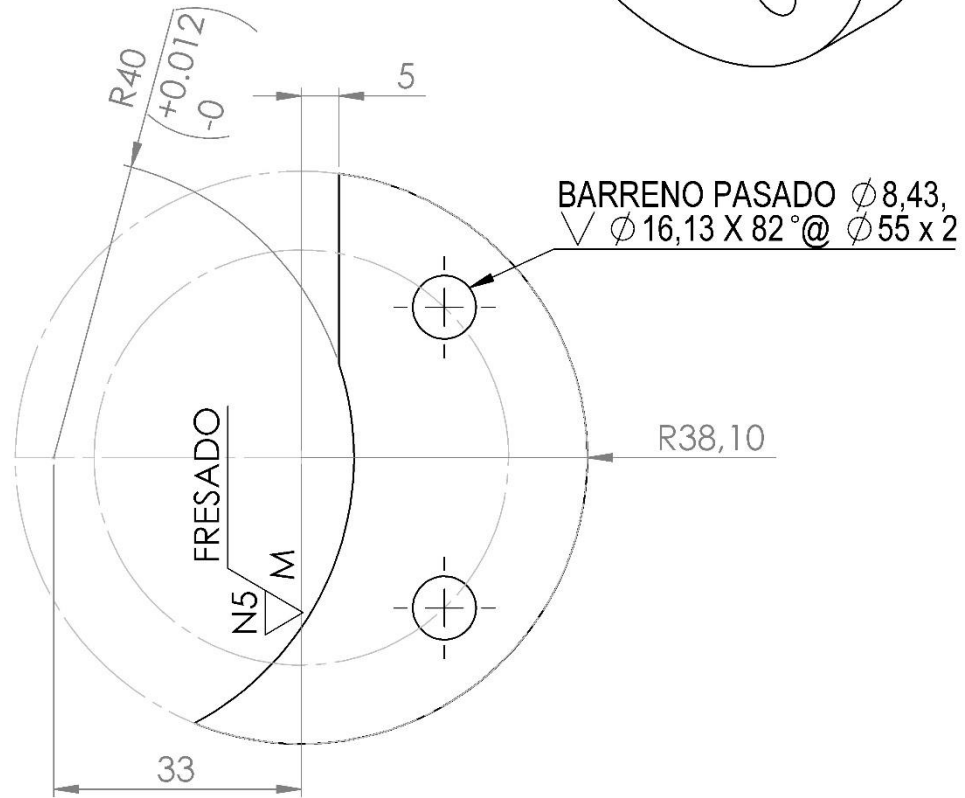
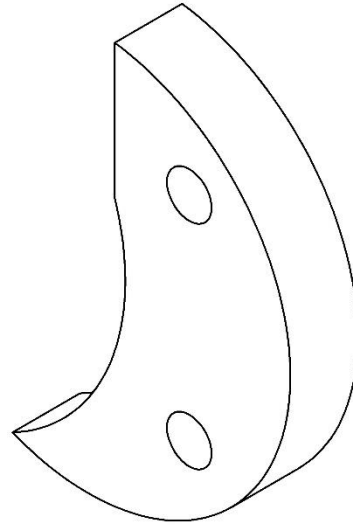
Revisó: HMA Escala: 1:2

Aprobó: HMA Fecha Rev: Enero/2016



ANSI A

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



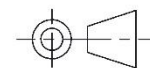
Universidad Nacional
Autónoma de México
Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

Pieza: **SEGUIDOR 1D**

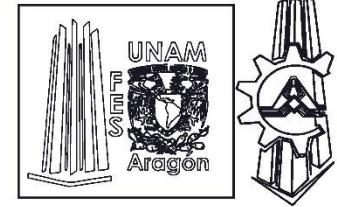
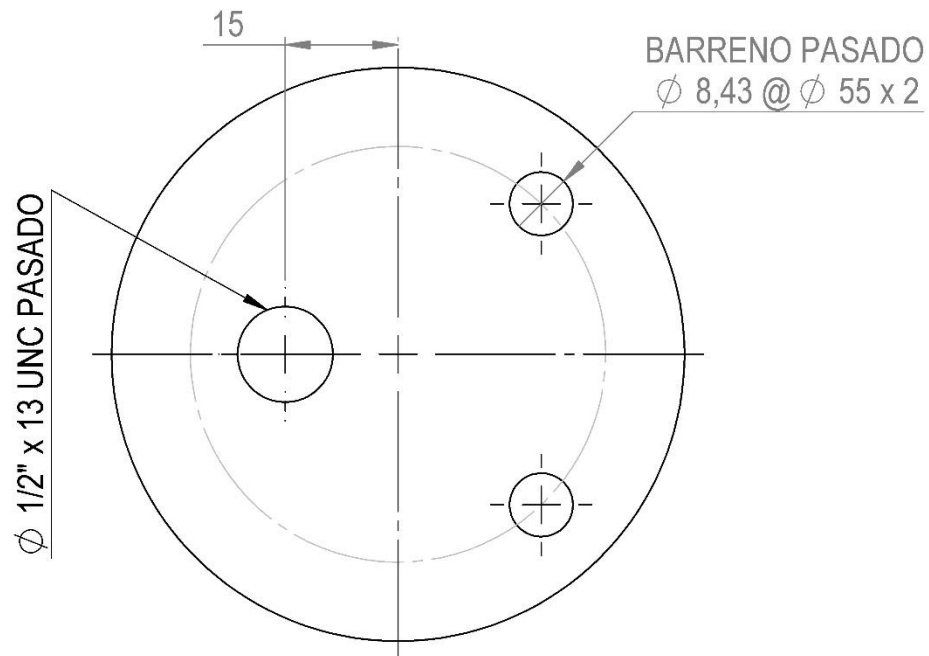
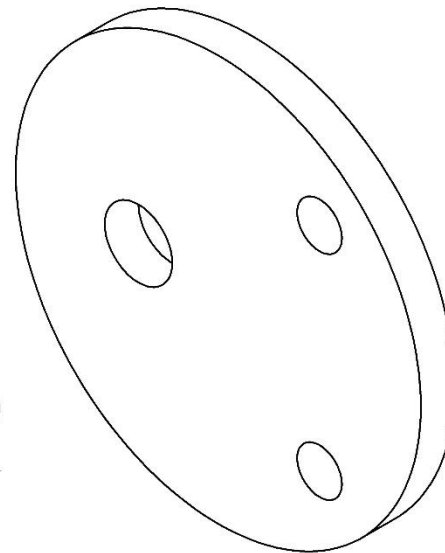
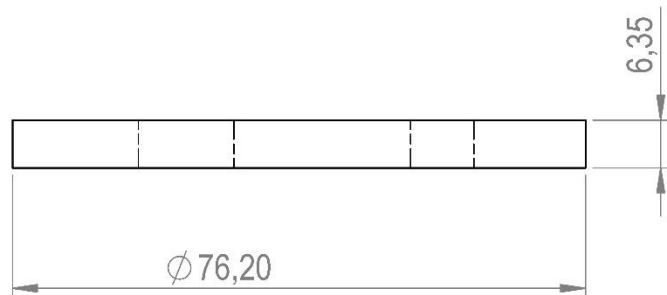
Plano No. :
OAD-SE1-504-AB

Dibujó: GMV	Cotas: mm
Revisó: HMA	Escala: 1:1
Aprobó: HMA	Fecha Rev: Enero/2016



ANSI A

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



Universidad Nacional
 Autónoma de México
 Facultad de Estudios Superiores
 Aragón

Proyecto:
 Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

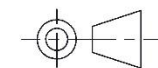
Pieza: Seguidor_baseD

Plano No. :
 OAD-SEB-505-AB

Dibujó: GMV Cotas: mm

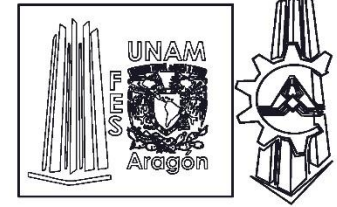
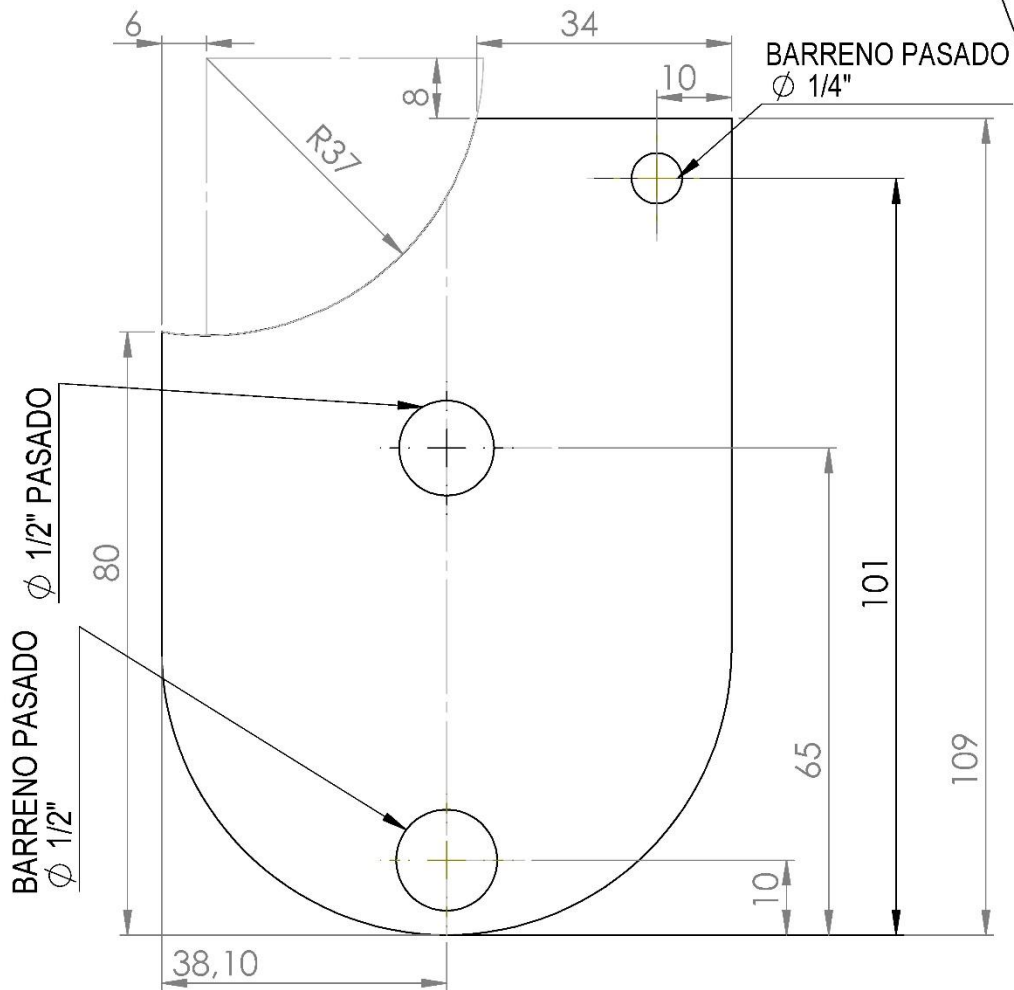
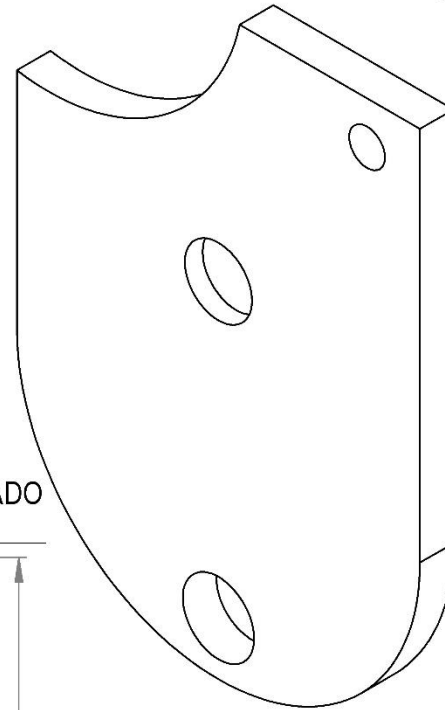
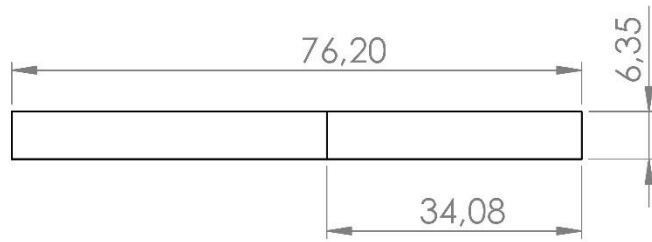
Revisó: HMA Escala: 1:1

Aprobó: HMA Fecha Rev:
 Enero/2016



ANSI A

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



Universidad Nacional
Autónoma de México
Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

Pieza:
SoportenylamidD

Plano No. :
OAD-SND-506-AB

Dibujó: GMV

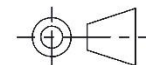
Cotas: mm

Revisó: HMA

Escala: 1:1

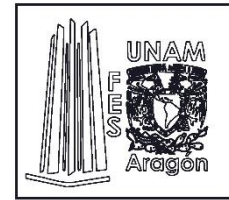
Aprobó: HMA

Fecha Rev:
Enero/2016



ANSI A

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



Universidad Nacional
Autónoma de México

Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

Pieza: **RESORTE**

Plano No. :

OAD-RES-507-AB

Dibujó: GMV

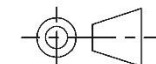
Cotas: mm

Revisó: HMA

Escala: 1:1

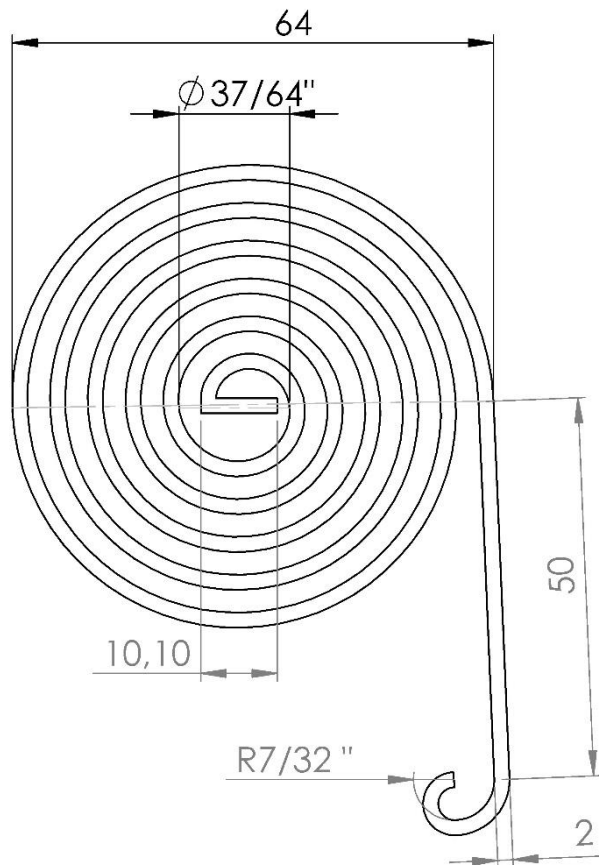
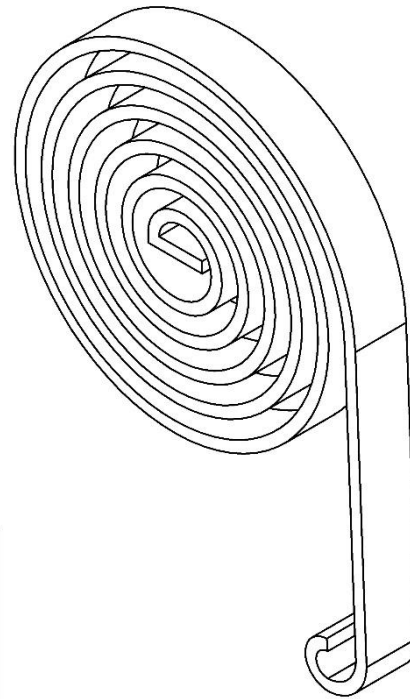
Aprobó: HMA

Fecha Rev:
Enero/2016

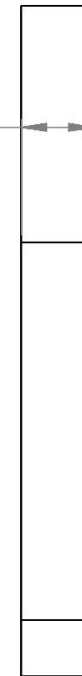


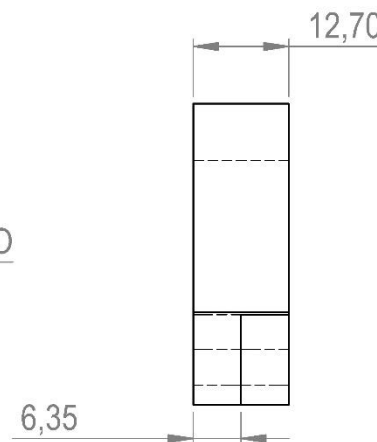
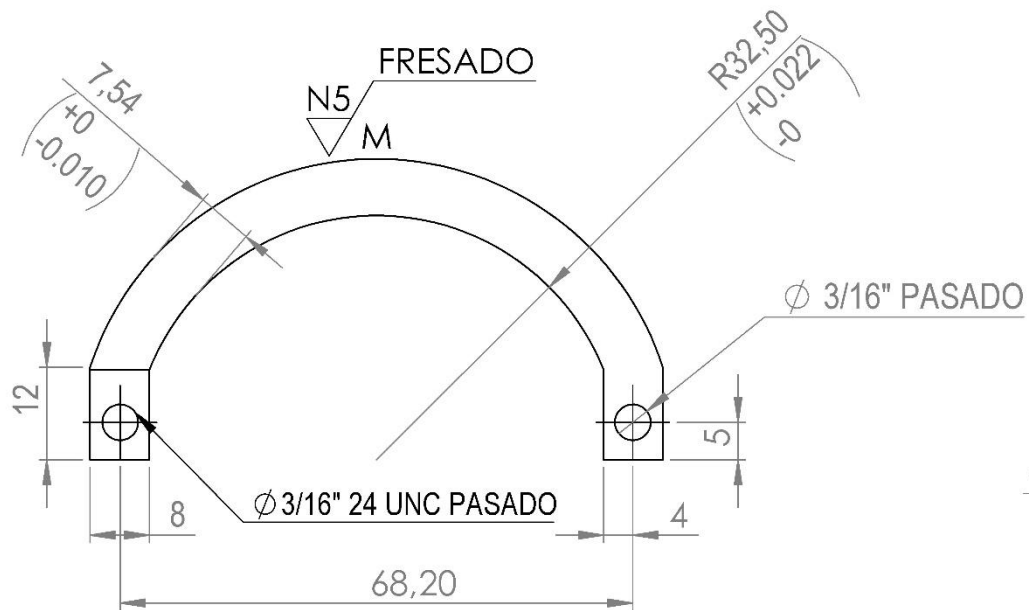
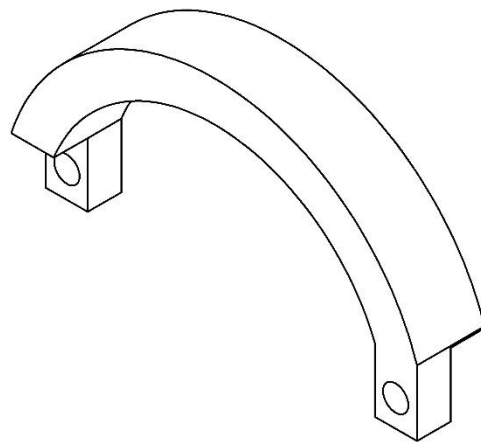
ANSI A

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



9,53





Universidad Nacional
Autónoma de México
Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

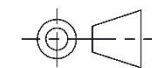
Pieza:
RODAMIENTOD

Plano No. :
OAD-ROD-508-AB

Dibujó: GMV Cotas: mm

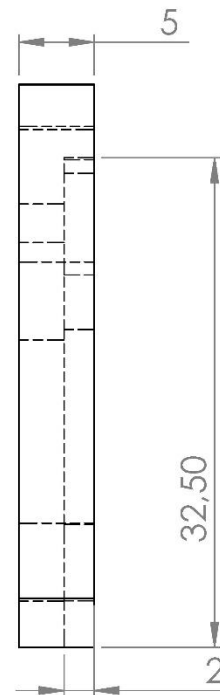
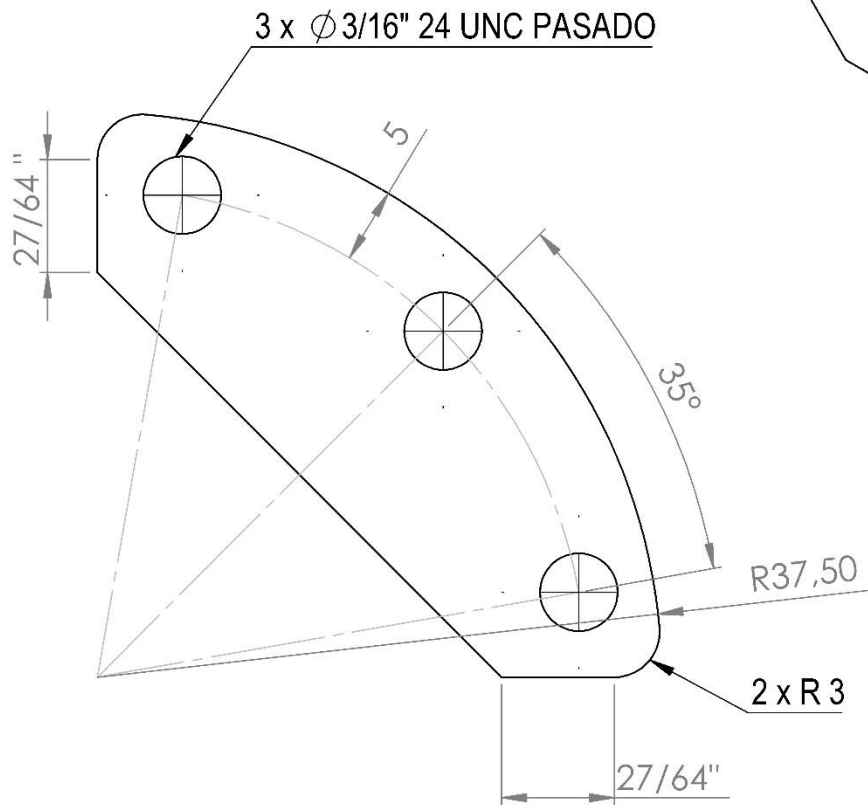
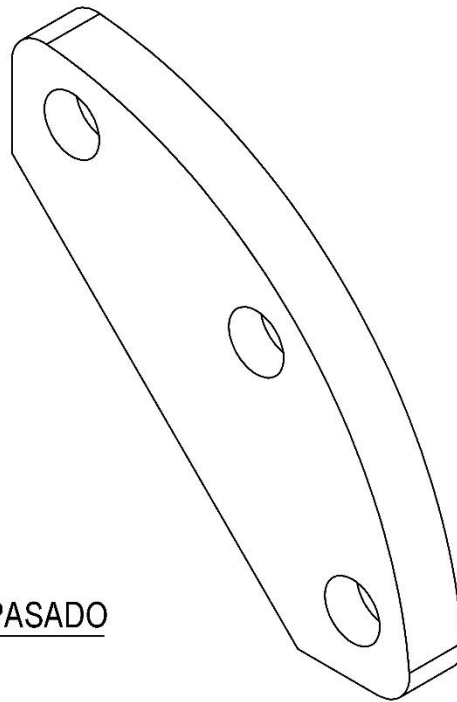
Revisó: HMA Escala: 1:1

Aprobó: HMA Fecha Rev: Enero/2016



ANSI A

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



Universidad Nacional
Autónoma de México
Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

Pieza: **UNIOND**

Plano No. :
OAD-UNI-509-AB

Dibujó: GMV

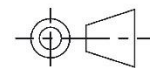
Cotas: mm

Revisó: HMA

Escala: 2:1

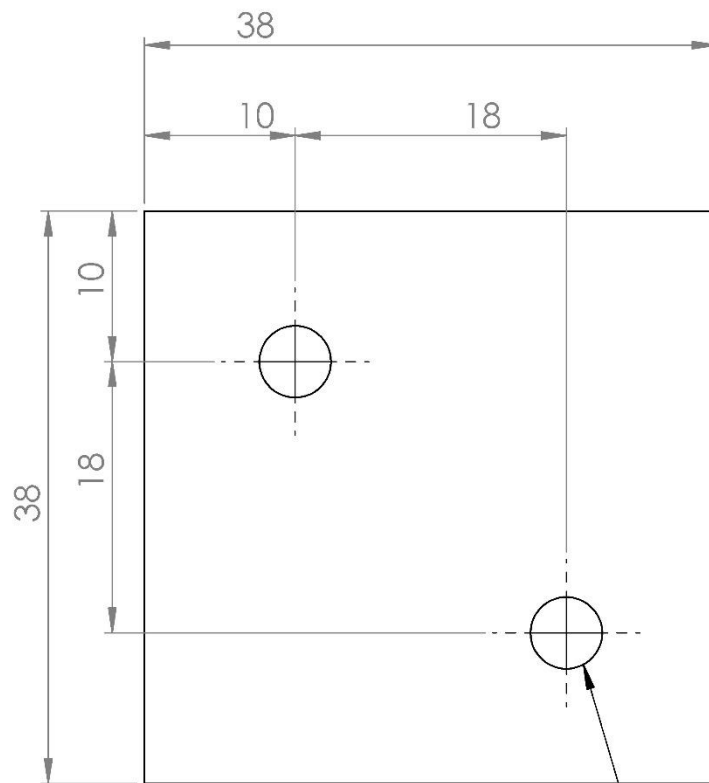
Aprobó: HMA

Fecha Rev:
Enero/2016



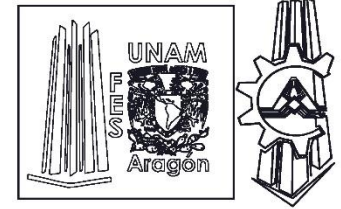
ANSI A

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



PLACA ESPESOR 3/8"

2 x ϕ 3/16" x 24 UNC PASADO



Universidad Nacional
Autónoma de México
Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

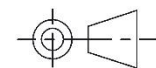
Pieza: **Base trinqueted**

Plano No. :
OAD-BAT-510-AB

Dibujó: GMV Cotas: mm

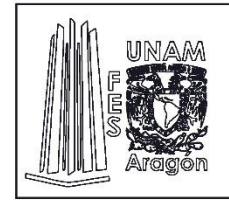
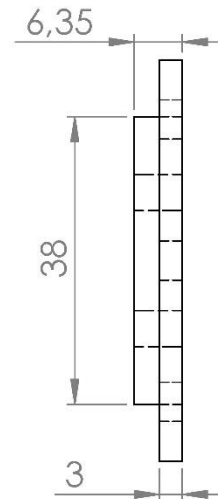
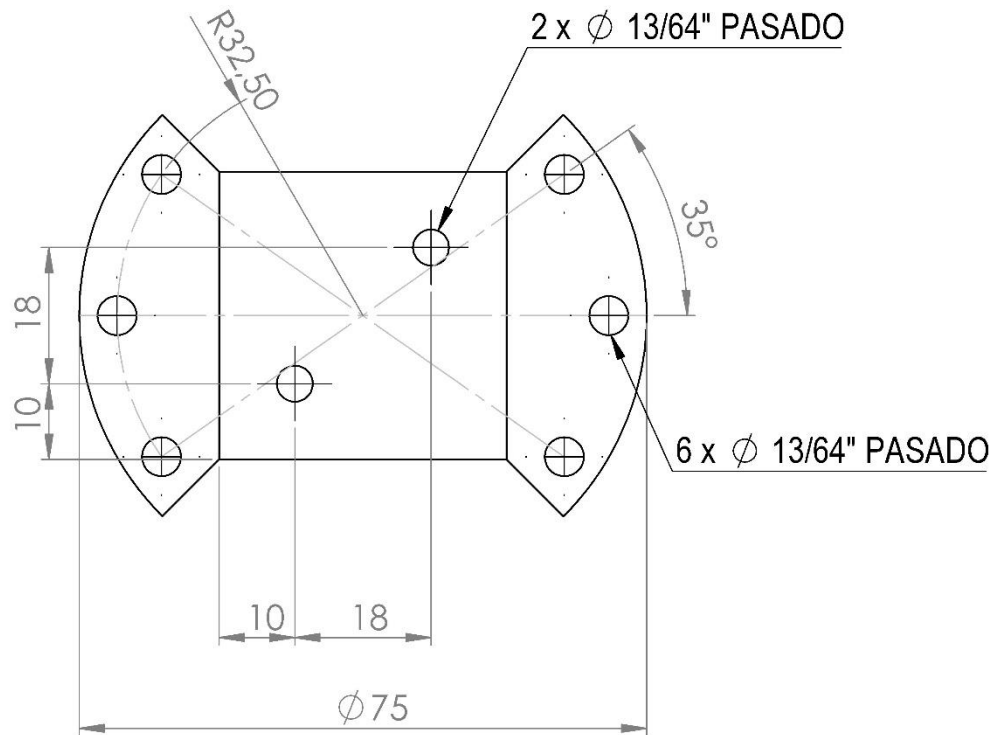
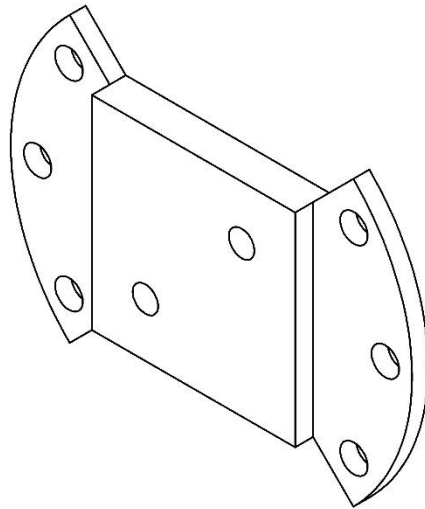
Revisó: HMA Escala: 2:1

Aprobó: HMA Fecha Rev:
Enero/2016



ANSI A

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



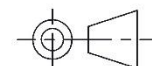
Universidad Nacional
Autónoma de México
Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

Pieza: **Tapa TrinqueteD**

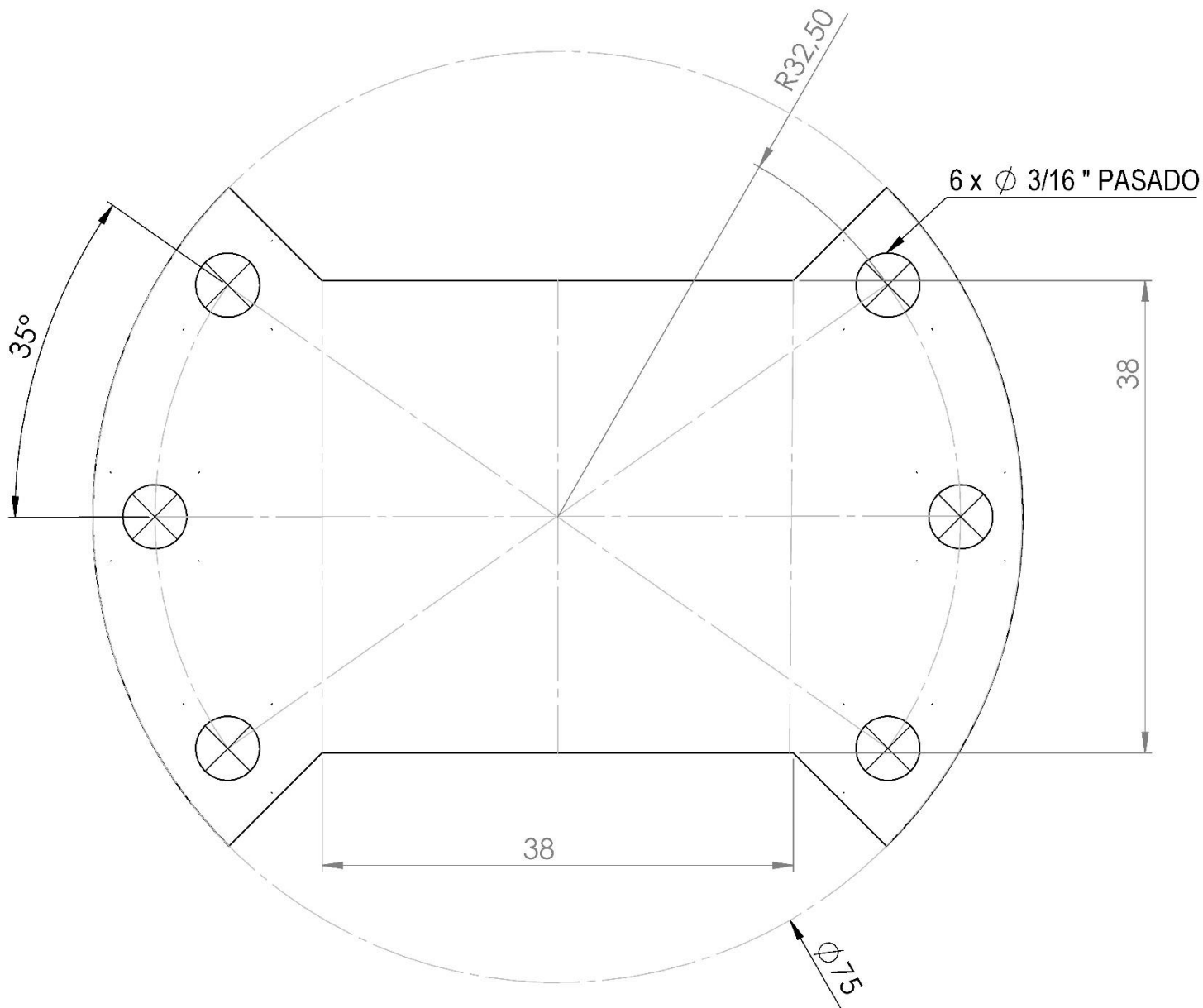
Plano No. :
OAD-TRI-511-AB

Dibujó: GMV	Cotas: mm
Revisó: HMA	Escala: 1:1
Aprobó: HMA	Fecha Rev: Enero/2016

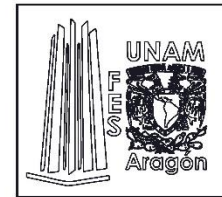


ANSI A

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



LAMINA CALIBRE 18



Universidad Nacional
Autónoma de México
Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

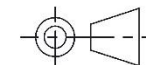
Pieza: **MANIVELAD**

Plano No. :
OAD-MAN-512-AB

Dibujó: GMV Cotas: mm

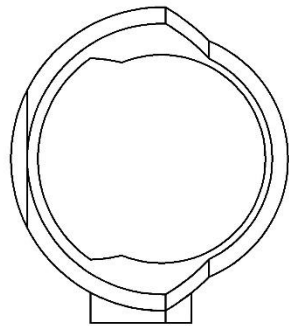
Revisó: HMA Escala: 2:1

Aprobó: HMA Fecha Rev: Enero/2016

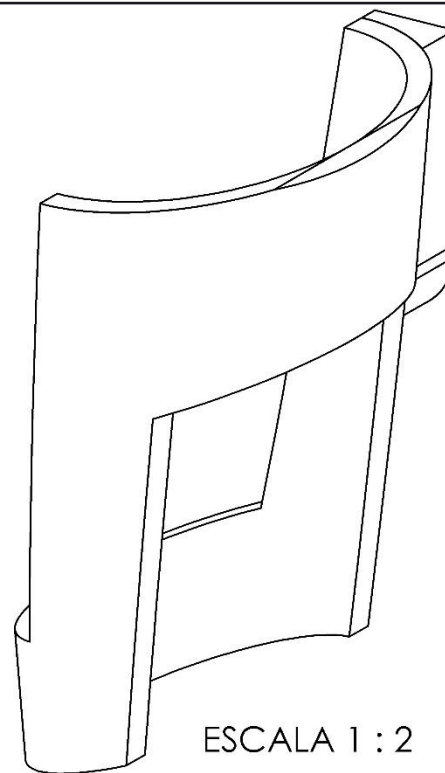


ANSI A

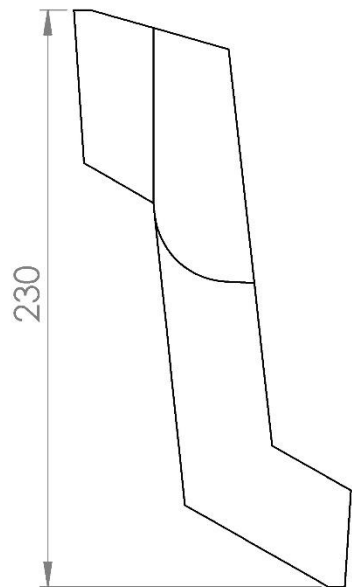
La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.



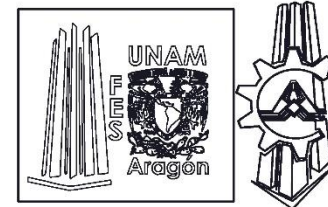
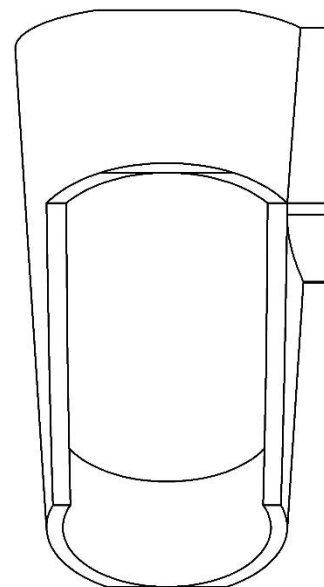
PARA FABRICAR LA INTERFAZ DE LA PANTORRILLA ES NECESARIO TENER UN MOLDE DE YESO CON LA REPLICA DE LA PANTORRILA DEL USUARIO. Y CON BASE EN EL SE DISEÑA LA INTERFAZ.



ESCALA 1 : 2



LA UNICA RESTRICCIÓN:
LA DIMENSIÓN DE LA INTERFAZ
NO DEBE SER MENOR DE 230 mm.



Universidad Nacional
Autónoma de México
Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

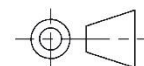
Pieza: PANTORRILLAD

Plano No. :
OAD-PAN-513-AB

Dibujó: GMV Cotas: mm

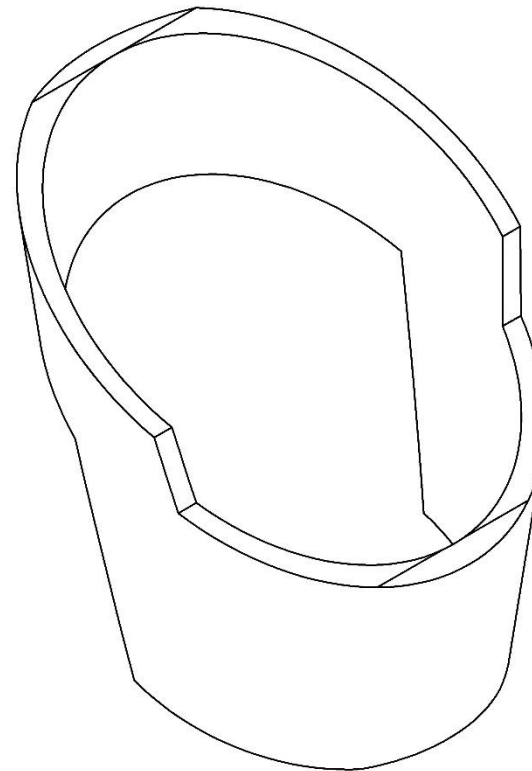
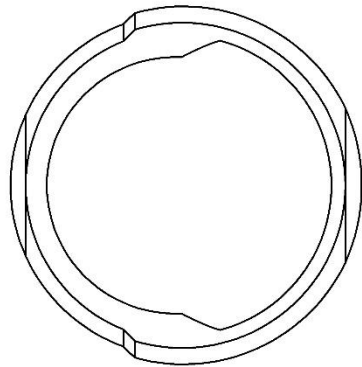
Revisó: HMA Escala: 1:3

Aprobó: HMA Fecha Rev:
Enero/2016



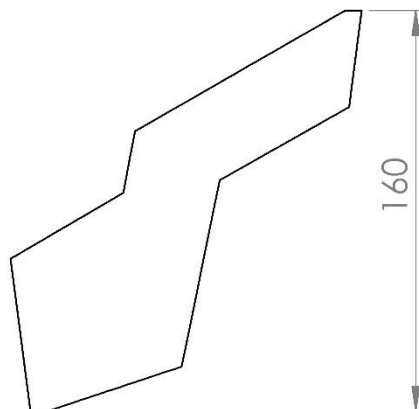
ANSI A

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.

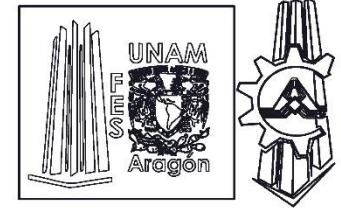
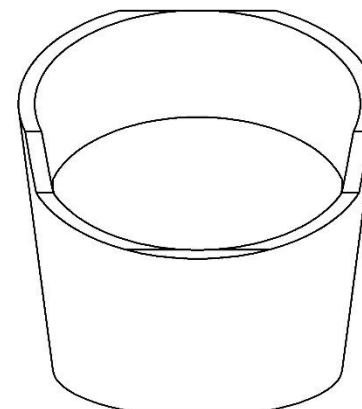


PARA FABRICAR LA INTERFAZ DEL MUSLO ES NECESARIO TENER UN MOLDE DE YESO CON LA REPLICA DEL MUSLO DEL USUARIO. Y CON BASE EN EL SE DISEÑA LA INTERFAZ.

ESCALA 1 : 2



LA UNICA RESTRICCIÓN:
LA DIMENSIÓN DE LA INTERFAZ NO DEBE
SER MENOR DE 160 mm.



Universidad Nacional
Autónoma de México
Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Proyecto:
Órtesis Asistiva de Miembro Inferior PTE

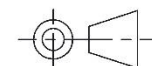
Pieza: MusloD

Plano No. :
OAD-MLO-514-AB

Dibujó: GMV Cotas: mm

Revisó: HMA Escala: 1:3

Aprobó: HMA Fecha Rev: Enero/2016



ANSI A

La información contenida en este documento forma parte del acervo patrimonial del Club de Mecatrónica. Queda prohibido el uso indebido como la distribución con fines de lucro y la divulgación del contenido de este documento, así como también cualquier modificación a la información contenida en este, el préstamo plagio de los mismos. Para hacer uso del presente se requerirá la autorización previa del M. en I. Humberto Mancilla Alonso.

ANEXO 2 PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS MATERIALES

Aluminio 6061

PROPIEDADES MECÁNICAS (1)

Aleación	Tensión				Dureza	Corte	Fatiga	Modulo
	Resistencia (Ksi)		Elongación en 2 pulg.		Brinell	Ultimo de Corte	Limite a la fatiga (2)	Modulo de elasticidad Ksi x 10 ³ (3)
	Ultimo	Cadencia	1/16" Espesor	1/2" Diámetro	500kg Balo de 10mm	Resistencia Ksi	Ksi	
6061-T6	45	40	12	17	95	30	14	10

Propiedades mecánicas aluminio 6063

PROPIEDADES MECÁNICAS TÍPICAS (a temperatura ambiente de 20°C)

Estado	Características a la tracción				Limite a la fatiga N/mm ²	Resistencia a la cizalladura τ N/mm ²	Dureza Brinell (HB)
	Carga de rotura Rm. N/mm ²	Limite elástico Rp 0,2, N/mm ²	Alargamiento A 5,65%				
0	100	50	27	110	70	25	
T1	150	90	26	150	95	45	
T4	160	90	21	150	110	50	
T5	215	175	14	150	135	60	
T6	245	210	14	150	150	75	
T8	260	240			155	80	

PROPIEDADES FÍSICAS TÍPICAS (a temperatura ambiente de 20°C)

Módulo elástico N/mm ²	Peso especifico g/cm ³	Intervalo de fusión °C	Coficiente de dilatación lineal 1/10 ⁶ K	Conductividad térmica W/m K	Resistividad eléctrica a 20°C - $\mu\Omega$ cm	Conductividad electrica % IACS	Potencial de disolución V
69,500	2,70	615-655	23,5	T1-193 T5-209	T1-3,4 T5-3,1	T1-50,5 T5-55,5	-0,80

TRATAMIENTOS DEL ALUMINIO

Estado	Tratamiento de puesta en solución T°C	Medio de temple	Tratamientos de maduración artificial. Mantenimiento a T° en horas	Maduración natural.
T4	530°C± 5 °C	Aire forzado		8 días mínimo
T5	530°C± 5 °C	Aire forzado	8 horas a 175°± 5°C ó 6 horas a 185°± 5°C	
T6	530°C± 5 °C	Agua a 40°C máximo	8 horas a 175°± 5°C ó 6 horas a 185°± 5°C	

Propiedades Nylon

	Propiedades	Unidades	Método ASTM	Nylamid M	Nylamid SL	Nylamid XL	Nylamid 6/6	Nylamid 6/6 SL	Nylamid 901
				Nylon natural	Nylon cargado con MoS ₂	Nylon lubricado con aceite	Nylon 6/6 sin carga	Nylon 6/6 cargado con MoS ₂	Nylon estabilizado al calor
MECÁNICAS	Gravedad específica, 73°F	-	D792	1.15	1.16	1.14	1.15	1.16	1.15
	Resistencia a la tensión, 73°F	psi	D638	12,000	11,000	9,900	12,000	12,500	12,000
	Módulo de elasticidad a la tensión, 73°F	psi	D638	400,000	400,000	465,000	425,000	480,000	400,000
	Elongación a la tensión (ruptura), 73°F	%	D638	20	30	50	50	25	20
	Resistencia a la flexión, 73°F	psi	D790	16,000	16,000	15,000	15,000	17,000	16,000
	Módulo de elasticidad a la flexión, 73°F	psi	D790	500,000	500,000	525,000	450,000	460,000	500,000
	Resistencia al corte, 73°F	psi	D732	11,000	10,500	9,300	10,000	10,500	11,000
	Resistencia a la compresión, 10% de deformación, 73°F	psi	D695	15,000	14,000	13,500	12,500	16,000	15,000
	Módulo de elasticidad a la compresión, 73°F	psi	D695	400,000	400,000	330,000	420,000	420,000	400,000
	Dureza Rockwell, 73°F	-	D785	M85(R115)	M80(R110)	M85(R115)	M85(R115)	M85(R115)	M85(R115)
	Dureza, Durómetro, Escala Shore "D", 73°F	-	D2240	D85	D85	-	D80	D85	C85
	Impacto Izod Dinámico (con muesca), 73°F	ft.lb./in. de muesca	D256 Tipo A	0.4	0.5	1.0	0.6	0.5	0.4
	Coef. de fricción dinámico (en seco vs acero)	-	QTM55007	0.2	0.2	0.14	0.25	0.20	0.2
	Límite PV (aplicando factor de seguridad 4:1)	ft.lb./in. ² min	QTM55007	3,000	3,000	3,000	2,700	3,000	3,000
Factor de desgaste "k" x 10 ⁻¹⁰	in. ³ -min/ft.lbs. hr.	QTM55010	100	90	90	80	90	100	
TÉRMICAS	Coef. de expansión térmica lineal (de -40°F a 300°F)	in./in./°F	E-831 (TMA)	5x10 ⁻⁵	5x10 ⁻⁵	5x10 ⁻⁵	5.5x10 ⁻⁵	4.0x10 ⁻⁵	5x10 ⁻⁵
	Temperatura de deflexión al calor a 264psi	°F	D648	200	200	200	200	200	200
	Punto de fusión	°F	D3418	420	420	420	500	500	420
	Temperatura de servicio continuo en aire (Máx.)	°F	-	200	200	200	210	220	260
	Conductividad térmica	BTU in./hr.ft ² . °F	F433	1.7	-	-	1.7	1.7	1.7
ELECTRICAS	Resistencia dieléctrica, corto tiempo	Volts/mil	D149	500	400	-	400	350	500
	Resistividad superficial	ohm/square	EOS/ESD S11.11	>10 ¹³	>10 ¹³	-	>10 ¹³	>10 ¹³	>10 ¹³
	Constrante dieléctrica, 10 ⁶ Hz	-	D150	3.7	3.7	-	3.6	-	3.7
	Factor de disipación, 10 ⁶ Hz	-	D150	-	-	-	0.02	-	-
	Flamabilidad a 3.1 mm (1/8 in.) (5)	-	UL94	HB	HB	HB	V-2	V-2	HB

Propiedades	Unidades	Método ASTM	Nylamid M						
			Nylon natural	Nylon cargado con MoS ₂	Nylon lubricado con aceite	Nylon 6/6 sin carga	Nylon 6/6 cargado con MoS ₂	Nylon esta-bilizado al calor	
Absorción de agua por inmersión, en 24hrs	% por peso	D570(2)	0.6	0.6	0.30	0.30	0.30	0.30	0.6
Absorción de agua por inmersión, hasta saturación	% por peso	D570(2)	7.0	7.0	6.0	7.0	7.0	7.0	7.0
Ácidos suaves, 73°F, ac. acético, ac. sulfúrico diluido	-	-	L	L	L	L	L	L	L
Ácidos fuertes, 73°F, ac. sulfúrico concentrado	-	-	I	I	I	I	I	I	I
Alcalinos suaves, 73°F, hidróxido de sodio diluido	-	-	L	L	L	L	L	L	L
Alcalinos fuertes, 73°F, hidróxido de sodio fuerte	-	-	I	I	I	I	I	I	I
Hidrocarburos aromáticos, 73°F, benceno, tolueno	-	-	A	A	A	A	A	A	A
Hidrocarburos alifáticos, 73°F, gasolina, hexano, grasa	-	-	A	A	A	A	A	A	A
Cetonas, ésteres, 73°F, acetona, metil etil cetona	-	-	A	A	A	A	A	A	A
Eteres, 73°F, dietil éter	-	-	A	A	A	A	A	A	A
Solventes clorados, 73°F, cloroformo	-	-	L	L	L	L	L	L	L
Alcoholes, 73°F, metanol, etanol	-	-	L	L	L	L	L	L	L
Rayos de sol en continuo, 73°F	-	-	L	L	L	L	L	L	L
Uso alimenticio	-	-	SI	NO	NO	SI	NO	NO	NO
Costo relativo (4)	-	-	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.1
Maquinabilidad relativa (1-10, 1=más fácil de maquinar)	-	-	1	1	1	1	1	1	1

QUIMICAS

OTRAS