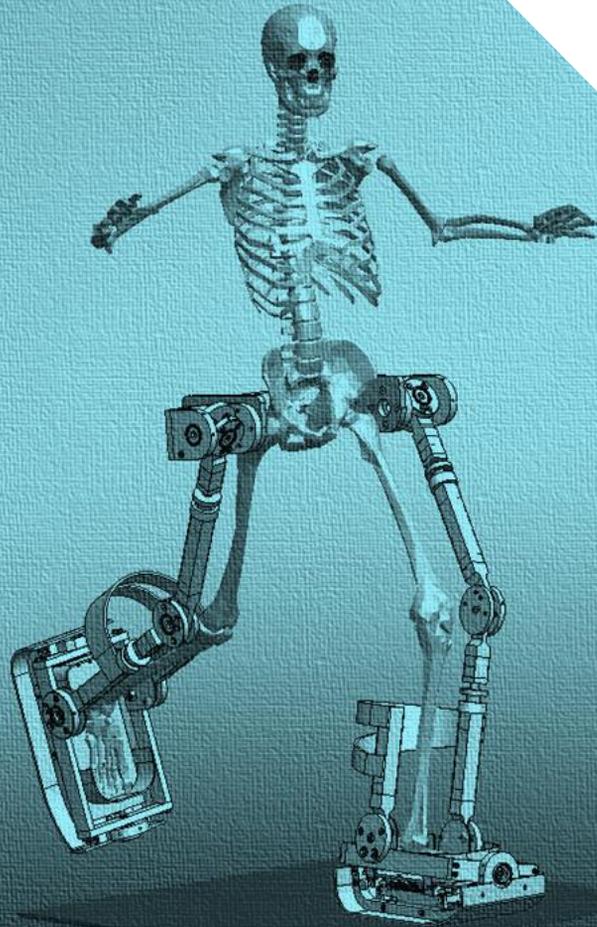


UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE INGENIERÍA

ÓRTESIS ACTIVA DE MIEMBRO INFERIOR



TESIS QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERO MECATRÓNICO

PRESENTA **MARIO ALBERTO NARVÁEZ PÉREZ**

TUTOR **M.I. HUMBERTO MANCILLA ALONSO**

MÉXICO, D.F., MARZO 2011





Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

A todos aquellos que ven en mí, parte de ustedes mismos...

CONTENIDO

	Página
PRESENTACIÓN	1
PRÓLOGO	2
INTRODUCCIÓN	4
OBJETIVOS	8
OBJETIVOS GENERALES	8
OBJETIVOS PARTICULARES	9
ANTECEDENTES	11
LAS LESIONES MEDULARES	11
ESTADÍSTICAS	11
DESCRIPCIÓN ANATÓMICA	12
LESIONES DE LA MÉDULA ESPINAL	16
CUADRO CLÍNICO	19
BÚSQUEDA DE PATENTES Y ESTADO DEL ARTE	23
EXOESQUELETOS	24
OTROS DESARROLLOS EN EXOESQUELETOS	29
ÓRTESIS ACTIVAS	30
LA MARCHA HUMANA	33
MIEMBRO INFERIOR	33
MOVIMIENTOS DE ASISTENCIA EN LA MARCHA	38
BIOMECÁNICA DE LA MARCHA HUMANA	40
SUBDIVISIÓN DEL CICLO DE LA MARCHA	41
PRUEBA ANTROPOMÉTRICA Y ESTUDIO DE LA MARCHA	47
METODOLOGÍA	51
NECESIDAD	51

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	53
SISTEMAS ÓSEO Y ARTICULAR	57
ESQUEMAS SELECCIONADOS	62
COMPOSICIÓN	65
DETALLES Y DIBUJOS DE TRABAJO	64
ARTICULACIÓN RODILLA	65
ARTICULACIÓN PIE	67
ESLABONES TIBIO-PERONEAL Y FEMORAL	69
ARTICULACIÓN CADERA	70
ARREGLO GENERAL	71
ANÁLISIS POR ELEMENTO FINITO	72
RESULTADOS Y CONCLUSIONES	80
GLOSARIO	87
REFERENCIAS	89
APÉNDICES	90
APÉNDICE 1. DATOS ANTROPOMÉTRICOS	91
APÉNDICE 2. ESTUDIO DE LA MARCHA	94
GRÁFICAS	96
APÉNDICE 3. LISTA DE PLANOS	100
APÉNDICE 4. CARTEL Y ARTÍCULO	140

PRESENTACIÓN

El inicio de una empresa, cualquiera que sea su naturaleza, exige en extenso de las habilidades del grupo de trabajo comprometido en la consecución de la meta común. El desarrollo de una **órtesis activa de miembro inferior**, es una empresa humana que integrará las capacidades de varios profesionales en muchas áreas del conocimiento para beneficio de un sector de la población mexicana.

Una empresa humana reconoce que su fin último es otorgarle beneficios a todas sus partes, desde el diseñador hasta el usuario final. De esta forma el proyecto Órtesis activa de miembro inferior (OAMI), representa la oportunidad de ensayar una empresa humana, en la que la sociedad, alumnos, investigadores y tutores obtengan algún beneficio.

Enfrentarse a una hoja en blanco siempre es complicado, aún para aquellos que han formado experiencia en su profesión; este documento representa esa primer hoja de una historia de diseño, que verá su final en tres años, plazo en el cual se tiene la esperanza de brindar a la sociedad mexicana un dispositivo de asistencia que mejore la calidad de vida de muchos mexicanos.

Aquí pues, inicia esa historia; buen viaje a los pioneros.

M.I. Humberto Mancilla Alonso.

PRÓLOGO

La ingeniería ha sido históricamente el motor de la humanidad. Partiendo exclusivamente de nuestra mente y de los materiales que la naturaleza nos ofrece, el ser humano ha construido desde ruedas rudimentarias hasta estaciones espaciales. Gracias a la constante generación de nueva tecnología, la especie humana ha tenido las herramientas necesarias para construir sociedades complejas. En el trayecto, la tecnología se ha aplicado indiscriminadamente tanto en objetivos nocivos como armas de destrucción masiva, como en objetivos benignos como tecnologías de reciclaje y protección al ambiente. En este sentido, tal vez una de las aplicaciones más nobles de la ingeniería es en el campo de la salud. Desde simples estetoscopios hasta sistemas completos de sustento vital, la combinación de los conocimientos de la medicina y la ingeniería han producido aparatos que han salvado millones de vidas y asistido en la vida de muchos más.

El trabajo que se presenta en éste documento forma parte del proyecto No. IN109109 "Órtesis adaptrónica de rodilla" del Programa de apoyo a proyectos de investigación e innovación tecnológica (PAPIIT). Éste proyecto surgió de un interés por parte de un grupo de trabajo del Departamento de Ingeniería Mecatrónica (DIM) de la Facultad de Ingeniería, para agrupar de manera sinérgica los conocimientos de electrónica, control, diseño mecánico y la caracterización biomecánica de la marcha humana, en el desarrollo de una órtesis de rodilla que se adaptara automáticamente a los cambios estáticos y dinámicos de la anatomía del paciente, y a la motilidad entre el aparato y el paciente, con aplicación directa en el ámbito de la salud. Sin embargo, durante el desarrollo del proyecto, los límites y alcances de diseño fueron modificados, desembocando en una **órtesis activa para miembros inferiores (OAMI)**, que apoyará en el proceso de la marcha a pacientes con disfunción motora en las extremidades inferiores, principalmente aquéllos que sufren paraplejía debido a lesiones en la medula espinal.

En términos de la Tecnología asistiva (TA) [1], se trata de una solución que tiene como objetivo final aportar mayor autonomía a personas con deficiencias en la marcha debido a lesiones medulares (LM), contribuir a una reincorporación parcial de sus actividades

diarias, mejorando su calidad de vida y, por otro lado, auxiliar en la rehabilitación de pacientes, siendo el caso, intensificando y automatizando dicho proceso.

Se busca que la órtesis sea un producto de innovación tecnológica con características superiores a las órtesis convencionales, y al mismo tiempo contribuya en el área del conocimiento de la bioingeniería en México. El uso de sistemas adaptables en la bioingeniería representa una importante área de desarrollo, principalmente en prótesis y órtesis, ya que éstos son capaces de adaptarse mecánicamente a las características anatómicas de los pacientes de forma dinámica. Asimismo, estos sistemas cuentan con un control robusto que se adapta a las necesidades del paciente, entre las cuales se consideran principalmente la edad y género del paciente, así como sus actividades cotidianas. En otras palabras, el sistema se adapta al ritmo de vida del paciente ofreciéndole una incorporación casi inmediata a su rutina, sin la necesidad de cuidados especiales o procedimientos de mantenimiento complicados, disminuyendo el costo del proceso de rehabilitación.

El desarrollo de este proyecto, abre la posibilidad de fortalecer las líneas de investigación en el campo de control avanzado, biomecánica, mecatrónica, tecnología de materiales, así como la integración de grupos de trabajo multidisciplinarios, con la participación directa de alumnos de nivel licenciatura y posgrado, profesores e investigadores de diferentes áreas de la ingeniería, y profesionales de la salud.

INTRODUCCIÓN

"No hay viento favorable para el que no sabe adónde va"
Lucio Anneo Séneca

Para lograr prácticamente cualquier objetivo, es necesaria una correcta planeación de los pasos encaminados a lograr el éxito. Por ello, existen diversos métodos utilizados ampliamente en la industria y la academia, que son al final de cuentas una descripción del plan de ataque de un problema en particular.

En el presente caso, debido al enfoque estructurado que ha brindado frutos en experiencias previas, se adoptó el modelo de French [2] (**Figura 1**). En la figura, las elipses representan las etapas o resultados alcanzados y los rectángulos representan actividades o trabajo en curso, con ciclos de retroalimentación que muestran las vueltas iterativas a etapas previas que frecuentemente son necesarias para alcanzar el éxito en un proyecto.

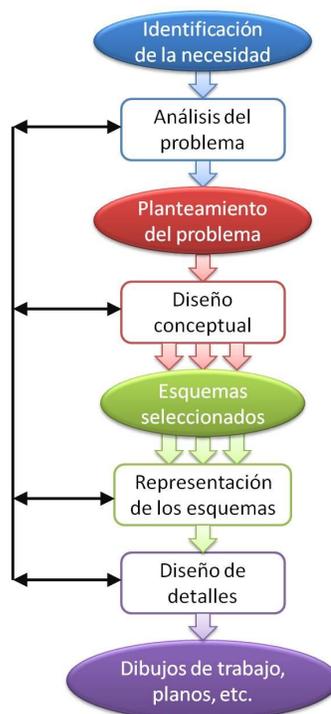


Figura 1. Diagrama del modelo de French del proceso de diseño.

Con base en el modelo de French, el primer paso fue la identificación de la necesidad, cuyo resultado es un planteamiento del problema, el cual puede tener tres elementos: a) un planteamiento del propio problema de diseño; b) las limitaciones que se imponen a la solución; y c) el criterio de excelencia hacia el que se va a trabajar.

La magnitud del presente proyecto exigió la integración de un grupo de trabajo multidisciplinario que permitiera una discusión abierta sobre los problemas, las necesidades y las soluciones que se implementaron en el diseño de la órtesis. Con la idea inicial de un aparato de rehabilitación y acondicionamiento para la rodilla, se realizó un acercamiento al Instituto Nacional de Rehabilitación (INR), con el objetivo de plantear el proyecto y tener una visión realista del mismo, y con la meta de lograr un trabajo con aplicación directa al mercado. Sin embargo, gracias al apoyo del equipo de trabajo del Laboratorio de Análisis del Movimiento (LAM) del INR, se identificó una necesidad latente en el grupo de pacientes con parálisis en los miembros inferiores debida a lesiones en la columna vertebral (particularmente en la médula espinal). Por lo que los alcances del proyecto fueron modificados, decidiéndose así que se realizaría el diseño de una órtesis activa para miembros inferiores. El siguiente paso fue la definición de las características puntuales básicas, primero del paciente y después las del dispositivo.

Teniendo como principio la colaboración mutua entre ambas instituciones (INR y UNAM) en la mayoría de las etapas de desarrollo del proyecto, el mecanismo de trabajo adoptado consistió, en un principio, en una serie de reuniones entre el equipo del LAM del INR y el equipo del DIM de la UNAM, en donde se definieron los alcances del proyecto, pacientes tipo, necesidades y la acotación de funciones del dispositivo, resumiendo lo que se puede considerar el levantamiento o estudio previo del proyecto. En la siguiente etapa, el equipo del DIM se enfocó en el proceso de diseño con el objetivo de fabricar un prototipo funcional, siendo constantemente apoyados por la experiencia del equipo del INR.

Para el análisis del problema se realizaron diversas actividades. En primer lugar, un diseño responsable debe enfocarse principalmente en los usuarios finales del producto. En el presente caso, se realizó una investigación estadística [3, 4] y clínica [5, 6, 7] del grupo de pacientes diagnosticados con LM. Comprendiendo dicha situación se puede tener un concepto más claro de las necesidades del paciente.

Un análisis del estado del arte en el diseño de órtesis activas y exoesqueletos [8, 9] ayudó a tener un panorama general de los avances y principales problemas a enfrentar en el diseño. A pesar de los grandes esfuerzos que se han dado, tanto por instituciones privadas como por universidades, e incluso departamentos gubernamentales, aún no se ha logrado un diseño integral, efectivo y autónomo, que cumpla con los requisitos necesarios para su uso cotidiano.

También fue importante estudiar el proceso de la marcha humana, iniciando por la anatomía de los elementos involucrados para caminar, los miembros inferiores [10, 11, 12] y el torso. Con ayuda de este estudio, se tuvo un entendimiento concreto de los medios físicos y la funcionalidad de cada uno de los sistemas para lograr la caminata. De la misma forma se comprendieron los retos a enfrentar desde el punto de vista mecánico, seguido de un análisis del fenómeno de la caminata, principalmente desde el enfoque biomecánico [13]. El desarrollo del ciclo de la marcha (CM) está marcado por una serie de acontecimientos que permiten realizar una subdivisión más dinámica del mismo, facilitando su descripción. Utilizando esta división, apoyados en el análisis del CM en un paciente y en la literatura disponible, se logró definir parte de los objetivos del proyecto.

Una vez visualizado un panorama más amplio, en cuanto al problema general, y concreto, en cuanto a las limitaciones de la solución, se procedió al diseño conceptual de la órtesis, segunda actividad del método de French (**Figura 1**). En ésta fase se toma el planteamiento del problema y se generan soluciones amplias, en forma de esquemas o diagramas con diferentes niveles de detalle que, después de un proceso de selección y depuración, puedan definir las funciones necesarias que debe cumplir el sistema, aparato o producto.

Para descubrir dichas funciones necesarias, se propuso el uso de una herramienta basada en analogías, que desembocó en una metodología fisiológica para el diseño de la órtesis. Inspirados en la organización del cuerpo humano utilizada en la anatomía descriptiva, se definieron los sistemas que interaccionarán para poner en funcionamiento el dispositivo, identificando los más críticos. Particularmente la interacción entre el sistema óseo y el articular es considerada en la primera etapa del diseño como el de mayor importancia, ya que ésta es la que en última instancia permitirá el movimiento de la órtesis, brindando al mismo tiempo una gran estabilidad y una eficiente transmisión de fuerzas a través de la estructura.

Dadas las características del proyecto, fue hasta este punto que se trabajó de manera general en el proyecto. Con el fin de tener una experiencia completa en un proceso de diseño, se optó por seleccionar lo que bajo el diagrama funcional propuesto representa la interacción de los sistemas óseo y articular (sistema mecánico) de la órtesis, para continuar en las siguientes etapas.

Una vez definidos los esquemas y diagramas que sirvieron como directrices de diseño, se procedió al diseño a detalle de los sistemas óseo y articular. Ésta es la última fase en método de French, en la que quedan por decidir un número muy grande de puntos pequeños pero esenciales, tales como geometrías, dimensiones, materiales, elementos comerciales, etc.

En el diseño a detalle de los elementos constitutivos del sistema mecánico de la OAMI, se tuvo como producto final, de acuerdo a lo que se muestra en la **Figura 1**, los planos con los cuales se construirá un primer prototipo funcional, que colaborará en el análisis práctico del trabajo aquí presentado.

Por último, se presentan los resultados y las conclusiones que se han obtenido a la fecha, con el objetivo de una evaluación concreta y honesta de la aportación efectuada. Este examen puede ser de gran utilidad en las siguientes etapas de desarrollo del proyecto, tomando en cuenta no sólo los puntos a favor, sino los errores cometidos y su corrección.

OBJETIVOS

El proyecto en general, como se comentó previamente, representa un esfuerzo en conjunto de académicos, estudiantes y profesionales de la salud, estructurado en un plan de trabajo de tres años. Por ello, se hace necesario acotar los objetivos globales del proyecto y los alcances particulares del autor, que se reportan en el presente documento.

Objetivos generales

- Investigar y analizar la cinemática y dinámica de la marcha humana.
- Diseñar un dispositivo mecatrónico versátil, ligero y dinámico desde el punto de vista del producto.
- Realizar la instrumentación necesaria para detectar de forma precisa las señales que gobiernan los movimientos durante la marcha, así como las que serán utilizados para el lazo de control.
- Modelar, implantar y sintonizar un control robusto y adaptable, capaz de reproducir las señales y las trayectorias correspondientes a las de los movimientos naturales (correr, saltar, caminar cargando, etc.), considerando en todo momento la seguridad del paciente.
- Fabricar un prototipo funcional para someterlo a pruebas exhaustivas de ergonomía, fatiga, resistencia, funcionalidad y autonomía.
- Consolidar las líneas de investigación relacionados con el diseño mecánico, teoría de control, instrumentación y bioingeniería.
- Formación de recursos humanos con alumnos de nivel licenciatura y posgrado, que participen directamente en un proyecto de desarrollo e innovación tecnológica.

Objetivos particulares

Tomando como base los objetivos generales, y teniendo como referencia los resultados de las diferentes reuniones realizadas con el equipo de trabajo involucrado en el proyecto, se definieron los siguientes objetivos particulares del autor:

- Investigar, documentar y analizar la cinemática y dinámica de la marcha humana, incluyendo aspectos anatómicos y fisiológicos.
- Realizar el diseño conceptual de los sistemas que conformarán el arreglo general del dispositivo.
- Diseñar un prototipo mecánico funcional para someterlo a pruebas de funcionalidad, y comprobar fundamentos teóricos utilizados.

El presente documento representa el resultado del proceso de diseño que fue implementado para cumplir con los objetivos antes planteados. Más que la solución total de los objetivos generales del proyecto, la idea es dejar las bases del proyecto correctamente fundamentadas, diseñando un prototipo funcional que compruebe la validez de las teorías utilizadas durante el proceso. Basándose en los resultados de las pruebas que se realicen al prototipo, se generarán las líneas de investigación relacionadas a cada uno de los sistemas identificados. De manera coloquial, se busca hacer de esta tesis un semillero de temas o líneas de desarrollo, que en conjunto completen las expectativas del proyecto.

El diseño de dispositivos médicos, por más sencillos que éstos sean, es un tema delicado, debido principalmente a su interacción tan estrecha con sus usuarios, llegando en algunos casos a depender la vida del paciente. El camino que va desde la idea hasta el producto, en este campo, no puede ser corto. Tomando en cuenta esto, la Administración de Comida y Drogas de los Estados Unidos (FDA por sus siglas en inglés) ha propuesto el ciclo de vida de productos médicos mostrado en la **Figura 2**.

Este ciclo, ampliamente aceptado para el desarrollo de productos con el citado fin, describe cómo debe ser el proceso de diseño que se debe seguir en el campo de los dispositivos médicos. Iniciando por el concepto o la idea en la que se basará el funcionamiento del aparato, debe pasar por una etapa de prototipo, donde dicha idea se

aterrizará y materializará, debiendo cumplir con la reglamentación necesaria y sobre todo, comprobar que no causará daño alguno al usuario. Una vez aprobada dicha etapa, deberá pasar por los procesos preclínicos y clínicos, donde se someterán a pruebas más exhaustivas con pacientes en diferentes condiciones, haciendo constatar la ausencia de daños posibles. En este punto, el producto deberá haber aprobado todas las pruebas necesarias para su manufactura en serie, su distribución y promoción, iniciando su etapa de uso comercial. Por último, como la mayoría de los productos en un mercado, llegará su etapa de obsolescencia, ya sea por su actualización o por condiciones externas. Basándose en una prospectiva razonable, los alcances de la presente tesis se limitan a las primeras dos etapas, concepto y prototipo.

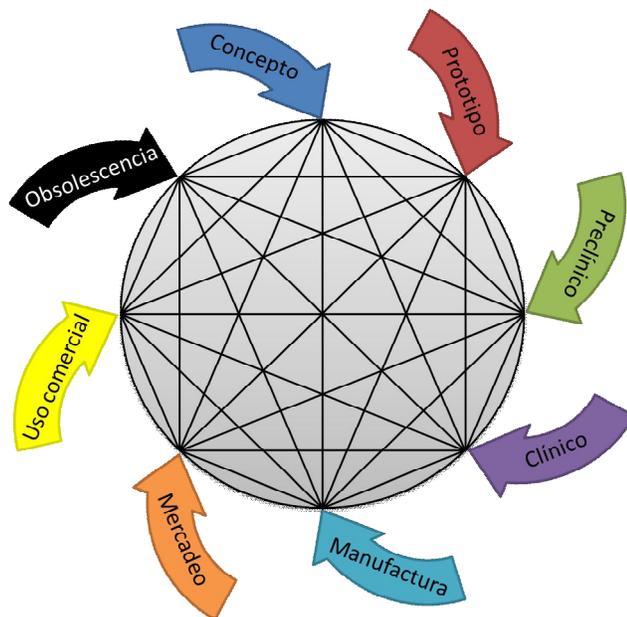


Figura 2. Ciclo propuesto por la FDA de vida de productos médicos.

Como en la mayoría de los modelos de diseño, una de las características más importantes de este ciclo es la relación cercana de todas las etapas a través de la retroalimentación, la iteración y la reingeniería. Para cada una de las etapas mostradas en la **Figura 2** existe una línea que la une con las demás, dejando en claro que, sin importar la etapa de desarrollo en la que se encuentre, se debe tener la flexibilidad de regresar a una etapa anterior, en el caso de que los resultados no sean del todo satisfactorios.

ANTECEDENTES

Las lesiones medulares

Estadísticas

En México no existen informes exactos de la frecuencia y la prevalencia de la lesión medular (LM) [3]; sin embargo, se estima que hay una incidencia de 18.1 por millón de habitantes cada año, y que sucede más en hombres que en mujeres, en edad productiva, es decir, entre los 16 y 35 años de edad. Estos datos son muy similares a los que se presentan en todo el mundo.

En Estados Unidos (EU), existen 250,000 lesionados medulares [4] y, alrededor de 11,000 individuos cada año sufren LM. Es probable que dichos datos estén subestimados, ya que no se registran los casos en los cuales la víctima muere inmediatamente después de la lesión, o en los que existen otras anomalías neurológicas secundarias al trauma, pero no clasificadas como LM.

De acuerdo con estadísticas elaboradas en la Universidad de Alabama en 2002, se sabe que en ese país 82% de los pacientes con LM es del sexo masculino, 56% de las lesiones ocurren entre los 16 y los 30 años, siendo 31 la edad moda.

La lesión medular es consecuencia de:

- Accidentes vehiculares (37%)
- Actos violentos (28%)
- Caídas (21%)
- Accidentes deportivos (6%)
- Otros (8%)

El 47% de las LM ocasionan paraplejia, mientras que 52% resultan en cuadriplejia. Hasta 45% de las lesiones corresponden a anormalidades completas (pérdida total de sensación y función por debajo del nivel de la lesión) y 55% a incompletas (pérdida parcial de la función).

Por desgracia, sólo 0.9% de las LM experimentan una recuperación total y, si bien es posible una mejoría neurológica local, la lesión completa no presenta una recuperación distal motora. El 89% de todas las LM son dadas de alta y regresan a sus hogares, solo el 4.3% son trasladados a casas de asistencia.

La lesión medular es un problema que afecta sobre todo a la población en edad laboral y, por lo tanto, sus repercusiones rebasan el ámbito familiar, como lo demuestra el 63% de desempleo entre los lesionados medulares a 8 años después de su lesión. La LM es irreversible para casi la totalidad de las víctimas, y en la actualidad, los tratamientos existentes consisten en la asistencia y la estabilización espinal.

Descripción anatómica

La lesión medular se produce al alterarse la anatomía y funcionamiento normales de la médula espinal [5], la cual es una estructura que junto con el encéfalo forma el Sistema Nervioso Central (SNC), y que se encuentra situada en el canal que forman las vértebras al apilarse y unirse entre sí para formar la columna vertebral: el canal vertebral. A continuación se describirá la anatomía normal tanto del estuche óseo (la columna vertebral) como de la médula espinal.

La columna vertebral

Está formada por 26 huesos de tipo irregular articulados entre sí de tal forma que dan lugar a una estructura curvada y flexible [5]. Constituye el apoyo axial del tronco y se extiende desde el cráneo, al que sujeta, hasta su punto de anclaje en la pelvis, en donde transmite el peso del tronco a los miembros inferiores. Recorriendo su cavidad central está la médula espinal, a la que rodea y protege. Además, la columna es el punto de anclaje de las costillas y los músculos de la espalda.

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

La columna mide unos 70 cm de largo en el adulto medio y tiene cinco divisiones principales: cervical, dorsal (torácica), lumbar, sacro y coxis. La columna tiene una serie de curvaturas fisiológicas en el plano sagital. Éstas curvas le dan a la columna su forma de S itálica, lo que aumenta la resistencia y flexibilidad de la columna haciéndola funcionar más como un muelle que como una barra rígida.

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

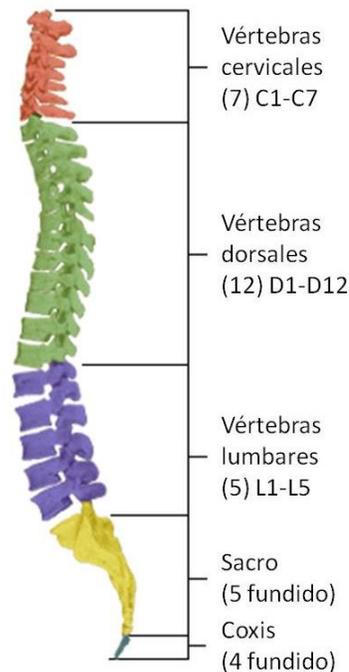


Figura 3. Niveles vertebrales.

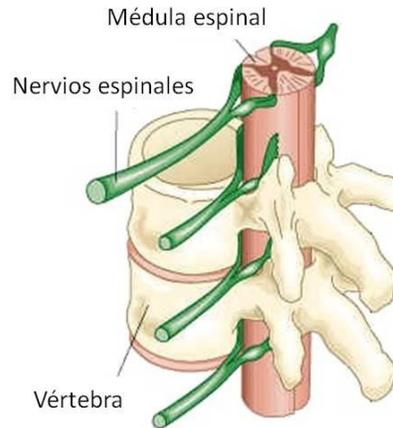


Figura 4. Sección de la médula espinal.

La medula espinal

La médula espinal es la parte inferior del sistema nervioso central (SNC) [5]. Nace a partir del bulbo raquídeo, sale por el agujero magno del occipital y se extiende, a lo largo del canal raquídeo de la columna vertebral, hasta la altura de la primera o segunda vértebras lumbares. Está alojada en la cavidad raquídea y protegida por las vértebras y las meninges. Mide aproximadamente 43 cm de largo y 1.8 cm de grueso. Constituye una vía de conducción bidireccional de los impulsos nerviosos desde y hacia el cerebro.

En el ser humano, salen de la médula 31 pares de nervios espinales que emergen por los agujeros de conjunción entre una vértebra y otra. Al igual que la columna vertebral, la médula también se divide en segmentos, aunque no son evidentes a simple vista. Cada segmento medular, llamado metamera, está definido por un par de nervios espinales que salen de la médula en cada nivel segmentario y son numeradas según el nivel del que salen. Son ocho los nervios cervicales (C1-C8), doce los dorsales (D1-D12), cinco los lumbares (L1-L5) y cinco los sacrales (S1-S5). El segmento que va de la C5 a la D1 de la médula espinal inervan la extremidad superior (**véase figura 5**), y el segmento que va de la D12 a la S4 inervan a la extremidad inferior; estas dos secciones de la médula tienen la mayor significación clínica.

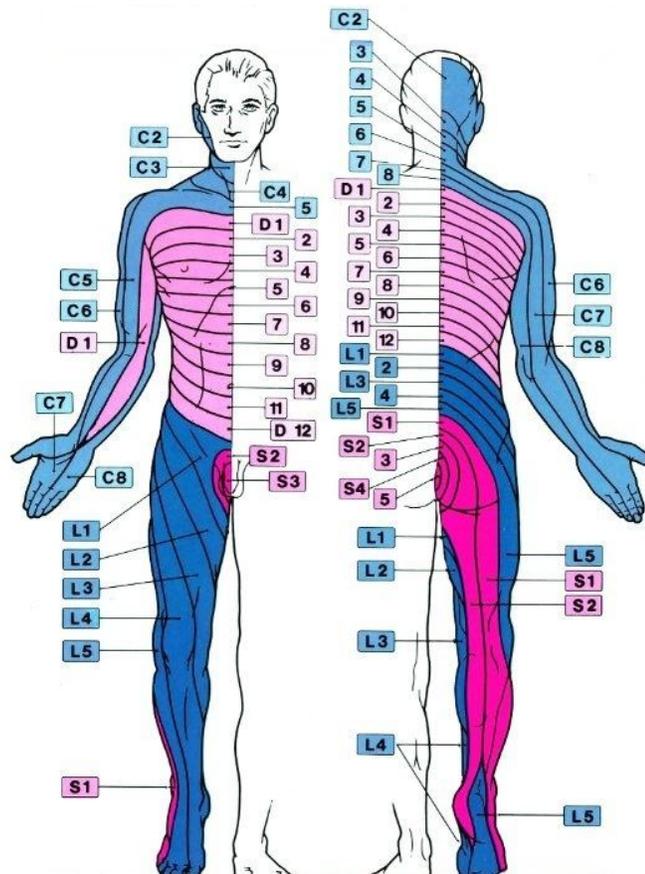


Figura 5. Distribución de niveles medulares.

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

El denominador común en las lesiones de la médula o de alguna raíz nerviosa estriba en el patrón segmentario de alteración de la capacidad motora, la sensación y los reflejos en las extremidades. La evaluación de la integridad de los niveles neurológicos depende del conocimiento de los dermatomas, miotomas y reflejos, los cuales se ven afectados de acuerdo al nivel neurológico dañado, si la alteración lesiona a la médula espinal o a las raíces nerviosas que salen de ella.

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

pérdida de la sensibilidad al dolor y ausencia de reflejos dependiendo del nivel. En vista que el presente trabajo se basa en el diseño de un aparato para miembro inferior, en la siguiente tabla se presenta la relación entre los músculos más importantes del miembro inferior, con el nivel neurológico y el nervio correspondientes.

Tabla 1

Músculo	Nivel neurológico		Nervio
Flexores de la cadera	L-1,2,3		
Aductores de la cadera	L-2,3,4		Obturador
Cuádriceps	L-2,3,4		Crural
Tibial anterior	L-4,5		Tibial anterior
Tibial posterior	L-4,5		Tibial posterior
Glúteo medio	L-4,5	S1	Glúteo superior
Tendones de la corva mediales	L-4,5	S1	Ciático, porción tibial
Extensor común de los dedos del pie	L-5	S-1	Tibial anterior
Extensor propio del 1er. dedo del pie	L-5	S-1	Tibial anterior
Peroneos	L-5	S-1	Muscular y cutáneo de la pierna
Pantorrilla	L-5	S-1,2	Tibial
Tendones de la corva laterales	L-5	S-1,2	Ciático, porción tibial
Glúteo mayor	L-5	S-1,2	Glúteo inferior
Flexor largo del 1er. dedo del pie	S-1,2		Tibial
Flexor largo común de los dedos del pie	S-1,2		Tibial
Intrínsecos de los dedos del pie	S-2,3		Plantares lateral y medial
Perineo	S-2,3,4		

Lesiones de la médula espinal

Existen varias afecciones que amenazan a la médula espinal y su correcto funcionamiento, unas son enfermedades degenerativas y otras son resultado de hábitos negativos o accidentes repentinos.

Discos lumbares herniados

Los discos lumbares, al igual que los cervicales, por lo general sufren herniación en su parte posterior y no en la anterior, a un lado más que en la línea media, y por lo general comprime sólo una de las dos raíces nerviosas de cada nivel. La raíz nerviosa por lo general es afectada sólo en herniaciones del disco localizado por arriba de su punto de salida.

Las articulaciones L4-L5 y L5-S1 son las que tienen mayor movimiento en la porción lumbar de la columna. Esta característica origina una mayor posibilidad de trastorno, y la frecuencia de discos herniados es mayor en dichas articulaciones que en cualquier otro espacio de la región lumbar. En ocasiones una raíz nerviosa puede conducir elementos de raíces nerviosas adyacentes, en consecuencia, la herniación de un solo disco puede afectar a dos raíces nerviosas. A veces se presenta herniación de disco en varios niveles, lo cual da un patrón neurológico atípico.

Trastorno dorsal

Algunas personas a menudo sufren de dorsalgia baja como consecuencia de levantar objetos pesados, de alguna caída o tras algún accidente automovilístico. Esta dorsalgia irradia en grados variables alrededor de las crestas iliacas posteriores y superiores y hacia la parte posterior de la pierna.

Paraplejia

Es la parálisis completa o parcial de las extremidades inferiores y porción inferior del cuerpo. Es causada con mayor frecuencia por lesión traumática de la columna vertebral, pero también puede ser debida a varias enfermedades, tales como mielitis transversa, lesiones quísticas de la médula y paraplejia de Pott (producida por tuberculosis), así como otra serie de trastornos. Ocurre raras veces tras la consecuencia de la pérdida de la irrigación sanguínea de la médula espinal, y por la escisión de un disco dorsal herniado.

Lesión medular completa a nivel dorsal (torácico)

Los músculos intercostales, abdominales y paravertebrales son inervados en forma segmentaria. Como consecuencia de este tipo de lesiones la función intestinal y de la vejiga se encuentra ausente, el paciente no puede orinar en un chorro, a medida que el choque medular se desvanece, el esfínter anal se contrae y el reflejo anal se torna hiperactivo, no hay control voluntario de las dos funciones. Por lo general no hay sensación por debajo de la banda sensorial del nivel afectado (**Figura 5**) Hay parálisis completa de las extremidades inferiores y ausencia de reflejos patelar y aquileo.

Para valorar el pronóstico del paciente es importante evaluar la función de los músculos abdominales y paravertebrales, que son los que ayudan a mantener el equilibrio para sentarse, ponerse de pie y caminar durante la rehabilitación.

- D1 a D8. En general, un parapléjico con lesión en cualquier sitio en este segmento puede efectuar de forma independiente todas las actividades en silla de ruedas, sin embargo, los movimientos más complejos, como el incorporarse desde el suelo y subir las banquetas en una silla de ruedas, son más difíciles para quienes tienen lesiones de D1 a D4.
- D6. Un sujeto con paraplejía por afección de D6 tiene íntegra su musculatura de las extremidades superiores y del tórax, y puede equilibrarse por sí mismo.
- D9 a D12. Un paciente parapléjico con una lesión de D9 a D12 puede caminar por sí solo con un aparato ortopédico colocado a todo lo largo de sus piernas y con muletas.
- L1 a L3. Un paciente con lesión en esta región y estabilidad pélvica puede ambular con soportes en sus piernas y muletas para antebrazo si lo desea.

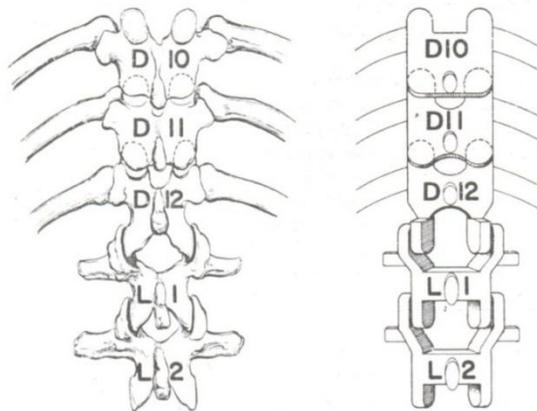


Figura 6. Equivalencia biomecánica de la región dorsal-lumbar.

Aunque la paraplejía puede obedecer a una lesión localizada en cualquier parte desde D1 a L1, el sitio más común para una lesión es entre D12 y L1. Muchas de las otras vértebras torácicas tienen un movimiento más limitado debido a la parrilla costal. Este mayor grado de concentración de movimiento en las articulaciones de D12 y L1 da lugar a puntos de fuerza excesiva (concentradores de esfuerzo), aumentando la posibilidad de fracturas y paraplejía subsecuente.

Cuadro clínico

El mecanismo de producción de la LM, es complejo: rotación, hiperflexión, hiperextensión, compresión, fenómenos de estiramiento, etcétera; son movimientos que pueden producir la lesión [5]. La LM es una enfermedad multidisciplinaria, en cuyo tratamiento debe existir una estrecha colaboración de médicos de urgencia, rehabilitadores, ortopédicos, intensivistas, etcétera [6]. Cualquier traumatismo o enfermedad que lesione la médula espinal, producirá como consecuencia alteraciones motoras, sensitivas, viscerales, sexuales y tróficas. Instalada la lesión, el paciente pasa por tres etapas bien definidas:

- a) Fase de choque medular.
- b) Fase de retorno de la actividad medular refleja.
- c) Fase de adaptación o automatismo medular.

En la última fase, una vez superadas las críticas etapas anteriores, el paciente se adapta a su nueva situación, tanto psicológica como orgánicamente. Es en esta fase cuando se establecen el tipo de alteraciones o complicaciones que se presentarán de manera regular o constante en el paciente para el resto de su vida. De acuerdo al aparato involucrado, las más comunes son [6, 7]:

Aparato locomotor

Parálisis segmentaria.

Es la ausencia de control muscular. En términos generales, se dividen en dos grandes grupos: paraplejía o tetraplejía, dependiendo del nivel de la lesión. La marcha sólo es posible en un pequeño número de lesionados.

- En lesiones por debajo de L5, el déficit motor es discreto.
- En lesiones de nivel L5, es posible la marcha con dos bastones.
- En lesiones L3-L4, se precisan aparatos cruro-pédicos, con dos bastones, y la marcha es en cuatro o dos tiempos.
- En lesiones L1, es igual que en el anterior, pero la marcha solo es posible en cuatro tiempos.

- En lesiones D10, se necesitan unos aparatos largos, con cesta pélvica, y la marcha sólo es pendular.
- En lesiones por encima de D10, la marcha es casi imposible.

Calcificaciones extra-articulares

La pequeñas hemorragias asociadas a movimientos bruscos pueden ser responsables de esta complicación; existe formación de tejido óseo en las partes blandas próximas a algunas articulaciones, más frecuentemente a nivel de caderas, codos y rodillas. A consecuencia de estas calcificaciones, existe una disminución progresiva de la amplitud articular hasta llegar a la anquilosis.

Osteoporosis

Durante el primer año, tras la lesión medular se produce una pérdida de la masa ósea con osteoporosis y aumento de la fragilidad ósea por debajo de la lesión, con el consiguiente riesgo de fracturas ante traumatismos mínimos.

Espasticidad

Es el aumento de tono patológico, que aparece en algunos lesionados, una vez pasado el shock medular. Se acompaña de espasmos, que pueden llegar a ser muy importantes y limitantes para los enfermos.

Deformidades

Las más frecuentes en miembros inferiores son: pie equino y contractura de abductores de cadera.

Aparatos cardiovascular y respiratorio

Trombosis venosa profunda y embolia pulmonar

La disminución de la velocidad respiratoria se debe a una parálisis muscular, ausencia de control vasomotor o reposo prolongado en cama, también provoca fatiga. El tratamiento consiste en cambio de decúbito, elevación de los miembros inferiores, vendas compresivas, ejercicios respiratorios y movilización pasiva de los miembros inferiores.

Disreflexia autónoma

Consiste en una respuesta exagerada del sistema nervioso vegetativo ante estímulos noxious por debajo del nivel medular donde ocurrió la lesión, que cursa con un reflejo simpático exagerado y masivo. Esto produce vasoconstricción por debajo del nivel y vasodilatación por encima, lo que ocasiona un cuadro clínico caracterizado por hipertensión arterial con cefalea pulsátil.

Hipotensión ortostática

Los cambios bruscos de decúbito para bipedestación, provocan un cuadro de hipotensión ortostática caracterizada por mareos, vértigos, debilidad, zumbidos, taquicardia y cefalea. Los pacientes por debajo de D5 no provocan manifestaciones tan evidentes.

Crisis autonómica hipertensiva

Presentes en lesiones de D5 a D6, se caracteriza por fenómenos de vasodilatación cutánea a nivel de la cabeza y cuello, bradicardia, cefalea intensa, hiperhidrosis, como respuestas a estímulos aferentes como la distensión de vísceras (vejiga, intestino), infecciones, etc.

Aparatos digestivo y urinario

Infección del tracto urinario

Es la complicación más frecuente del aparato urinario y, en varias ocasiones, la más frecuente de todas las que pueden presentar estos pacientes. Su principal causa es la presencia de sondas vesicales permanentes con mal vaciamiento vesical.

Litiasis

Es muy frecuente por la alteración del vaciamiento secundario a la vejiga neurógena.

Estreñimiento

Es el problema más frecuente del aparato digestivo en el lesionado medular, y llega a aparecer en un 58% en algunos estudios. Su causa es el intestino neurógeno propio de este tipo de pacientes, aunque a veces lo provoca el paciente mismo para mejorar su vida social.

Hemorroides

Son una complicación habitual del lesionado medular, y en la mayoría de los casos son secundarias al estreñimiento. Pueden originar anemias crónicas por hemorragia.

Íleo paralítico

En pacientes con grave estreñimiento crónico se pueden producir íleos obstructivos, sobre todo por impactación de fecalomas

Complicaciones urinarias e intestinales

Insuficiencia renal, éstasis gaseoso, abdomen agudo.

Sistema integumentario

Úlceras de presión

La presión continua sobre una eminencia ósea lleva al déficit circulatorio, isquemia, la cual evoluciona para necrosis, con la consecuente formación de una úlcera. La manera de prevenir estas úlceras es cambiando de posición al paciente en periodos de no más de dos horas.

Alteraciones de la regulación térmica

Es más frecuente entre más alta es la lesión. Hipotermia o hipertermia.

Alteraciones de la sudoración

Esta complicación aumenta la probabilidad de infecciones cutáneas, sobre todo en pliegues.

Búsqueda de patentes y estado del arte

En las últimas cinco décadas se ha intensificado el desarrollo de exoesqueletos y órtesis activas [8, 9]. Aunque aún persisten varios retos por cumplir, los avances en el campo han sido considerables.

Existen dos principales ramas de desarrollo en este tipo de dispositivos, definidas por su objetivo de uso. El término exoesqueleto es usado para describir un aparato que aumenta el desempeño del usuario, ya sea para acrecentar su fuerza, su resistencia, etcétera. Por otra parte, las órtesis activas asisten a personas con discapacidades motoras. A pesar de las diferencias en sus aplicaciones, ambas enfrentan varios problemas y restricciones parecidas.

Lamentablemente existe poca información técnica sobre el desarrollo de estos dispositivos, debido principalmente a cuestiones de seguridad atribuida a su financiamiento, y a una falta de colaboración y divulgación entre la comunidad científica de esta rama.

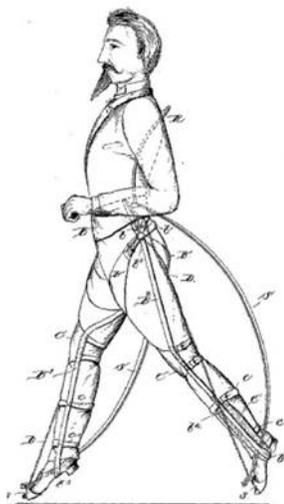


Figura 7. Apoyo para correr de Yagn.

Exoesqueletos

Apoyo para correr de Yagn

Se considera con la primera mención de un aparato con características exoesqueléticas. Patentado en E.UA en 1890 (patente No. 420 179), fue ideado para aumentar la potencia de la caminata y los saltos. Se desconoce si fue construido o demostrado exitosamente. Su diseño es puramente mecánico e impulsado por el usuario.

Suplemento ortopédico energizado

Desarrollado por Zarodny de la armada de los EUA en 1951 y reportado en 1963, fue un dispositivo de tres grados de libertad neumático con el objetivo de aumentar las capacidades de carga del usuario, específicamente un soldado. El reporte técnico realizado (el cual no es fácilmente localizable) es considerado como la primera publicación donde las complicaciones de ingeniería en el diseño de un exoesqueleto son tomadas en cuenta, identificando varios de los aspectos fundamentales más difíciles en la implementación de este tipo de dispositivos, tales como fuentes de energía portables, sensado y control, interacción física con el usuario y la afectación de la biomecánica de la marcha.



Figura 8. Hardiman.

Hardiman

General Electric Research en colaboración con investigadores de la Universidad de Cornell y con el financiamiento de la oficina de investigación naval de los USA, construyeron en los 60's un exoesqueleto completo de 30 GDL y 680 kg, cuyo objetivo era aumentar la fuerza de su usuario a una razón de 25:1, utilizando para ello actuadores hidráulicos. Una patente archivada en 1966 describe lo que se presume es el concepto inicial del Hardiman. Aunque se tuvieron resultados satisfactorios con los aspectos de amplificación de los brazos, problemas con los miembros inferiores nunca fueron resueltos y el dispositivo completo nunca fue encendido con un individuo dentro.

Pitman

Jeffrey More del Laboratorio Nacional de Los Alamos a mediados de los 80's escribió un artículo sobre un concepto de exoesqueleto para aumentar las capacidades de los soldados. Aunque el diseño jamás fue implementado, su aportación fue plantar la semilla que creció en el programa de exoesqueletos de la Agencia de Proyectos de Investigación Avanzada de la Defensa de los EUA (DARPA por sus siglas en inglés) una década después.

A principio de la presente década (2001), la DARPA inició su programa Exoesqueletos para el Aumento del Rendimiento Humano (EHPA por sus siglas en inglés) cuyo objetivo es incrementar las capacidades de soldados más allá de las del humano, particularmente las capacidades de carga.

Exoesqueleto de miembro inferior de Berkeley (BLEEX por sus siglas en inglés)

Creado por la Universidad de Berkeley, sus creadores aseguran que es el primer exoesqueleto en ser energéticamente autónomo. Con tres grados de libertad en la cadera, uno en la rodilla y tres en el pie, cuatro de éstos son actuados: flexión/extensión de la cadera, abducción/aducción de la cadera flexión/extensión de la rodilla y flexión extensión del tobillo. El exoesqueleto es actuado con cilindros hidráulicos bidireccionales y consume un promedio de 1.3 kW incluyendo electrónica y control, sin embargo estudios

posteriores determinaron que la actuación con motores eléctricos disminuye significativamente el consumo de potencia en comparación con la actuación hidráulica, aunque aumenta el peso del aparato.

Los usuarios del BLEEX pueden soportar una carga de hasta 75 kg mientras caminan a 0.9 m/s, y avanzar a 1.3 m/s sin carga. El esquema de control del BLEEX busca minimizar el uso de información sensada de la interacción humano/exoesqueleto y, en cambio, utiliza información sensada principalmente del exoesqueleto. El sistema de control utiliza la información de ocho encoders y 16 acelerómetros lineales para determinar ángulo, velocidad y aceleración angular de cada una de las articulaciones actuadas, un interruptor de pie, un sensor de distribución de carga por pie para determinar el contacto con el piso y la distribución de la fuerza durante el doble apoyo, ocho sensores de fuerza de un solo eje para usarlos en el control de la fuerza en cada actuador, y un inclinómetro para determinar la orientación de la mochila con respecto a la gravedad.



Figura 9. BLEEX.

Exoesqueleto de Sarcos

El Robot usable energéticamente autónomo (WEAR por sus siglas en inglés) de la Corporación de Investigación Sarcos también exploró el uso de actuadores hidráulicos, sin embargo a diferencia de su contraparte de Berkeley, el WEAR utiliza actuadores

hidráulicos rotatorios. Como su nombre lo sugiere, también cuenta con una fuente de poder integrada. El WEAR utiliza el sensado de la fuerza entre el robot y el usuario para implementar un esquema de control “fuera del camino”. El pie del usuario interactúa con el exoesqueleto a través de una placa de metal rígida conteniendo elementos de sensado de fuerzas, por lo tanto, el pie del usuario no puede doblarse. Entre los logros más impresionantes de este aparato se encuentran equilibrarse en un pie mientras carga a otra persona en la espalda, caminar a través de 23 cm de profundidad de fango y caminar a 1.6 m/s, mientras carga 68 kg en la espalda y 23 kg en los brazos.



Figura 10. WEAR.

Exoesqueleto del MIT

El grupo de biomecánica del Laboratorio de medios del MIT busca explotar la dinámica pasiva de la marcha para crear dispositivos exoesqueléticos casi pasivos, ligeros y más eficientes. En este caso, el aparato se apoya completamente en la liberación controlada de la energía almacenada en resortes durante ciertas fases de la marcha, evitando el uso de actuadores para agregar potencia en las articulaciones. Los elementos casi pasivos en el exoesqueleto (resorte y amortiguador variable) fueron seleccionados basados en un análisis de la cinética y cinemática de la marcha humana.

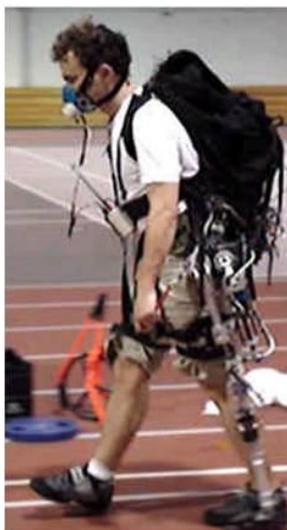


Figura 11. Exoesqueleto del MIT.

La articulación de la cadera consta de tres grados de libertad y un mecanismo telescópico para compensar el cambio de longitud relativa en el muslo debido a la abducción/aducción de la cadera. Adicionalmente la rotación del tobillo fue incluida para permitir movimientos del miembro en un plano no sagital.

La rodilla del exoesqueleto consiste en un amortiguador magneto-reológico variable que es controlado para disipar la energía a niveles apropiados a través del ciclo de la marcha. Para el tobillo se utilizan dos resortes separados para la flexión dorsal y plantar, una placa de fibra de carbón que hace las veces de articulación subtalar para la inversión/eversión del pie y un resorte de fibra de carbono bajo el talón que reduce pérdidas por impacto y ayuda al levantar el talón al principio de la flexión plantar.

Finalmente una columna artificial elástica sujeta a la mochila que permite movimientos en los planos sagital y coronal. Es controlado sencillamente usando información de un conjunto de galgas extensiométricas en las espinillas del exoesqueleto y un potenciómetro en la articulación de la rodilla.

Sin carga el exoesqueleto pesa 11.7 kg y requiere sólo 2 W durante la caminata con carga. Puede soportar una carga de 36 kg durante una caminata a 1 m/s. Sin embargo, el costo metabólico durante la caminata con carga incrementa en 10% del valor normal, y el cual representa el primer análisis de eficiencia en este tipo de aparatos.

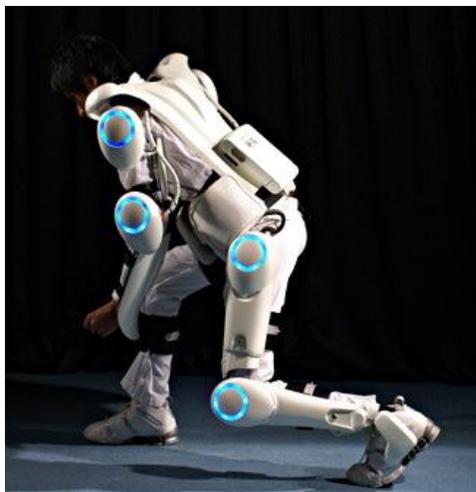


Figura 12. HAL-5.

Otros desarrollos en exoesqueletos

Pierna asistiva híbrida (HAL por sus siglas en inglés)

El profesor Yoshiyuki Sakai y su equipo de la Universidad de Tsukuba, han desarrollado un dispositivo con fines de rehabilitación e incremento de desempeño. A diferencia de los anteriores, el HAL no transfiere la carga al piso sino aumenta los torques en la cadera, rodilla y tobillo. Utiliza motores de corriente directa con controlador armónico, instalados directamente en las articulaciones. La flexión/extensión del tobillo es pasiva. Para el sensado se vale de electrodos electromiográficos de superficie ubicados bajo la cadera y arriba de la rodilla en las caras trasera y frontal del usuario, potenciómetros para medición de los ángulos de las articulaciones, sensores de fuerza de reacción del suelo, giroscopio y acelerómetro en la espalda para estimación de la postura. Utiliza dos sistemas de control que en conjunto determinan la intención del paciente: un sistema basado en electromiografía y uno basado en patrones de caminata. Sin embargo, son necesarios dos meses para calibrar óptimamente al exoesqueleto para un usuario específico. Actualmente el HAL 5 está en proceso de comercialización, entre las especificaciones con las que cuenta son: miembros superiores, largo tiempo de carga de la batería (aproximadamente 160 min de uso continuo) y una carcasa más estética. El peso total del aparato es de 21 kg.

Exoesqueleto de asistencia a enfermeras

Diseñado durante más de una década, para asistir a enfermeras durante la transferencia de pacientes a camillas, investigadores del Instituto de Tecnología de Kanagawa en Japón se valen de resistencias de sensado de fuerza (FSR's) implementados en la superficie de la piel sobre el musculo para determinar la "dureza de músculos" y definir la intención del usuario. También hace uso de actuadores rotatorios neumáticos del tipo acoplamiento directo para la flexión/extensión de las caderas y las rodillas. El aire comprimido es suministrado por pequeñas bombas de aire montadas directamente en cada actuador, permitiendo al traje ser completamente independiente. Una de sus características más sobresalientes es que no existen componentes mecánicos en la parte frontal del usuario.



Figura 13. Exoesqueleto de asistencia a enfermeras.

Órtesis activas

Exoesqueleto del Instituto Mihailo Pupin

Miomir Vokobratovic y asociados del Instituto Mihailo Pupin en Belgrado desarrollaron durante los 60's y 70's una serie de órtesis activas que culminaron en un exoesqueleto completo cuyo peso final fue de 12 kg. Debido al estado del arte en la época, la fuente de energía y la computadora de control no se incluían en el aparato. Más de 100 pruebas

clínicas fueron realizadas y cierto número de pacientes con diferentes niveles de parálisis lograron caminar con la ayuda de muletas. Un juego de tres sensores de fuerza piezoeléctricos cerámicos fueron implementados en la planta para determinar la localización y magnitud de la fuerza de reacción del suelo. Sin embargo, una de las contribuciones más importante del trabajo del Instituto fue el desarrollo del concepto de "zero movement point", cuyo rol en el control de locomoción de aparatos bípedos es importante.



Figura 14. Exoesqueleto completo del Instituto Pupin.

Exoesqueleto de la Universidad de Wisconsin

Diseñado para apoyar en la marcha a pacientes con paraplejia, fue desarrollado en 1968. El diseño cinemático del exoesqueleto presentaba juntas universales en la cadera y el tobillo, así como una articulación de un grado de libertad en la rodilla. Se apoyó en actuadores rotatorios hidráulicos para la flexión/extensión de la cadera y la rodilla, y el resto de los GDL eran o completamente pasivos o cargados por resortes. La unidad de potencia hidráulica consistía en un motor de corriente directa alimentado por una batería y accionando una bomba hidráulica, localizadas en el corset de fibra de vidrio alrededor de la cintura del paciente, junto con las servo-válvulas para cada uno de los cuatro actuadores. El dispositivo fue completamente autónomo, a excepción del control el cual era realizado en una computadora externa. El dispositivo seguía trayectorias

programadas obtenidas de un individuo con talla similar, utilizando un control de lazo cerrado, y se apoyaba en un par de muletas para estabilización. Se desconoce si fue probado en pacientes.

Exoesqueleto de la Universidad de Delaware

Investigadores de los Departamentos de Ingeniería Mecánica y Terapia Física de la Universidad de Delaware desarrollaron una órtesis pasiva diseñada para reducir las fuerzas de gravedad en el paciente durante la marcha, aliviando así el esfuerzo realizado durante ésta. Este aparato utiliza una combinación interesante de resortes y eslabones con el objetivo de localizar geoméricamente el centro de masa del aparato y balancear entonces el efecto de la gravedad. Fue probado en cinco adultos sanos y uno con parálisis en la pierna derecha, y reportó una reducción del 61% del torque promedio requerido en la cadera.

Proyecto AMOLL

Basados en el concepto de utilizar sólo los componentes necesarios para la caminata de cada paciente específico, investigadores de Montpellier y Toulouse, Francia, la Universidad de Belgrado y el Instituto de Investigación de Stanford liderados por Pierre Rabischong, exploraron el concepto de una interfaz con el paciente inflable, introducido por la empresa francesa Aerozur como "soft suits", y una estructura modular. La actuación era posible para la flexión/extensión de la cadera y la rodilla, y aunque aún no se implementa en el artículo publicado, se proponen motores de corriente directa.

La marcha humana

Para introducir al estudio de la marcha humana como tal, es importante realizar una descripción anatómica del medio por el cual se realiza la locomoción humana, el miembro inferior.

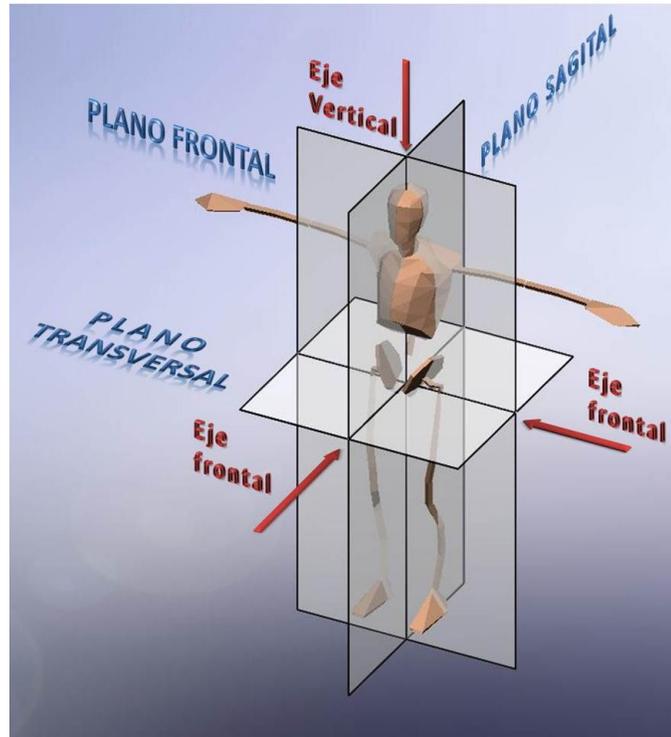


Figura 15. Planos de referencia anatómicos.

Miembro inferior

El miembro inferior se modela biomecánicamente a través de una cadena cinemática abierta cuyos eslabones principales son el muslo, la pierna y el pie (aunque éste último represente un subsistema completo por sí mismo), y cuyas articulaciones principales son la coxofemoral (cadera), la femorotibial (rodilla), la tibiotarsiana (tobillo) y las que en conjunto permiten el movimiento en el pie [10]. Éstas articulaciones definen el eje anatómico cadera-rodilla-tobillo que representa a grandes rasgos al miembro inferior.

Movimientos articulares.

Las articulaciones anteriores admiten rotaciones alrededor de ejes locales particulares y dentro de límites característicos. Para una clara descripción de los movimientos, los expertos se basan en los planos de referencia de la **Figura 15** y en los ejes para cada articulación mostrados a continuación.



Figura 16. Ejes y movimientos articulares de la cadera.

Cadera

La cadera es a grandes rasgos una articulación esférica cuya función es orientar al miembro en todas las direcciones del espacio, de forma estable, cuenta con 3 ejes (**Figura 16**) que le permiten realizar los siguientes movimientos:

- **Flexión/extensión.** Rotación alrededor del eje XX' de la cadera, sobre un plano sagital.
- **Aducción/abducción.** Rotación alrededor del eje YY' de la cadera, sobre un plano frontal.
- **Rotación longitudinal.** Rotación alrededor del eje Z de la articulación, en un plano transversal.

La articulación de la cadera es la más importante durante la marcha humana, debe cumplir con un amplio rango de movimiento brindando una gran estabilidad al torso. Define en gran medida la amplitud de paso y por lo mismo la velocidad. Se encuentra rodeada de un importante volumen muscular que ayuda a cumplir con los grandes requerimientos de fuerza que debe enfrentar, y una fuerte estructura articular que la hacen la articulación más difícil de luxar. Se debe considerar también, que es una sola articulación que trabaja en tres ejes de libertad, a diferencia de las siguientes que son en realidad grupos articulares.

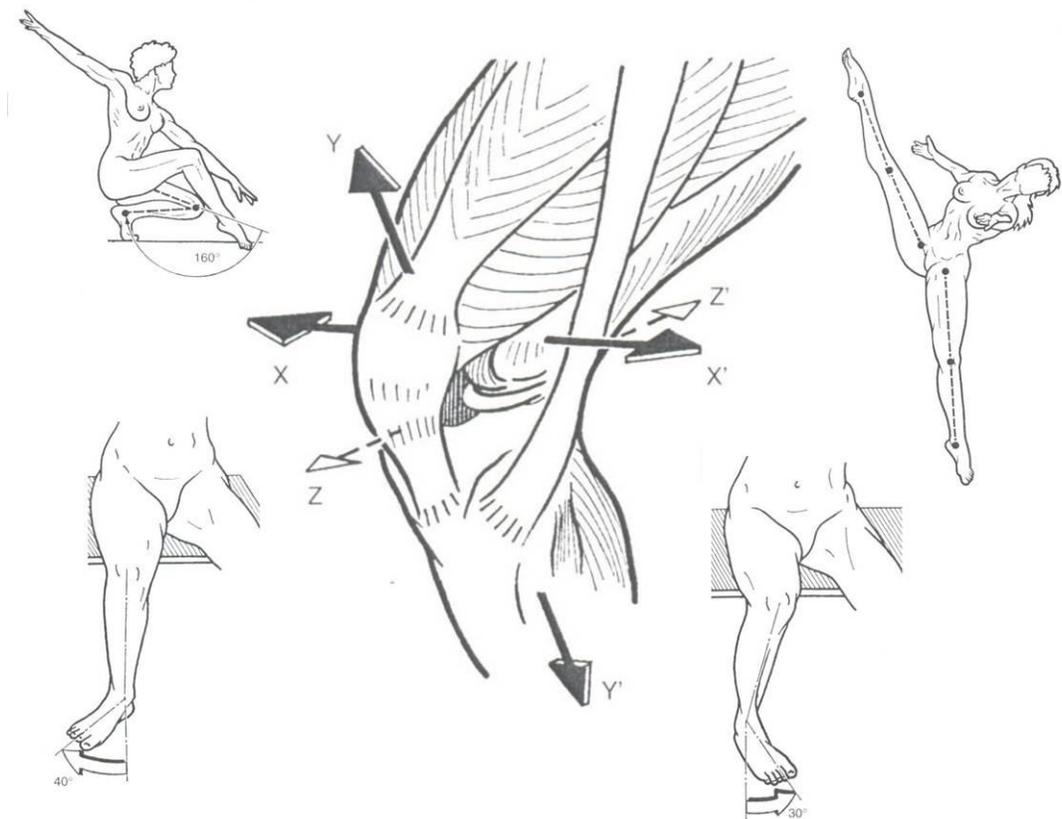


Figura 17. Ejes y movimientos articulares de la rodilla.

Rodilla

El conjunto de articulaciones que se conoce como la rodilla es el más complejo del organismo y en el cual la evolución filogenética alcanza su máximo desarrollo [12, 13]. Cuenta con dos grados de libertad principales (**Figura 17**).

- **Flexión/extensión.** Rotación alrededor del eje XX' de la rodilla, sobre un plano sagital.
- **Rotación longitudinal.** Rotación alrededor del eje YY' de la rodilla, sobre un plano transversal.

La rodilla es la joya de la evolución articular en nuestro cuerpo. A pesar de que la articulación presenta sólo dos movimientos aparentes (dos grados de libertad), éstos se presentan en ejes de rotación que se mueven en el espacio, aumentando el nivel de complejidad del diseño. Cuenta con un sistema de ligamentos, lubricación, protección y absorción de impactos impresionantes. Y funcionalmente debe tener un amplio rango de movilidad y al mismo tiempo tener gran estabilidad tanto para la bipedestación como para la locomoción.

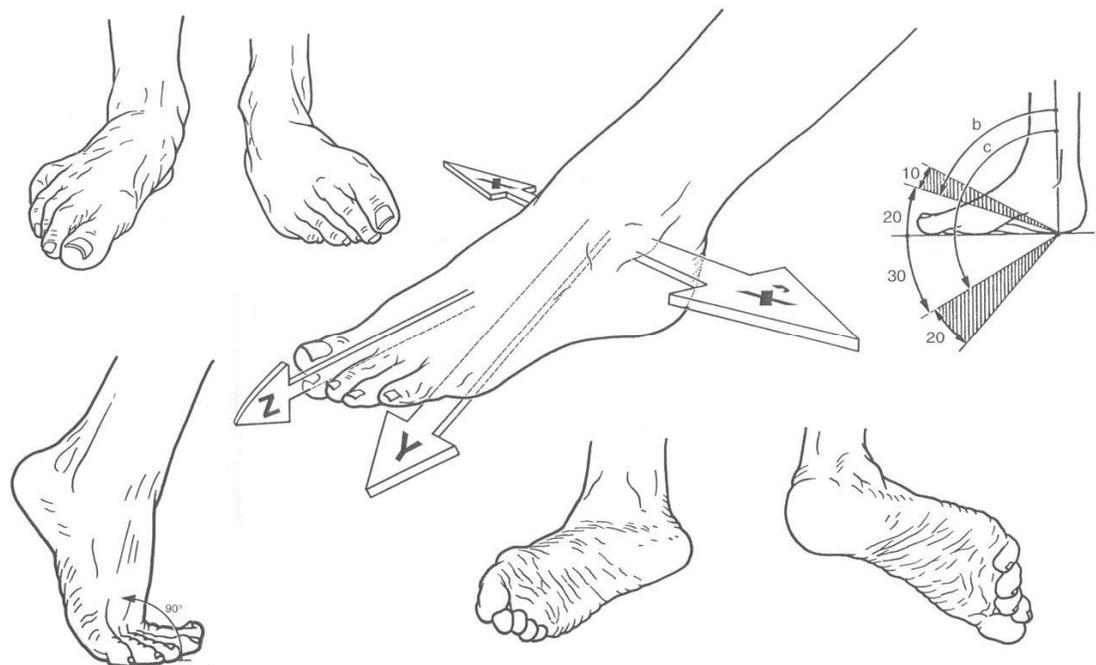


Figura 18. Ejes y movimientos articulares del pie.

Pie

Es un conjunto articular extenso, incluyendo al tobillo, cuya función principal es la de orientar correctamente la bóveda plantar con respecto al suelo sea cual sea la posición de la pierna y la inclinación del terreno, soportando la totalidad de la carga del individuo y brindándole la movilidad necesaria. El conjunto tiene las mismas funciones de una sola articulación de tres grados de libertad (**Figura 18**) que permiten los siguientes movimientos:

- **Flexión/extensión.** Rotación alrededor del eje XX' del tobillo, en un plano sagital.
- **Aducción/abducción.** Rotación sobre el eje Y del pie, en un plano transversal.
- **Supinación/pronación.** Rotación alrededor del eje Z, en un plano frontal.

Debido a que el pie es el elemento en contacto con la superficie de soporte, debe tener una amplia capacidad de adaptación al terreno. Para una descripción completa de sus libertades de movimiento, no sólo basta considerar los tres ejes antes mencionado, comenzando por el hecho de que los movimientos de aducción-abducción y supinación-pronación siempre se presentan combinados el uno con el otro. La bóveda plantar cumple un importante objetivo de adaptación en terrenos irregulares, y funciona con muelle en superficies más planas.

Metatarsianos

- **Flexión/extensión.** Suma de rotaciones particulares en la base de cada dedo del pie, todos sobre un plano sagital.

Además de las articulaciones antes mencionadas, es importante agregar que, durante la fase de despegue del pie, se produce la dorsiflexión de los metatarsianos [13], de los cuales el del dedo gordo tiene gran importancia en la marcha.

Anatómicamente, cada articulación tiene limitaciones ya sea por la geometría de los huesos, por los ligamentos que los unen o por el grupo de músculos asociados. Estos límites son variables dependiendo de la antropometría y características particulares del sujeto. Es necesario apuntar que otro factor que modifica el rango de movimiento de una articulación es la posición de las articulaciones con las que comparte miotoma. El rango de movimiento de la cadera, por ejemplo, se incrementa o decrece en función de la

flexión de la rodilla. Por último, otro factor en el rango de movimiento son las fuerzas ejercidas en la articulación; los músculos y ligamentos brindan cierto límite natural (límite pasivo), sin embargo, al ejercer presión sobre el miembro, las articulaciones aumentan su rango a un nivel máximo (límite activo) gracias a la elasticidad de los ligamentos. El rango de dichas limitaciones en condiciones extremas, se presenta en la **Tabla 3**, siendo estos valores variables dependiendo de la antropometría y características particulares del sujeto.

Tabla 3

Movimiento articular	Rango de movimiento
Cadera	
Flexión/extensión	-20° a 120°
Aducción/abducción	-30° a 60°
Rotación longitudinal	-40° a 60°
Rodilla	
Flexión/extensión	-160° a 0°
Rotación longitudinal	-35° a 45°
Tobillo	
Flexión/extensión	-30° a 50°
Pie	
Aducción/abducción	-45° a 45°
Supinación/pronación	-52 a 30°
Metatarsianos	
Flexión/extensión	0° a 90°

Movimientos de asistencia en la marcha

El movimiento que el aparato locomotor imprime al centro de gravedad (CG) de una persona no es rectilíneo sino sinuoso, por ello en adición a los movimientos del miembro inferior, el cuerpo utiliza mecanismos de asistencia y optimización de la marcha, encaminados a la reducción de las oscilaciones que presentaría, teóricamente, el CG del cuerpo, si tales mecanismos estuvieran ausentes. De esta manera, apoyan en el control del equilibrio y forman parte de los mecanismos de optimización energética que aportan en la mejor administración de los recursos energéticos destinados a la marcha. Los más importantes de mencionar son:

- **Rotación frontal, lateral y transversal pélvica.** Aportan en el control del equilibrio del torso, gracias a su intercambio energético potencial y cinético.

- **Estabilización del CG por el torso.** Compensan los sobrepasos posibles en el control de la vertical.
- **Basculación de los brazos.** Apoyan en la estabilización del torso y en el balanceo natural del CG, a través del intercambio entre energías cinéticas y potenciales.

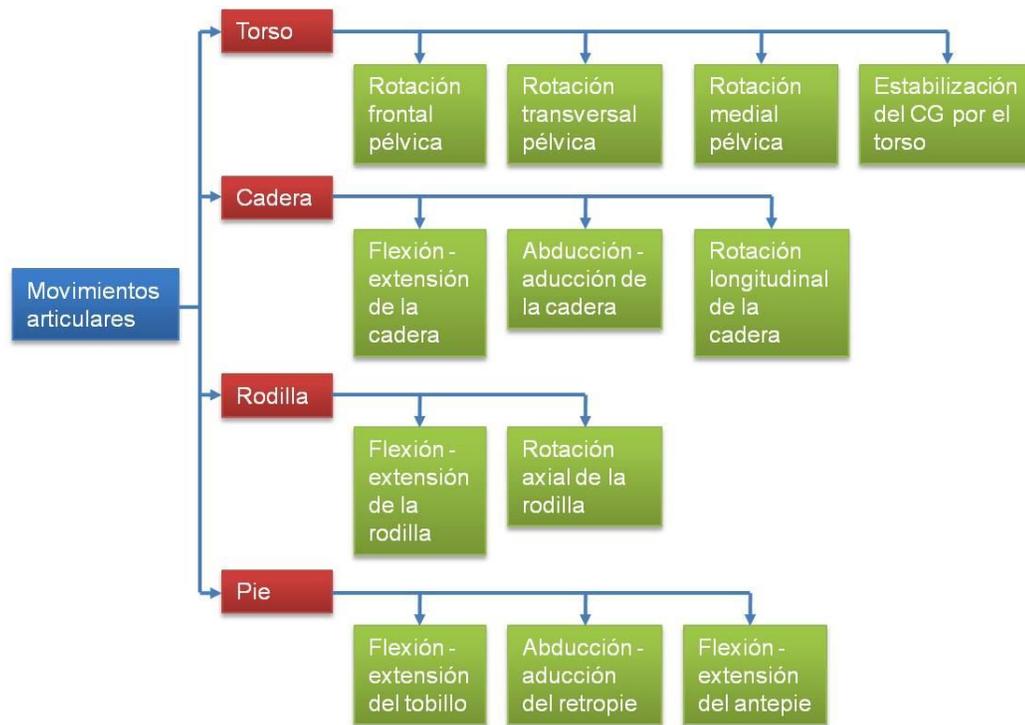


Figura 19. Resumen de movimientos realizados durante la marcha.

Biomecánica de la marcha humana

El ciclo de marcha [CM] o zancada, es la secuencia de acontecimientos que tiene lugar entre dos repeticiones consecutivas de uno, cualquiera, de los sucesos de la marcha [13]. Por conveniencia se adopta como principio del ciclo el instante en que uno de los pies toma contacto con el suelo, habitualmente a través del talón, terminando con el siguiente apoyo del mismo pie. Durante un ciclo de marcha completo, cada pierna pasa por una fase de apoyo, durante la cual el pie se encuentra en contacto con el suelo, y por una fase de oscilación, en la cual el pie se halla en el aire, al tiempo que avanza, como preparación para el siguiente apoyo. El pie contrario sigue la misma secuencia de acontecimientos, con un desplazamiento de medio ciclo.

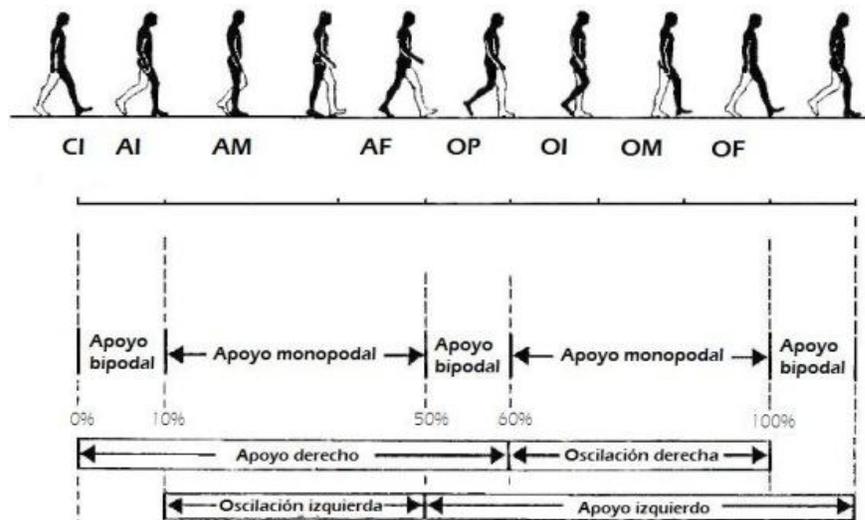


Figura 20. Ciclo de la marcha.

La fase de apoyo comienza con el contacto inicial y finaliza con el despegue del antepié. La fase de oscilación transcurre desde el despegue del antepié hasta el siguiente contacto con el suelo. En relación a la duración del CM, la fase de apoyo constituye, en condiciones normales, a la velocidad espontáneamente adoptada por el sujeto (cadencia libre), alrededor de un 60% del CM. Por su parte, la fase de oscilación representa el 40% restante, debido al retraso en 50% del miembro contrario, se deduce que existen dos fases de apoyo bipodal o de doble apoyo de un 10% de duración cada una. La duración relativa de cada una de estas fases depende fuertemente de la velocidad, aumentando la proporción de la oscilación frente al apoyo al aumentar la velocidad, acortándose

progresivamente los periodos de doble apoyo, que desaparecen en la transición entre la marcha y la carrera. Ésta transición en la locomoción de los animales entre caminar, trotar, en su caso, y correr, tiende a ocurrir a determinados valores del número de Froude, que relaciona las fuerzas de inercia con las fuerzas gravitatorias, como se indica a continuación:

$$Froude^2 = \frac{F_i}{F_g} \qquad Froude^2 = \frac{v^2}{gh}$$

Donde:

v = velocidad

g = constante de gravedad

h = altura

De este modo, en el ser humano, el paso de la marcha a la carrera tiene lugar para un número de Froude cercano a 0.8, los caballos cambian del paso al trote en un valor entre 0.7 y 0.9, y los gatos realizan la transición alrededor de 0.6.

Subdivisión del ciclo de la marcha

El desarrollo del ciclo de marcha está marcado por una serie de acontecimientos que permiten realizar una subdivisión más dinámica del mismo (**Tabla 4**), facilitando su descripción. Una subdivisión, muy extendida en la actualidad, propuesta por Perry, considera el apoyo compuesto por cinco periodos elementales, y la oscilación formada por otros tres. Los intervalos que las definen son valores medios para cadencia libre.

Tabla 4

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

Fase de contacto inicial (CI)

Pese a no tratarse de una fase definida por límites estrictos, sí conlleva un objetivo claro: el posicionamiento del miembro para iniciar el apoyo. En individuos normales, el contacto con el suelo tiene lugar a través del talón (choque de talón). Durante este breve intervalo, la línea de acción de la fuerza de reacción es posterior a la articulación del tobillo, pasa por la rodilla y es anterior a la cadera. Se produce así un momento de flexión plantar en el tobillo, una ligera extensión de la rodilla y de flexión en la cadera. En el contacto inicial comienza el primer rodillo o rodillo de talón, al producirse un movimiento de rodadura del pie hacia abajo, apoyado en el talón, y controlado fundamentalmente por el tibial anterior.



Figura 21. Contacto inicial.

Fase inicial del apoyo o de respuesta a la carga (AI)

La fase anterior forma parte de la fase inicial del apoyo (**Figura 22**), que se identifica con el primer periodo de doble apoyo. Transcurre, por lo tanto, entre el instante de contacto inicial y el despegue del antepié del miembro contrario, en condiciones normales. El miembro inferior debe, en esta fase, absorber el impacto inicial, manteniendo al mismo tiempo la estabilidad del apoyo y la progresión. Durante este periodo la rodilla flexiona y el tobillo realiza una extensión, controlados, respectivamente, por el cuádriceps y el tibial anterior, al tiempo que se estabiliza la cadera.



Figura 22. Respuesta a la carga.

Al final de la fase de respuesta a la carga, la flexión de rodilla alcanza unos 15° y la de tobillo unos 10° , se completa el rodamiento del talón y comienza la flexión del tobillo, y la fuerza de reacción pasa a ser anterior al tobillo.

Fase media del apoyo (AM)

El despegue del miembro contrario marca el principio de la fase de apoyo monopodal (en un solo pie) que, a su vez, se divide en dos partes. La primera de ellas es la fase media del apoyo (**Figura 23**), que se prolonga hasta el instante de despegue del talón. En alteraciones donde no se produzca este evento, puede tomarse como referencia el paso del centro de gravedad del cuerpo sobre el antepié (articulaciones metatarsofalángicas).



Figura 23. Apoyo medio.

La finalidad de esta etapa es la progresión sobre el pie estacionario, manteniendo la estabilidad del miembro y del tronco. Tras el apoyo completo del pie, se produce una dorsiflexión controlada del tobillo, la rodilla finaliza su movimiento de flexión y comienza a extenderse, y se estabiliza el cuerpo en el plano frontal. En esta fase tiene lugar lo que se conoce como el segundo rodillo o rodillo de tobillo, es decir la flexión del tobillo.

Fase final del apoyo (AF)

La segunda mitad del apoyo monopodal (**Figura 24**), se denomina fase final del apoyo, comienza con el despegue del talón y finaliza cuando el miembro contrario contacta el suelo. Los objetivos fundamentales de la misma son proporcionar aceleración y asegurar una longitud de zancada adecuada.



Figura 24. Apoyo final.

En esta fase el cuerpo sobrepasa el pie de soporte, cayendo hacia adelante y hacia el lado carente de soporte, dando como consecuencia una aceleración del centro de masa. Según Winter, esta aceleración genera, en adultos normales, alrededor de un 80% u 85% de la energía necesaria para la marcha. Al despegarse el talón, inicia lo que se conoce como el tercer rodillo, o rodillo de antepié, en el que las cabezas de los metatarsianos actúan como punto de apoyo para la rotación. La rodilla alcanza una extensión completa y, al final de la fase, también la cadera, al mismo tiempo que las articulaciones metatarsofalángicas se flexionan dorsalmente unos 20°.



Figura 25. Oscilación previa.

Fase previa a la oscilación (OP)

El contacto inicial del miembro contrario marca el inicio del segundo periodo de apoyo bipodal (en dos pies), también denominado fase previa a la oscilación (**Figura 25**), que culmina con el despegue del antepié. La función principal del miembro es, precisamente, su preparación para realizar la oscilación o balanceo, facilitada por la entrada en carga del miembro contrario, hacia el que transfiere rápidamente la carga. La extensión del tobillo y un importante grado de flexión de rodilla son característicos de esta fase. A cadencia normal se tienen, aproximadamente, 27° de flexión plantar de tobillo, 45° de flexión de rodilla y 5° de flexión de cadera en el instante de despegue del antepié o de dedos.

Fase inicial de la oscilación (OI)

La fase inicial de la oscilación corresponde, aproximadamente, al primer tercio del periodo de oscilación (**Figura 26**). Constituyen sus límites el despegue del miembro y el momento en que éste alcanza el miembro contrario, aunque la definición de este último instante es algo imprecisa. El avance del miembro se produce por medio de la flexión de cadera y rodilla, asegurando una separación adecuada entre el pie y el suelo. La posición retrasada del miembro, con los dedos apuntando hacia el suelo, exige unos 60° de flexión de rodilla para obtener una separación pie-suelo adecuada.



Figura 26. Oscilación inicial.

Fase media de la oscilación (OM)

La segunda parte de la oscilación, o fase media de la oscilación (**Figura 27**), comienza cuando ambos miembros se cruzan y finaliza cuando la tibia oscilante alcanza una posición vertical, ya sobrepasado el miembro de apoyo. La finalidad de esta fase es mantener la suave progresión del miembro a una distancia suficiente del suelo, que se logra con una dorsiflexión del tobillo, acompañada de una flexión adicional de la cadera. En marcha humana normal, la separación mínima que se produce en esta fase entre el pie y el piso, es de, tan solo, 1.29 ± 0.45 [cm], con lo que el margen de error es muy estrecho. Al final de la fase se alcanza el máximo de flexión de cadera, de unos 35° , la flexión de rodilla se ha reducido a 30° , y el pie alcanza una posición cercana a la neutra.



Figura 27. Oscilación media.

Fase final de la oscilación (OF)

El periodo de oscilación y, en consecuencia, el ciclo, finaliza con la fase final de la oscilación (**Figura 28**), limitada por el siguiente contacto del miembro con el suelo, que da paso a una nueva zancada.



Figura 28. Oscilación final.

En esta etapa debe ultimarse el avance del miembro y llevarse a cabo la preparación para el inminente contacto, con su correspondiente pre-posicionamiento del pie. Se produce una acción de frenado de la flexión de cadera y de la flexión de rodilla, quedando ésta en extensión y la tibia adelantada con respecto al fémur. El tobillo mantiene una alineación cercana a la neutra (0° anatómicos). Al principio de la fase, la rodilla presenta una flexión de unos 30° y, en el instante de contacto inicial estará casi completamente extendida.

Prueba antropométrica y estudio de la marcha

El martes 30 de junio de 2009, en las instalaciones del Laboratorio de Análisis de Movimiento del INR, se realizaron una prueba antropométrica y un análisis de la marcha a un paciente adulto y sano de sexo masculino, con el objetivo de recabar información que permitiera comparar y verificar los datos teóricos hasta el momento obtenidos; así como para recabar información que pudiera ser utilizada en la delimitación de varias funciones y requerimientos del aparato y, más adelante, permitir compararlo con el comportamiento de la OAMI, ya sea operando en vacío o con usuario.



Figura 29. Kit de goniómetros.

La primera parte de esta sesión se basó en recabar las medidas antropométricas (**Apéndice 1**) necesarias para el correcto dimensionamiento de la OAMI. El diseño de esta primera etapa, se basó tanto en la literatura disponible, como en la experiencia del personal del INR y en las necesidades particulares de la OAMI.

Acto seguido, se realizó el estudio de la marcha en el sujeto de prueba, dicha prueba fue realizada con goniómetros de dos canales (**Figura 29**) instalados en la cadera, la rodilla y el tobillo de cada uno de los miembros inferiores. Se analizó la posición angular con respecto al tiempo de:

- Abducción-aducción de la cadera
- Flexión-extensión de la cadera
- Flexión-extensión de la rodilla
- Flexión-extensión del tobillo.

La información recabada por los goniómetros fue procesada por el programa Biometrics Data, apoyado por los datos de la prueba antropométrica, el cual genera el reporte del estudio que se presenta (**Apéndice 2**). Del mismo programa se exportaron los datos en formato txt, con lo que se generaron las gráficas que en el mismo **Apéndice 2** se presentan. Debido a las características del sistema y a la disponibilidad del equipo, solo fue posible una prueba.



Figura 30. Instalación del goniómetro.

A partir de dicha prueba, se obtuvieron las siguientes conclusiones:

- De las gráficas obtenidas durante la prueba (datos reales), las únicas que guardan semejanza con las gráficas obtenidas de la literatura (datos teóricos) son las de la flexión-extensión de la rodilla (FE Rx), en una comparación a simple vista.
- Los rangos de actuación de acuerdo a los datos obtenidos de Biometrics no necesariamente coinciden con los rangos encontrados en la literatura, por lo que se realizó un ajuste para lograr que mantuvieran una relación aproximada.
- Sólo son necesarios dos pasos para alcanzar la velocidad y frecuencia natural de pasos (cadencia libre).



Figura 31. Prueba de la marcha.

- Hay discrepancias entre las gráficas del miembro derecho y el izquierdo, debido probablemente a diferencias en la longitud de los eslabones de la cadena cinemática, del estilo de caminar y el hemisferio dominante del cerebro.
- Las gráficas reales demuestran, dada su discrepancia con las teóricas, que no existe modelo matemático que represente este tipo de movimientos, aunque si es posible generar aproximaciones.
- Las discrepancias antes mencionadas son debidas a múltiples factores que pueden modificar estas curvas: lesiones en alguno de los miembros o en ambos; cargar objetos ya sea en la espalda, en ambos brazos o en uno solo; la vestimenta; las limitaciones de espacio durante el avance; inclusive el estado emocional o el ser observado durante la caminata (caso particular de la prueba realizada).
- Recomendaciones dadas por el equipo del INR hacen más importante el asegurar la posición relativa entre los eslabones en los momentos definidos por el ciclo de la marcha antes mencionado, que el seguimiento exacto de las trayectorias.

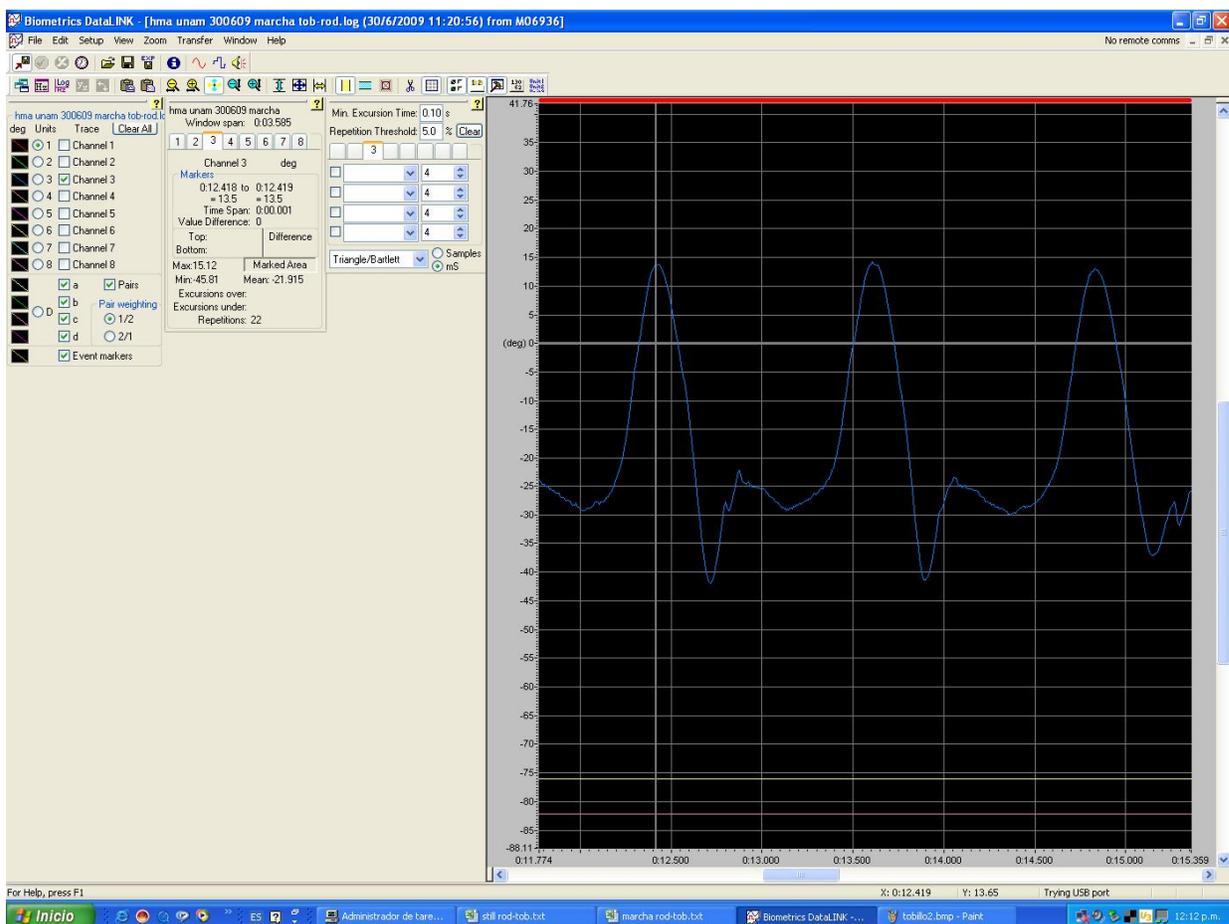


Figura 32. Pantalla del Biometrics Data.

METODOLOGÍA

Necesidad

De acuerdo con la información recabada y tomando como referencia los resultados obtenidos de las reuniones realizadas con el equipo de investigadores del LAM del INR, se definieron los objetivos previamente planteados. Tomando como factores más importantes la edad, el sexo y la clasificación de la lesión, se puede considerar el 23.87% de los lesionados medulares como la población objetivo de nuestro dispositivo [4].

La lesión medular a nivel torácico compromete la movilidad del paciente de acuerdo al nivel donde ésta ocurra. En el caso de la lesión completa a nivel D5, los miotomas correspondientes a los niveles inferiores se encuentran totalmente incomunicados con la neurona motora que lo regula, es por ello que se pierde el control sobre los músculos irrigados a partir del abdomen. La situación de un lesionado D5 resulta en una inmovilidad completa de los miembros inferiores y con un ligero control sobre los músculos lumbares, que proporciona cierto equilibrio del torso. Los músculos pertenecientes a los miembros no presentan señales mioeléctricas o, en todo caso, se advierte una serie de señales residuales debido a otras funciones del organismo. Dado el nivel de lesión, los pacientes presentan nulo control sobre el esfínter y la vejiga, con lo que sus condiciones sanitarias son complicadas. El poco o nulo movimiento de las piernas provoca, en muchos casos, distrofia, problemas circulatorios debido a la falta de actividad, derivando en complicaciones cutáneas y óseas.

Se puede modelar al cuerpo humano como un mecanismo de estructura rígida recubierta de un material blando y elástico (los músculos y la piel). Es importante tomar esto en cuenta ya que éste material será el único contacto con el cuerpo, lo que significa que representará la interfaz mecánica que brindará soporte al cuerpo. Un modelado estricto del cuerpo humano, como sistema mecánico, debe considerar este hecho. Asimismo, se pueden considerar como eslabones principales los anteriormente mencionados: muslo, pierna y pie.

Como el avance en el estado del arte de exoesqueletos y órtesis activas, y los datos estadísticos de las lesiones medulares lo sugieren, existe un gran interés en el desarrollo de este tipo de tecnología asistiva, tanto desde el punto de vista académico como desde el clínico y comercial. Hay una gran cantidad de trabajos, ya sea en la literatura o que han progresado a prototipos funcionales, que sobresalen por su diseño innovador o por su enfoque especializado en un problema particular del tema. Proyectos en etapas más avanzadas de desarrollo, han reportado que el diseño mecánico representa un desarrollo crucial en un proyecto como el presente debido a la falta de fuentes de energía, actuadores y otros subsistemas que cumplan con los requerimientos particulares y las arquitecturas antropomórficas. Es difícil comparar la eficacia de los trabajos realizados hasta el momento debido a la falta de información en los reportes publicados; sin embargo, se conocen los elementos del diseño que pueden resultar en un pobre desempeño de un aparato como el presente: mala alineación entre las articulaciones del dispositivo y del usuario, las restricciones cinemáticas de la interfaz hombre-máquina, falta de optimización para fuerzas características durante la marcha, tanto internas del aparato como entre el humano y el aparato, etcétera.

Cada articulación tiene sus requerimientos especiales debido, entre otras cosas, a su interacción con el ambiente, su posición con respecto al centro de masa del cuerpo humano, la fuerza de reacción del suelo, la potencia requerida para sus movimientos, la precisión de los mismos, etcétera. De una forma muy generalizada, se puede decir que las articulaciones proximales al cuerpo, tienen mayor demanda en potencia y precisión, mientras que las articulaciones terminales tienen como principal objetivo la adaptación al terreno, orientación de la bóveda plantar y el amortiguamiento de los impactos. Durante la marcha, las articulaciones cumplen con diferentes funciones dependiendo de la fase en la que se encuentre, siguiendo trayectorias (**Apéndice 2**) de múltiples factores, cuya expresión matemática se considera poco práctica [13]. Además, sus cinemáticas son extraordinariamente complicadas de descifrar, hasta tal punto, que aún no se han podido diseñar prótesis que reproduzcan exactamente el funcionamiento de éstas.

Otros factores que influyen en el diseño son, por ejemplo, que debido a que la configuración de la OAMI es no invasiva, se debe alinear el posible eje de movimiento natural del paciente, con el de la órtesis, de forma externa. Como resulta obvio, se debe evitar cualquier daño a la integridad del paciente. A pesar de que para la primera etapa de diseño se está trabajando en un prototipo con objetivos muy definidos, el diseño debe

ser lo suficientemente flexible como para migrar a etapas más avanzadas, con la menor cantidad de modificaciones, buscando no afectar el funcionamiento de los otros sistemas. Por último, como se espera en la mayoría de los productos de ingeniería, el diseño debe ser costeable, manufacturable, de fácil ensamble y ligero.

Planteamiento del problema

Considerando las etapas del proyecto, se identificaron dos problemas fundamentales: la locomoción bípeda y el equilibrio del torso. Obedeciendo a ello, el aparato se dividirá en dos sistemas generales, un robot bípedo cuya función será lograr la locomoción y un péndulo invertido cuya función será asegurar la verticalidad del torso, acotando entonces dos objetivos de control para cada segmento, de acuerdo al proceso que esté realizando.

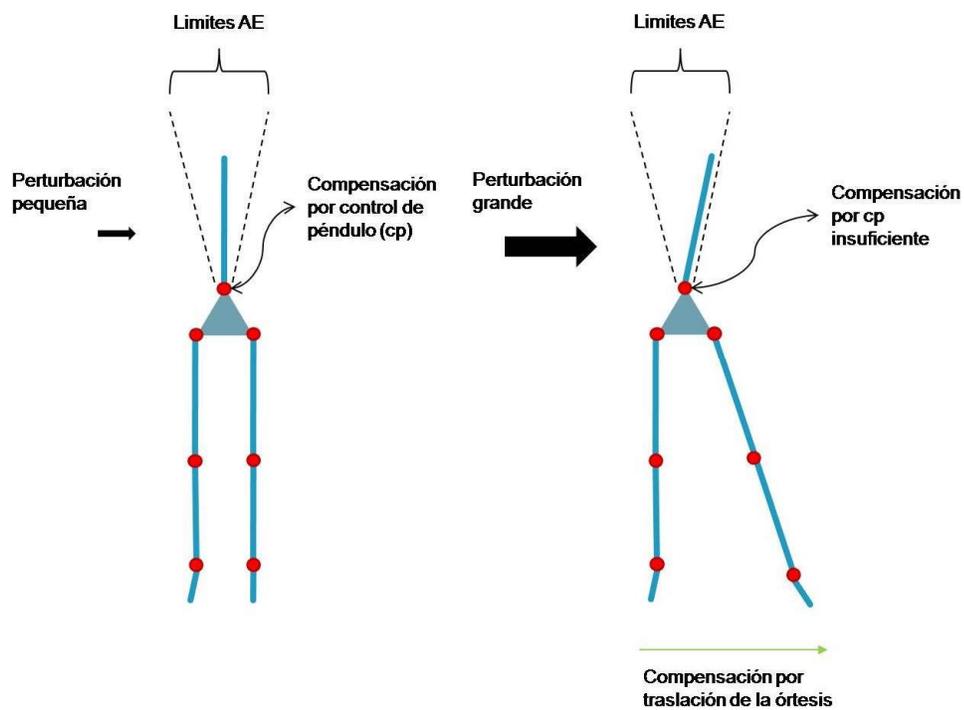


Figura 33. Mecanismo de funcionamiento en bipedestación.

Para el equilibrio en bipedestación, el péndulo invertido compensará perturbaciones pequeñas al sistema, manteniendo el torso paralelo a la fuerza gravitatoria, tanto en el plano sagital como en el frontal. Cuando este mecanismo de control reciba perturbaciones grandes, y la inercia del sistema completo cree momentos tanto en el

plano frontal como en el sagital, el robot bípedo se trasladará sobre el plano transversal buscando estabilizar el sistema. Estos sistemas de control trabajando en “paralelo”, en gran medida conservan analogía con el cuerpo humano. Para el proceso de locomoción, el péndulo invertido conservará las funciones antes descritas; sin embargo, además de la compensación de perturbaciones externas, deberá afrontar las basculaciones de la pelvis, al mismo tiempo que el robot bípedo avanzará de acuerdo a las trayectorias particulares de cada articulación, buscando adaptarse a las características del terreno (en éste caso, inclinaciones).

Para lograr lo antes mencionado, se ha segmentado el progreso del proyecto en las siguientes etapas que, además de servir como metas a corto plazo, facilitando la resolución del problema, ayudarán como puntos de evaluación en el avance. Estas etapas se describen a continuación:

- Realizar pruebas de soporte, confort y libertad de movimiento, limitaciones en su caso, con la órtesis desactivada y con un usuario sano.
- Mantener el equilibrio en bipedestación a varios niveles de perturbación, en vacío y con un muñeco de prueba (dummie) con las características del usuario final.
- Realizar la locomoción en línea recta, sobre un plano recto o con inclinaciones en ambos ejes que definen dicho plano, igualmente en vacío y con dummie.
- Realizar pruebas de equilibrio y locomoción en usuarios sanos, validando la adaptabilidad del sistema a cambios de usuarios dentro de cierto rango, así como confort y soporte en condiciones dinámicas.
- Iniciar pruebas en pacientes con paraplejia.

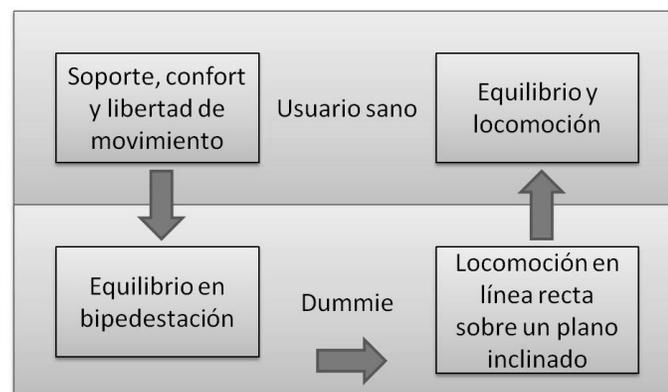


Figura 34. Etapas del proyecto.

La estrategia de diseño es fundamental para llegar con éxito a las metas planteadas. El diseñador tiene a su disposición diferentes herramientas de diseño que lo ayudan en sus diferentes etapas. Sin embargo, el proceso creativo en el que se encuentra inmerso suele ser caprichoso, y la selección de dichas herramientas debe ser con base en las condiciones del proyecto y las características del producto. La estrategia de búsqueda al azar puede ser apropiada en situaciones de diseños novedosos de gran incertidumbre [2]. Por ello, se optó por una tendencia divergente de ideas, ampliando el horizonte de posibilidades y vectores de ataque de los problemas.

El método o herramienta de diseño que por sus características puede aportar una perspectiva correcta es la Sinéctica, la cual recurre al pensamiento analógico como método creativo [2]. Por ello, la filosofía de diseño adoptada se basa en la aplicación de analogías al objeto de estudio. Inspirados en la organización sistemática del cuerpo humano utilizada en la **anatomía de la peana o descriptiva**, se subdividió el problema planteado en los siguientes subsistemas:

- **Sistema óseo:** apoyo estructural y protección a subsistemas delicados.
- **Sistema articular:** unión entre los eslabones del sistema óseo, transmisión de fuerzas, brindar movimiento y limitarlo o, en su caso, evitarlo.
- **Sistema muscular:** generación de los movimientos y la potencia de acuerdo a la intención del individuo.
- **Sistema nervioso:** recolección, transferencia y procesado de información, subdivido en:
 - **Central:** procesamiento de información y control.
 - **Periférico:** recibir y transportar información desde y hacia los actuadores, apoyándose en dos subsistemas sensoriales.
 - **Propiocepción:** información interna del aparato.
 - **Exterocepción:** información del medio que lo rodea.
- **Sistema digestivo:** recepción y procesado de suministros energéticos.
- **Sistema integumentario:** El recubrimiento exterior del dispositivo, que en el presente caso involucra las funciones de estética y protección general del aparato. Asimismo, en este sistema se consideró no sólo la interfaz máquina-medio ambiente, sino la interfaz hombre-máquina.

Al igual que en el ser humano, entre dichos subsistemas existirán interacciones necesarias para cumplir con funciones comunes y más amplias, como es el caso de los sistemas óseos, articulares y musculares, que en conjunto forman al aparato locomotor. Modificaciones o alteraciones en cada sistema generan variaciones en los aparatos que forman parte.

De la misma forma, haciendo analogía en la organización por capas del cuerpo humano, el diseño de la órtesis tendrá esta característica buscando establecer mecanismos de interacción universales entre capas, brindándole así una mayor versatilidad a cada una de ellas y buscando que las modificaciones en una afecten de forma mínima a las ligadas a ésta. Para lo cual, y basados en las consideraciones de la organización sistemática, se propuso el diagrama de funciones resumido de la **Figura 35**.

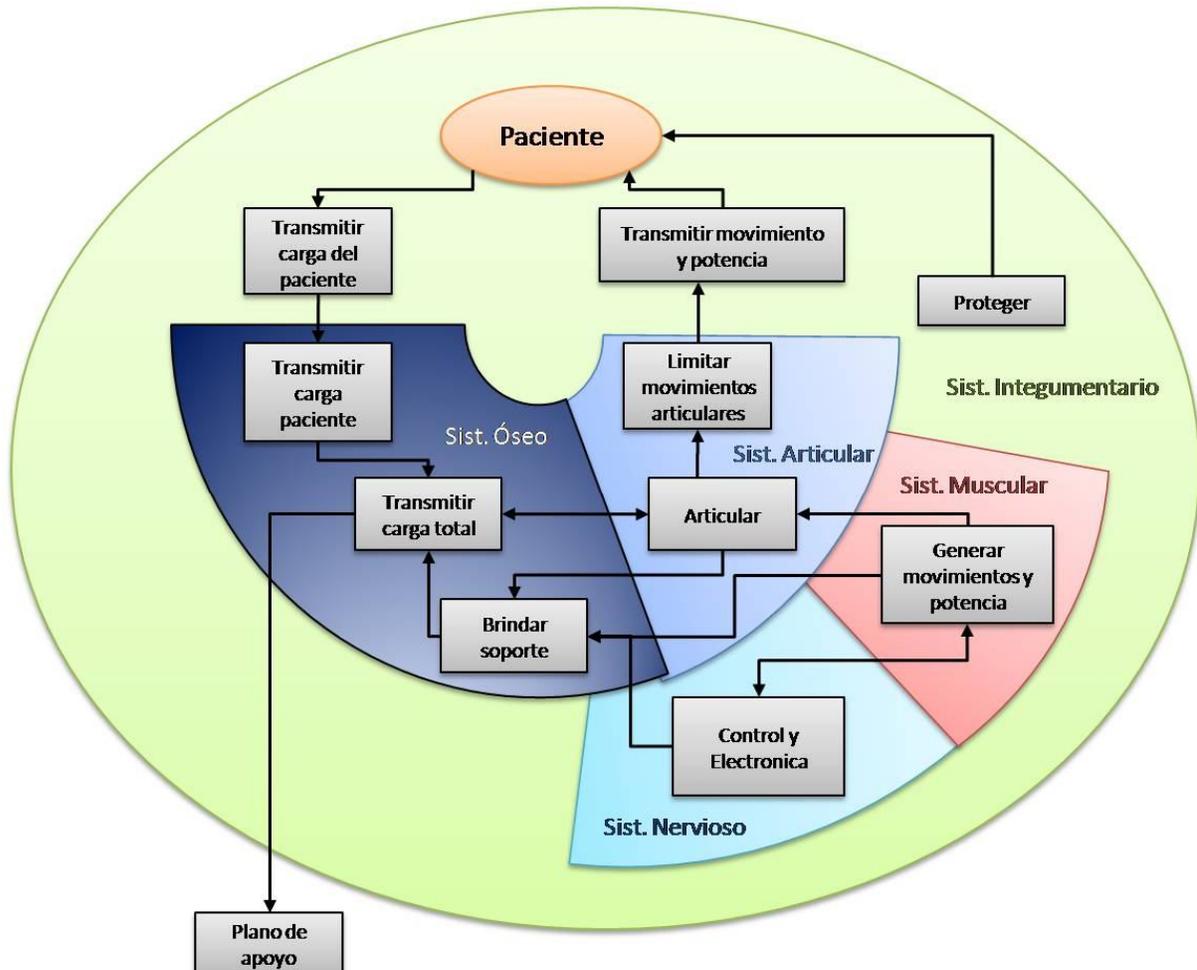


Figura 35. Diagrama funcional de la OAMI.

Sistemas óseo y articular

Analizando el diagrama de funciones presentado previamente, la interacción entre el sistema óseo y el articular en particular es considerada en la primera etapa del diseño como el de mayor importancia, ya que ésta es la que en última instancia permitirá el movimiento a la órtesis, brindando al mismo tiempo una gran estabilidad y una eficiente transmisión de fuerzas a través de la estructura. Debido a su importancia, éste fue el objetivo principal de la participación del autor en el proyecto. Tomando en cuenta la segmentación del problema, mostrado al inicio del planteamiento del problema (**Figura 33**), se decidió realizar exclusivamente el diseño a detalle de los elementos que formarían parte del robot bípedo, y dejar propuestas de configuración para el péndulo invertido.

El proyecto se desarrolla bajo las especificaciones ergonómicas, antropométricas y biomecánicas que los mismos miembros inferiores exigen para su correcto funcionamiento. Acotando la cantidad de movimientos articulares para un primer prototipo funcional, cuyo objetivo principal será realizar la locomoción en línea recta sobre un plano con diferentes grados de inclinación y peralte, se definieron los siguientes movimientos necesarios para la locomoción:

- Estabilización del torso en los planos frontal y sagital
- Flexión-extensión (FE) de la cadera
- Aducción-abducción (AA) de la cadera
- Flexión-extensión (FE) de la rodilla
- Flexión-extensión (FE) del tobillo
- Supinación-pronación (SP) del pie

Con base en lo anterior se identificaron cuatro articulaciones básicas y cinco eslabones o grupo de eslabones que formarán la estructura, que en conjunto tendría doce grados de libertad:

- Soporte torácico (ST): recepción de la mayor parte de la carga del paciente.
- **Articulación espalda (AE)**: dos grados de libertad, permite el posicionamiento del tórax en el espacio, logrando el control de la vertical.

- Soporte pélvico (SP): distribución de la carga a cada uno de los miembros.
- **Articulación cadera (AC)**: dos grados de libertad, dirección y posición del muslo.
- Soporte femoral (SF): sujeción del muslo.
- **Articulación rodilla (AR)**: un grado de libertad, permite la rotación en torno al eje de la rodilla.
- Soporte tibio-peroneal (STP): sujeción de la pierna.
- **Articulación pie (AP)**: dos grados de libertad, junto con flexión-extensión de la rodilla, permite el posicionamiento plantar del pie en el espacio.
- Soporte astragálgico (SA): distribución de fuerzas en el pie.
- Soporte plantar (SP): transmisión de la carga total al plano de soporte.

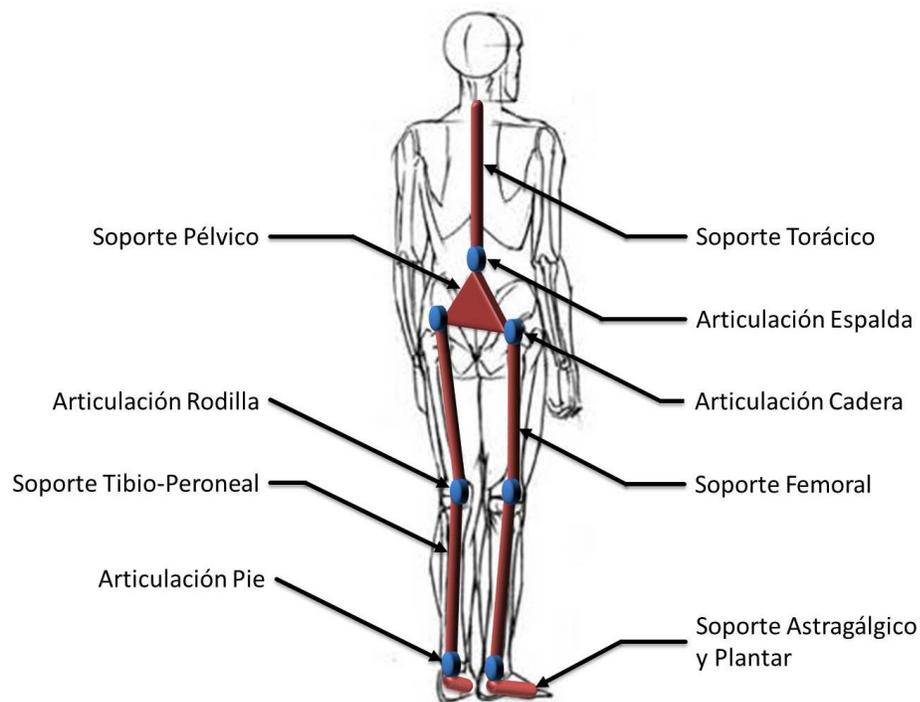


Figura 36. Diagrama articular de la OAMI.

Ubicaciones de las articulaciones

Al implementar un análisis de ubicación, se definió el espacio donde se podría hacer el desarrollo de la órtesis, dejando una zona clara para la posición de cada articulación y los eslabones (**Figura 37**).

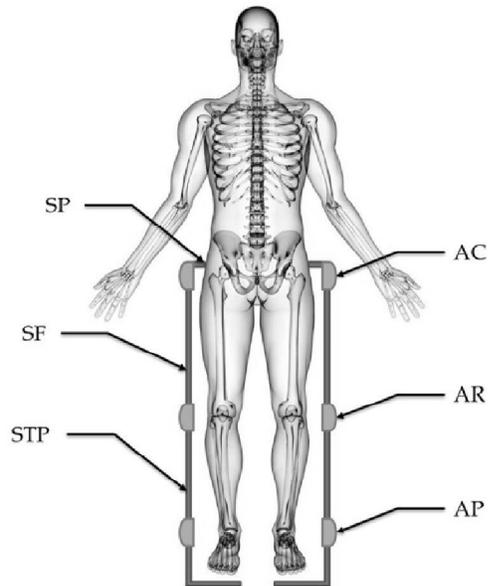


Figura 37. Ubicación de articulaciones de la OAMI.

A pesar de que estas ubicaciones parecen obvias, se definieron no con base en un criterio arbitrario sino a las condiciones del proyecto. Por ejemplo, para la ubicación de la AR se consideró que el espacio de la cara anterior de la rodilla estaría reservado para la instalación del aparato en el paciente, la cara posterior es la zona de trabajo de la rodilla, por lo que no se diseñó en este espacio para evitar interferencias, la cara interior representa un espacio reducido, lo que limitaría las posibilidades de diseño, por tanto, se eligió la cara exterior de la rodilla, cuya libertad de espacio permitiría un desarrollo más efectivo. Éste mismo criterio fue adoptado en la ubicación de las demás articulaciones. El orden de diseño de las articulaciones y de los eslabones fue el siguiente:

- a) Articulación rodilla
- b) Articulación pie (plano sagital)
- c) Eslabones pie (soportes astragálgico y plantar)
- d) Articulación pie (plano frontal)
- e) Soporte tibio-peroneal
- f) Articulación cadera (planos sagital y frontal)
- g) Soporte femoral
- h) Cinturón pélvico
- i) Articulación espalda
- j) Soporte torácico.

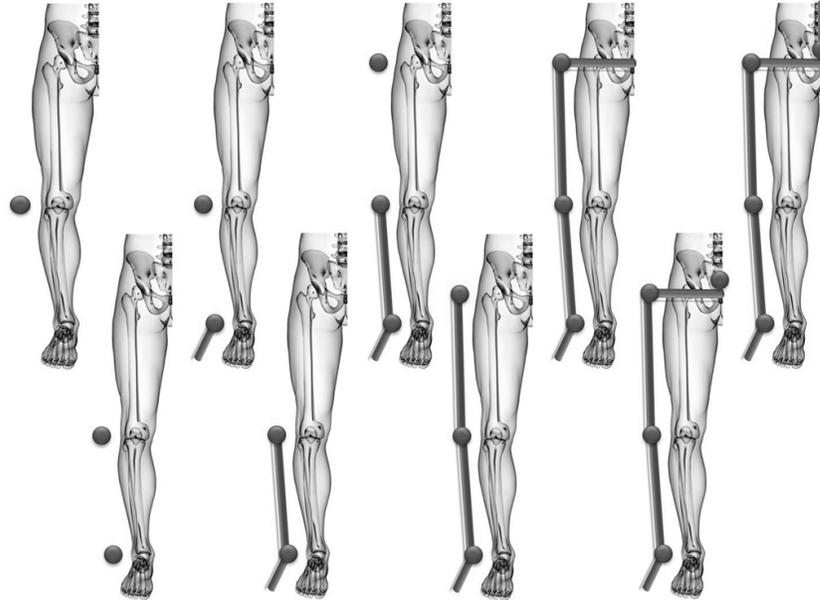


Figura 38. Orden de diseño de la OAMI.

Delimitación de funciones

Apoyados por la experiencia del equipo del INR, se delimitaron las funciones principales de las articulaciones. Más allá de las funciones pasajeras durante la marcha, las articulaciones cumplen con las siguientes tres funciones básicas:

- Permitir movimientos en los planos de acción particulares
- Limitar la libertad de movimientos en dichos planos
- Transmitir la carga entre eslabones de la Órtesis.

Con base en estas tres funciones principales, se realizó durante todo el proceso de diseño una serie de propuestas de diagramas de funciones hasta lograr el que se presenta más adelante.

En la **Figura 39** se muestran las tres funciones principales y dos secundarias que deben cumplir las articulaciones, obviando otras como el soporte de los elementos y los elementos de unión. Primero para transmitir la carga, es necesario contar con un elemento que la reciba y otro que la emita. En segundo lugar, para transmitir el movimiento, es necesario articular y limitar dicho movimiento para, por último, emitirlo al siguiente módulo o al suelo.

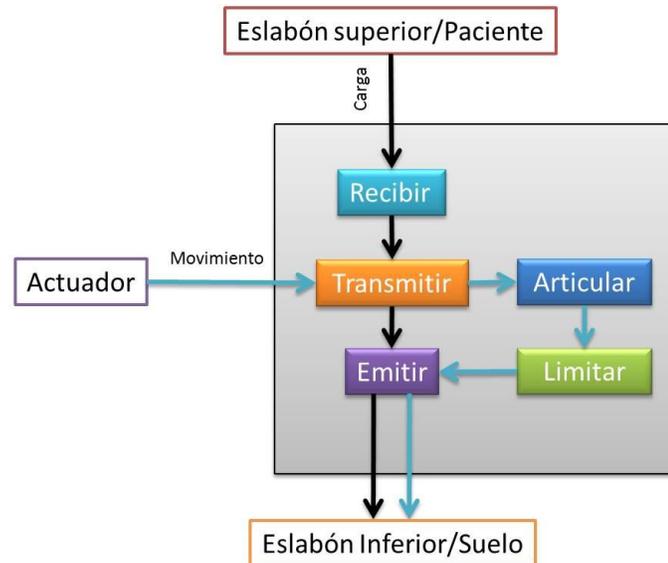


Figura 39. Diagrama de funciones para articulaciones.

Los eslabones, por otro lado, deben cumplir con las siguientes funciones:

- Transmitir la carga entre articulaciones
- Adaptarse a la antropometría del usuario
- Soportar a los elementos de los demás sistemas.

Se está incluyendo la segunda función para evaluar el rendimiento del aparato bajo diferentes configuraciones de operación, particularmente la interacción entre el paciente y el aparato, al variar la posición de los ejes de rotación de la órtesis con respecto a los de las articulaciones naturales. Otra de las ventajas que esto representa es el margen de error, tanto en manufactura como en las mediciones, que absorbería la función de adaptación, permitiendo ajustar apropiadamente el aparato.

Una vez definidos los retos particulares y las funciones con las que se espera resolverlos, es necesario marcar las fronteras del diseño. Debido a que el objetivo del prototipo será verificar las funciones y sus interacciones, de forma que puedan ser aplicadas dentro del diseño del producto, se decidió realizar el diseño a la medida de un usuario voluntario (**Apéndice 1**).

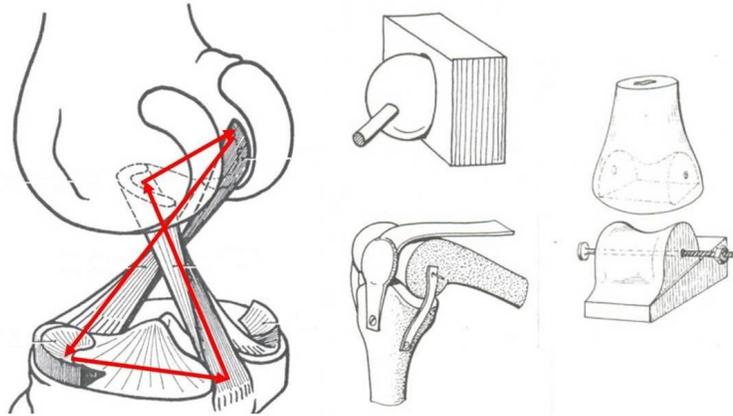


Figura 40. Modelos biomecánicos de articulaciones.

Esquemas seleccionados

Para iniciar con el diseño a detalle de las articulaciones, fue necesario generar diferentes configuraciones y composiciones con el objetivo de evaluarlos y seleccionar el esquema que cumpla con los objetivos generales y particulares, de la manera más eficaz posible. El primero de los pasos fue investigar las equivalencias biomecánicas y los modelos con los que se estudia el funcionamiento de estas articulaciones.

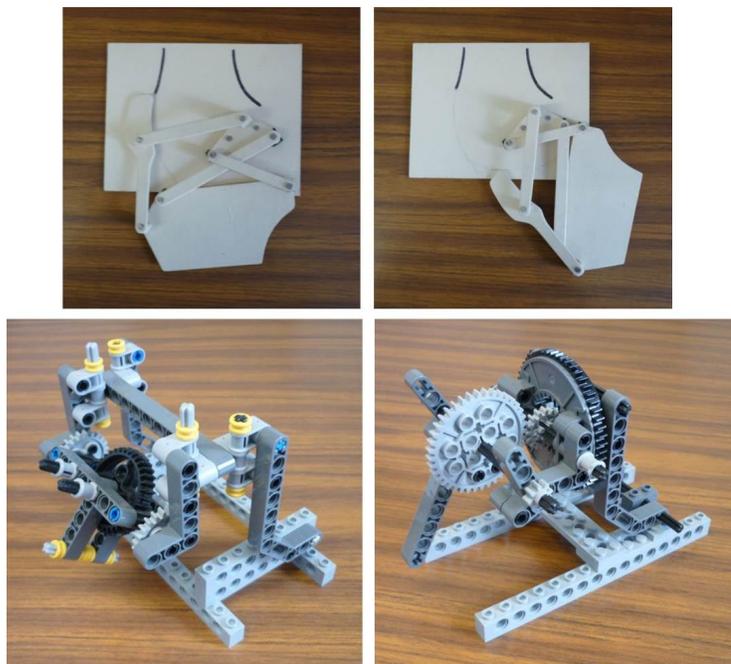


Figura 41. Prototipos a escala de las composiciones de algunas articulaciones.

En la **Figura 40** se muestran diferentes modelos biomecánicos de las diferentes articulaciones. La rodilla ha sido la más estudiada de las articulaciones que componen el miembro inferior, probablemente por la complejidad que representa. Otra herramienta de diseño utilizada, fue la generación de prototipos o modelos a escala de diferentes configuraciones y mecanismos (**Figura 41**). Esto ayudó en gran medida al establecimiento de condiciones favorables para la configuración y composición particular de las articulaciones, así como para identificar nuevas funciones. Con base en los datos recabados, los diagramas funcionales tanto generales como particulares para las articulaciones, las reuniones con el equipo del INR, la literatura disponible, la implementación de modelos a escala y demás, se obtuvo la composición general de las articulaciones.

Composición

En la **Figura 42** se presenta la composición final de la AR. Debido a que, en esencia, las funciones y la estructura se repiten en el resto de las articulaciones, ésta composición fue utilizada en el diseño de las demás articulaciones, con sus correspondientes adaptaciones. Cada elemento corresponde, al menos, a alguna de las funciones de la **Figura 39**, incluyendo otros elementos que se definieron durante el proceso previamente comentado.

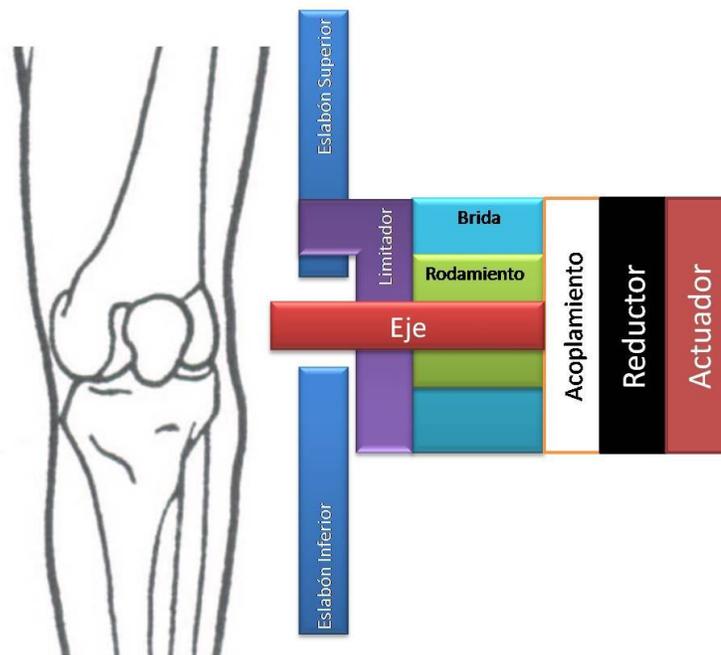


Figura 42. Composición de la AR.

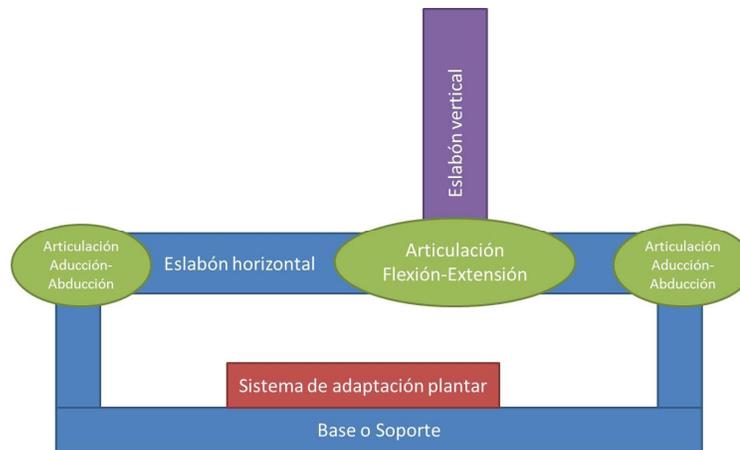


Figura 43. Composición de la AP.

Debido a las características de la articulación del pie, se decidió el diseño de un botín que cumpliera tanto con las funciones y los requerimientos de ambos movimientos que realiza el pie, como con las funciones de los eslabones que estarían involucrados. Esta composición, ayudó a definir un diseño modular en el pie, que más adelante fue corroborado en el análisis del ensamble, ya que debido a que contiene un sistema dentro de otros, es necesario su ensamble por separado. Los módulos fueron los siguientes:

- Flexión-extensión cara interna
- Flexión-extensión cara externa
- Supinación-pronación cara anterior
- Supinación-pronación cara posterior
- Base plantar
- Adaptación inferior
- Adaptación superior.

Detalles y dibujos de trabajo

De acuerdo con el orden de diseño definido previamente, el diseño a detalle de la AR fue el primero en realizarse. Como se ya se comentó, se buscó realizar un diseño modular, cuyas modificaciones particulares afectarían en la menor medida a otros sistemas y módulos. Debido a que las diferentes articulaciones comparten objetivos comunes y a que se propuso un diagrama funcional general, se espera que la solución a dichas

funciones pueda ser aplicada a las diferentes articulaciones sin la necesidad de muchas modificaciones. Esto representa ventajas desde diferentes puntos de vista: reducción de costos de ingeniería, uso de materias primas estándar para los módulos, reducción de tiempos de manufactura y por consiguiente costos, e inclusive posibilidad de automatización del proceso.

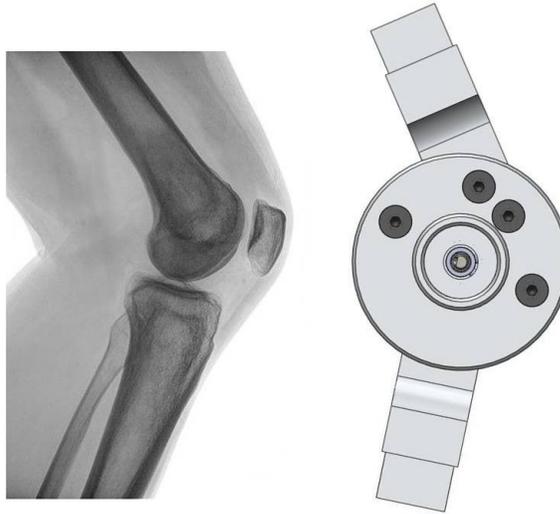


Figura 44. Comparativo entre rodilla natural y artificial.

Hasta el momento se ha mostrado principalmente la identificación de las funciones principales y la forma en que se planteó resolverlas. Tomando en cuenta analogías con respecto a las geometrías y estructura de los huesos, y la disposición de las articulaciones naturales y su fisiología, se develaron algunas funciones extra (de soporte, ensamble, alineación, etcétera), aunque dichas analogías no se hicieron tan evidentes como en el diseño a detalle, particularmente en la forma de algunas de las piezas y su interacción (**Figura 44**), definiendo en gran parte las geometrías finales de las piezas. A continuación se presentan a manera de resumen, las características más importantes de las articulaciones.

Articulación rodilla

En la **Figura 46** se muestra el dibujo de ensamble de la articulación de la rodilla izquierda. Como se puede observar, se conserva la relación entre el diagrama de funciones, la composición y el diseño a detalle de la articulación. Sin embargo algunas piezas se agregan para brindarle equilibrio y estabilidad a la rodilla.

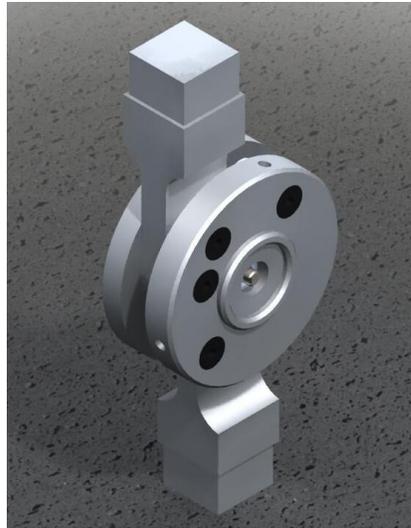


Figura 45. Vista Isométrica de AR izquierda.

Con un peso aproximado de 0.688 kg, tiene un total de 13 piezas. Conservando las analogías, se tienen dos bridas con rodamientos que permiten el movimiento (articulan) a semejanza de los cóndilos femorales, y eslabones superiores e inferiores a manera de los tallos del fémur y tibia. Asimismo, la unión de las bridas y el eslabón superior, asemejan la geometría del fémur, la cual representa ventajas como las identificadas previamente [10].

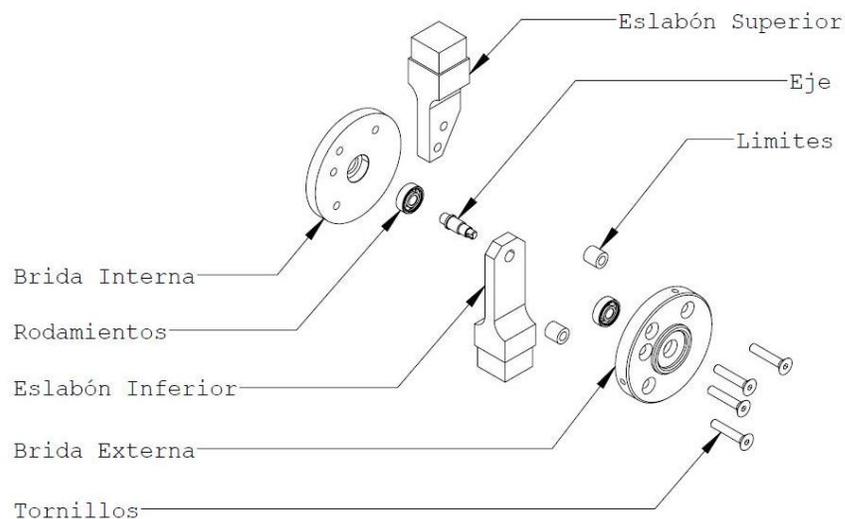


Figura 46. Dibujo de ensamble del AR.

Por otro lado desde el punto de vista de diseño mecánico, se logró una articulación con ensamble sobre un mismo eje, tornillos normalizados y cantidad reducida de piezas; lo cual formaban parte de los objetivos de diseño. De igual forma, se logró un diseño modular, cuyas modificaciones no afectarían otros módulos o sistemas de la órtesis. En este sentido cabe mencionar que se realizaron reuniones para establecer los mecanismos de acoplamiento con el reductor que se fue diseñando a la par. Una de las funciones importantes de las articulaciones es la limitación, ya que la mala ubicación de los límites podría generar afectaciones al paciente. El rango de movimiento fue determinado considerando la posible migración de objetivos de la OAMI, de la simple marcha a algún otro proceso que requiriera un rango mayor. Se tomó como referencia la posición sentada y el rango necesario para esto, ya que la instalación será en esta posición (**Figura 47**).

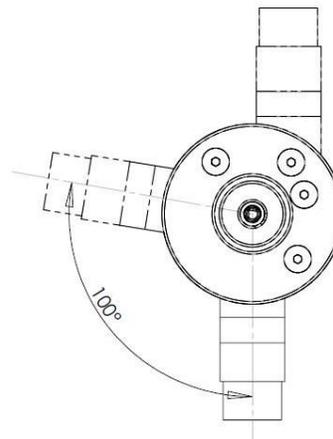


Figura 47. Rango de movimiento de AR.

Articulación pie

Al igual que en el pie humano, la articulación del pie es un sistema complejo que en la OAMI se compone de cuatro articulaciones tipo bisagra, dos para permitir la FE del tobillo y otros dos para la SP del pie. Por las características de la articulación, fue necesario combinar las funciones de las articulaciones y los eslabones para reducir el espacio y aumentar la eficiencia de algunos módulos. Su peso aproximado es de 9.732 kg. El ensamble general de los módulos previamente planteados no se realiza en un solo eje, no así en el ensamble particular de cada uno, donde se procuró un solo eje. El total de piezas de la articulación del pie son 144.

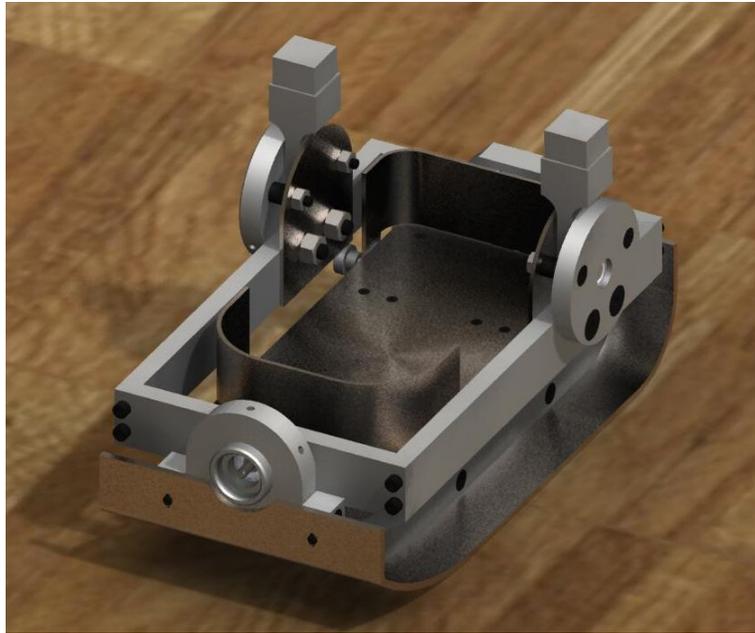


Figura 48. Vista trimétrica de la AP.

Las dimensiones internas fueron definidas con base en la decisión del uso con calzado de la AP, para lo cual fue necesario permitir una holgura para el ajuste del pie con calzado, ya que las medidas del último pueden variar de acuerdo al modelo. Para ello se implementó un sistema de adaptación en las caras anterior, posterior y plantar del pie, siendo el primero y el último, sistemas pasivos (resortes y muelles), y el segundo activo (tornillo de seguridad), esto para permitirle al usuario la correcta alineación de los ejes articulares.

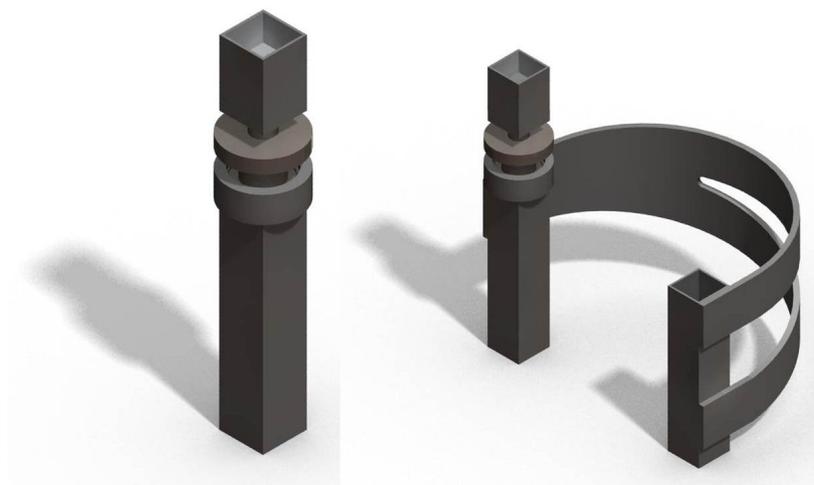


Figura 49. Isométrico de eslabones femoral y tibio-peroneal.

Eslabones tibio-peroneal y femoral

El diseño a detalle de los eslabones (**Figura 49**) se basó en el diseño de una columna que modificará su longitud en un rango de una pulgada y asegurara el paralelismo de los ejes de las articulaciones. La geometría de la columna resuelve el segundo requerimiento, el primero fue resuelto con la implementación de un sistema de elevación basado en un tornillo de potencia.

En el caso de los eslabones tibio-peroneales se le ha agregado una placa en la zona de los músculos gemelos, cuya función es distribuir parte de la carga al módulo de flexión-extensión interno de la articulación del pie correspondiente y, asimismo, servir como posible soporte para parte del sistema integumentario interno, es decir, la interfaz entre el aparato y el paciente.

El peso del soporte femoral es aproximadamente de 0.418 kg y del tibio-peroneal 0.92 kg. El número de piezas del primero es ocho, mientras que del segundo es diez.

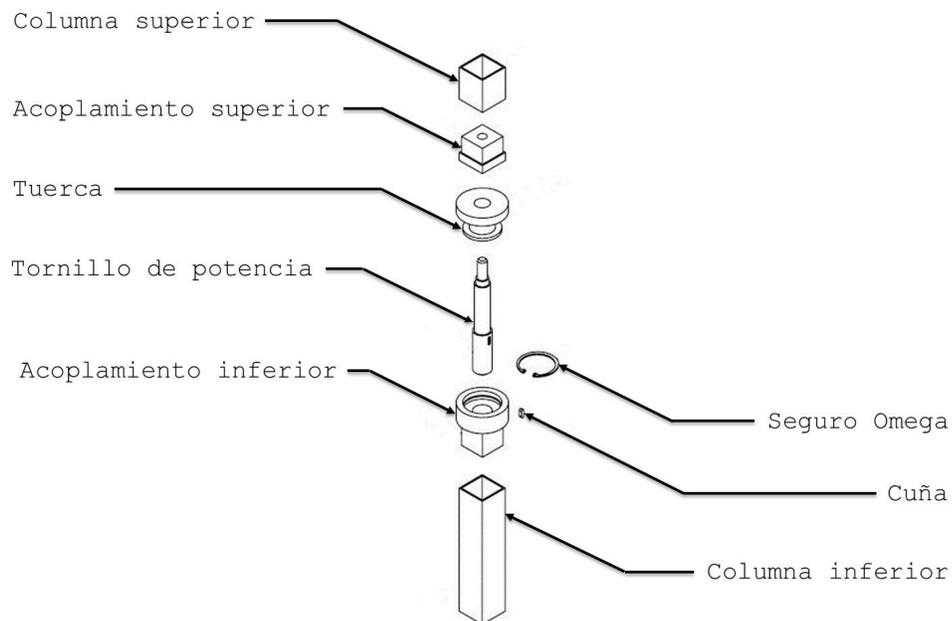


Figura 50. Dibujo de ensamblaje de SF.



Figura 51. Vista dimétrica de AC.

Articulación cadera

La articulación de la cadera cuenta con dos ejes de rotación, los cuales permiten la flexión-extensión y la aducción-abducción en esta articulación. Se basa en el mismo principio de funcionamiento de una articulación tipo cardan, y continúa con la aplicación del diagrama funcional de las articulaciones.

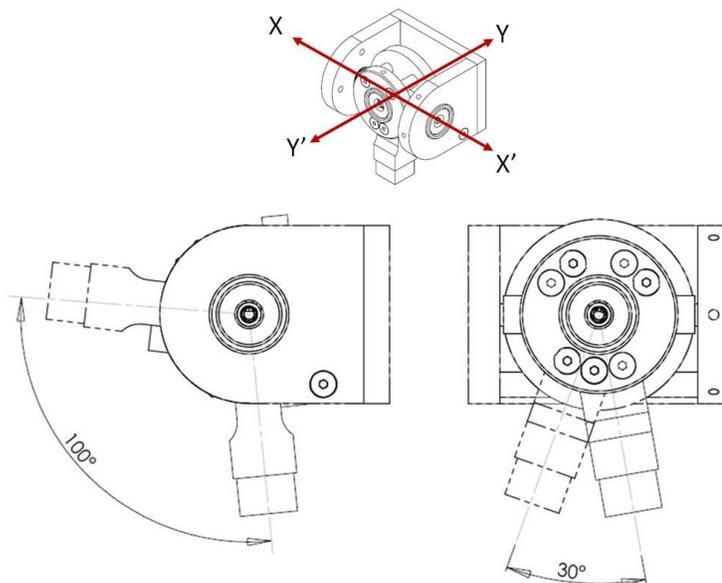


Figura 52. Rango de movimiento de AC.

Una característica muy importante en esta articulación es la posición del eje de aducción-abducción, ya que fue necesario trasladarlo lateralmente, principalmente por cuestiones de espacio. Esta decisión fue tomada gracias al apoyo del equipo del INR, quienes recomendaron tomar en cuenta la capacidad de adaptación del cuerpo humano ante dicha traslación y el relativamente bajo margen de error que esto causaría. Esta decisión tiene una repercusión en los rangos de movimientos y en las curvas de movimiento, lo cual deberá ser considerado en la etapa del diseño del sistema nervioso (control y electrónica). El peso aproximado de la articulación es de 1.772 kg y cuenta con 26 piezas.

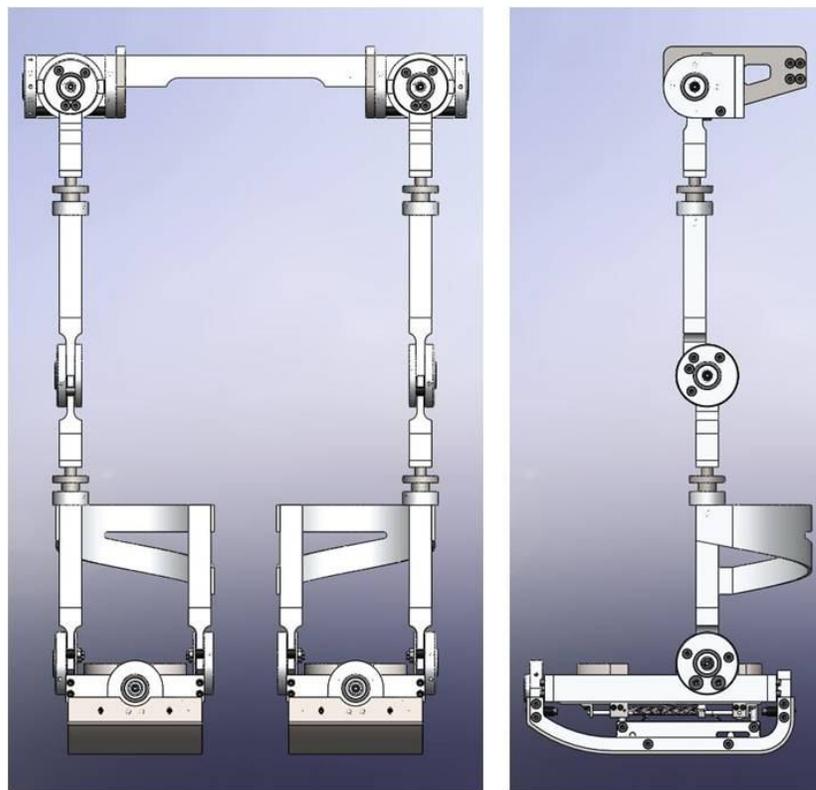


Figura 53. Vistas frontal e lateral de la OAMI.

Arreglo general

El arreglo general del sistema óseo y articular del robot bípedo que se muestra, contiene las características que se han definido para cada articulación. Considerando la condición del paciente, la instalación de la órtesis debe ser, sobretodo, un proceso lo más cómodo posible, por ello, una restricción de diseño fue evitar obstáculos en la parte frontal del

dispositivo, de manera que el paciente sea capaz de realizar todo tipo de ajuste y corrección por su propia cuenta. El peso total del aparato es de 31 kg. En el **Apéndice 3** se presenta la lista de planos generados para la manufactura y ensamble del sistema óseo y articular del robot bípedo que formará parte de la OAMI.

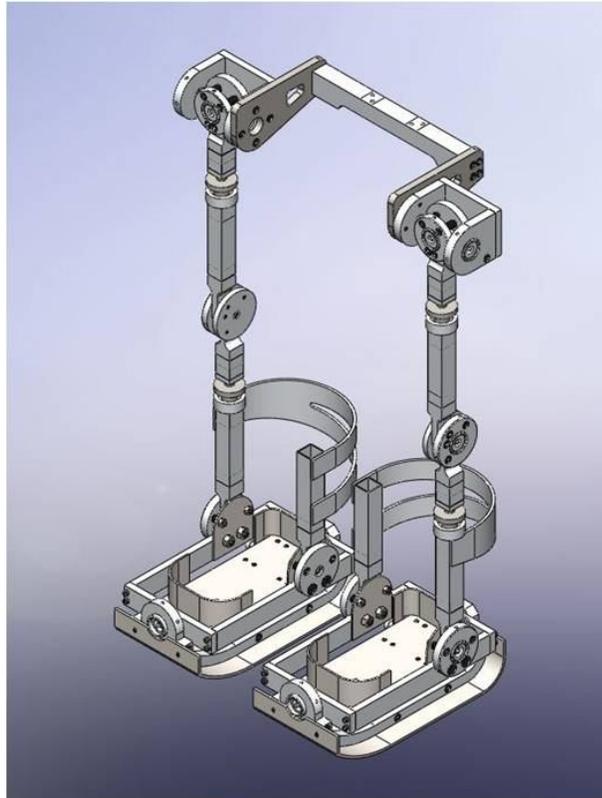


Figura 54. Vista isométrica de la OAMI.

Análisis por elemento finito

Para verificar la eficiente transmisión de fuerzas, la correcta selección de materiales, geometrías y dimensiones para piezas en las diferentes articulaciones y eslabones, se realizaron análisis por elemento finito en las piezas clave de las articulaciones (**Figura 55 a 66**). Las zonas en color rojo muestran las mayores concentraciones de esfuerzos, lo que significa que representan las zonas más propensas a presentar fallas; mientras que las zonas en color azul muestran las menores concentraciones de esfuerzos. Las imágenes también muestran de forma exagerada las posibles deformaciones de las piezas; en la realidad, las deformaciones en general no superaron el orden de las milésimas de pulgada.

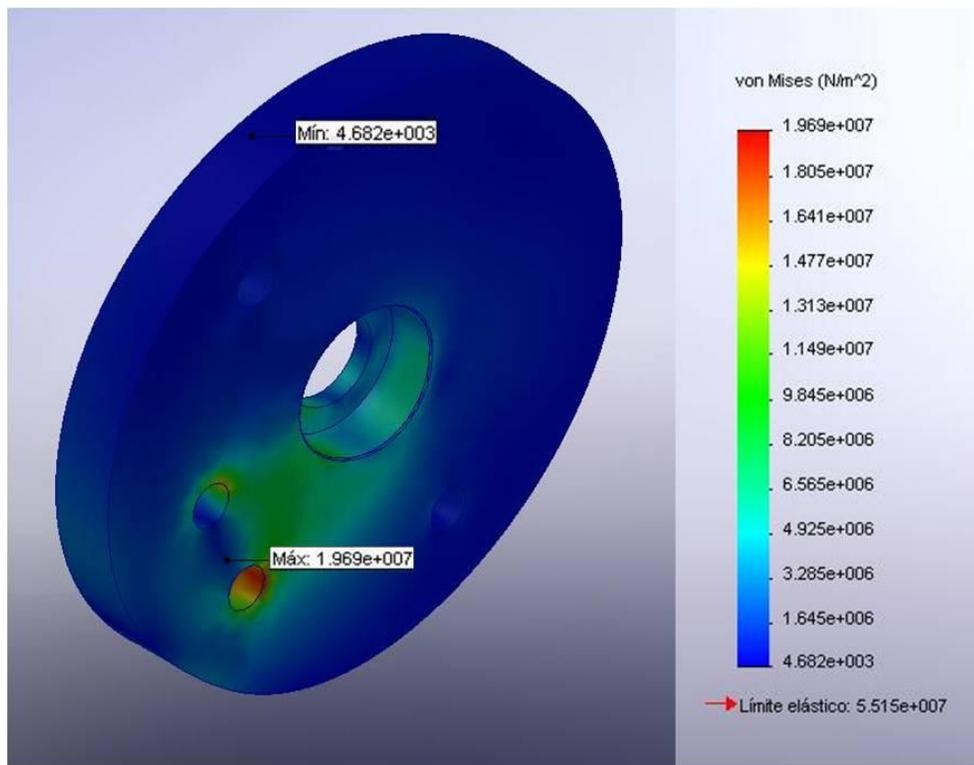


Figura 55. Diagrama de esfuerzos de la brida interior de AR.

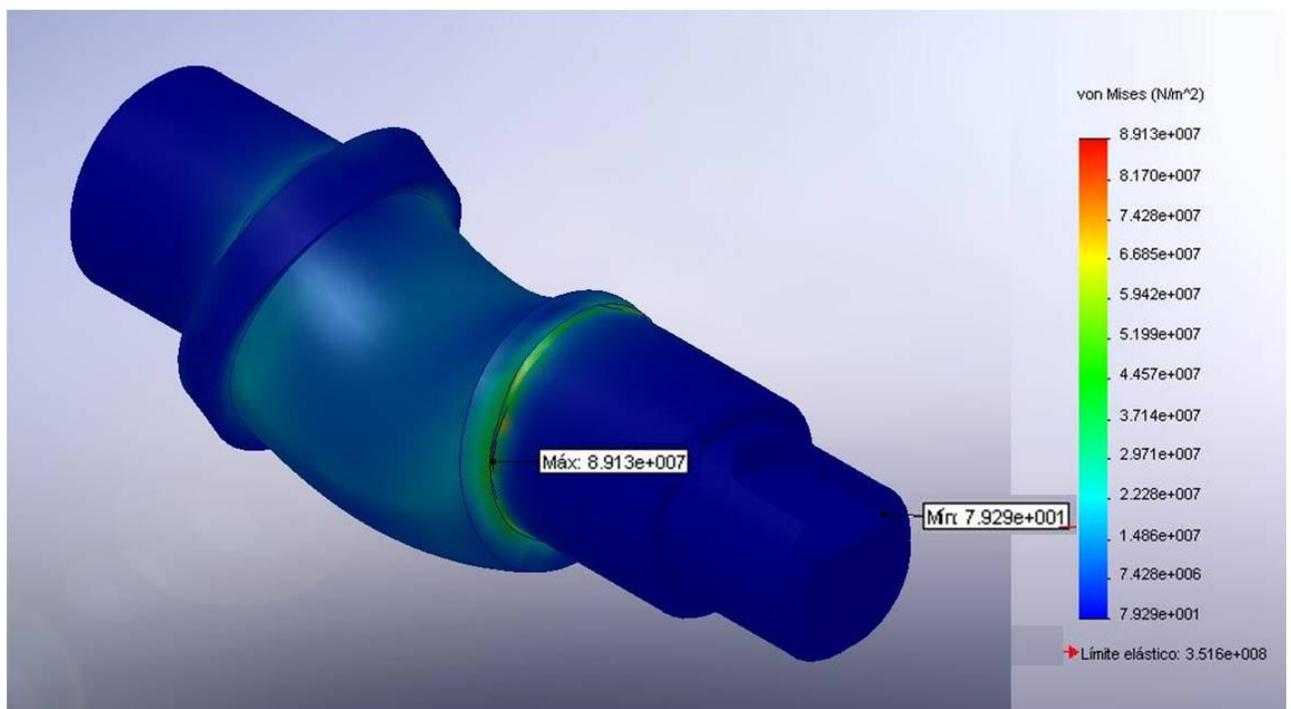


Figura 56. Diagrama de esfuerzos del eje de AR.

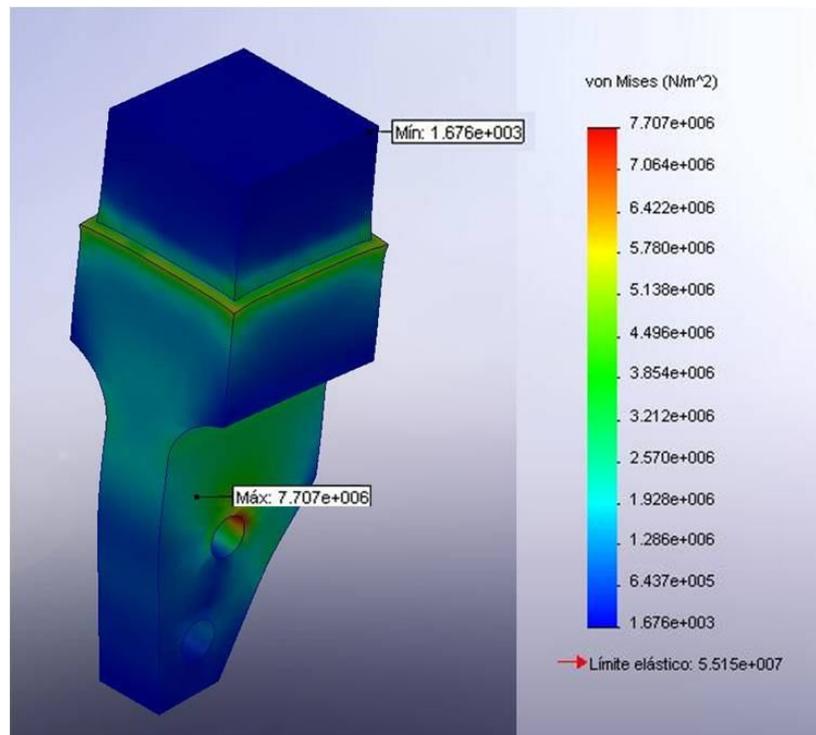


Figura 57. Diagrama de esfuerzos del acoplamiento inferior de SF.

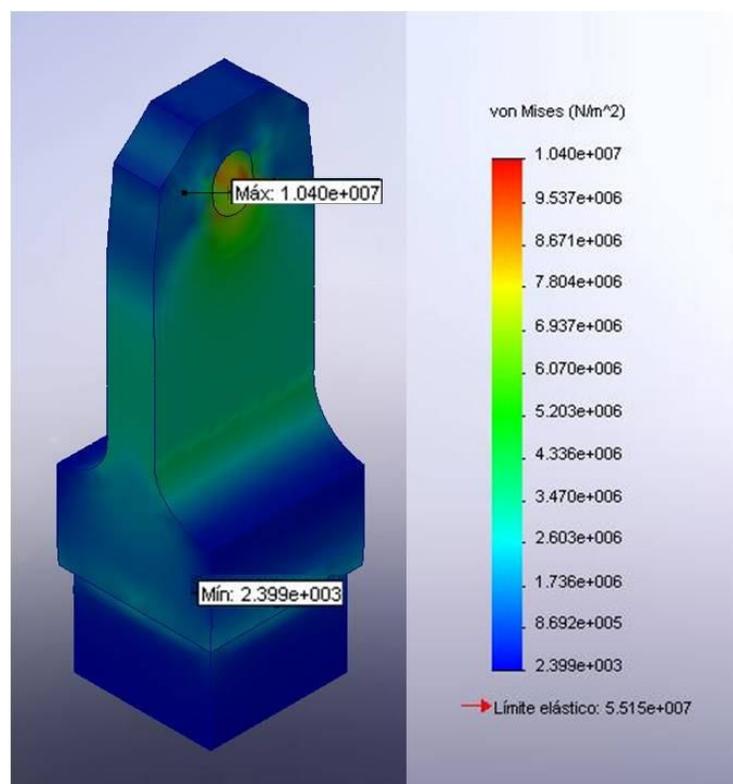


Figura 58. Diagrama de esfuerzos del acoplamiento superior de STP.

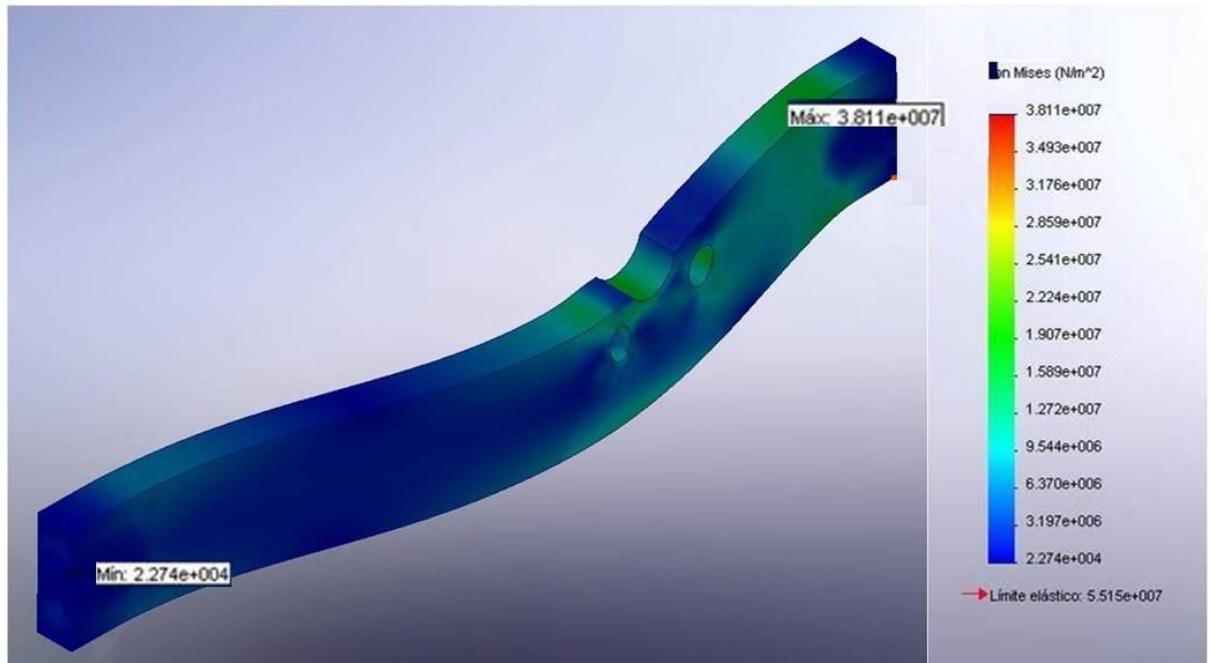


Figura 59. Diagrama de esfuerzos del eslabón horizontal lateral de SA.

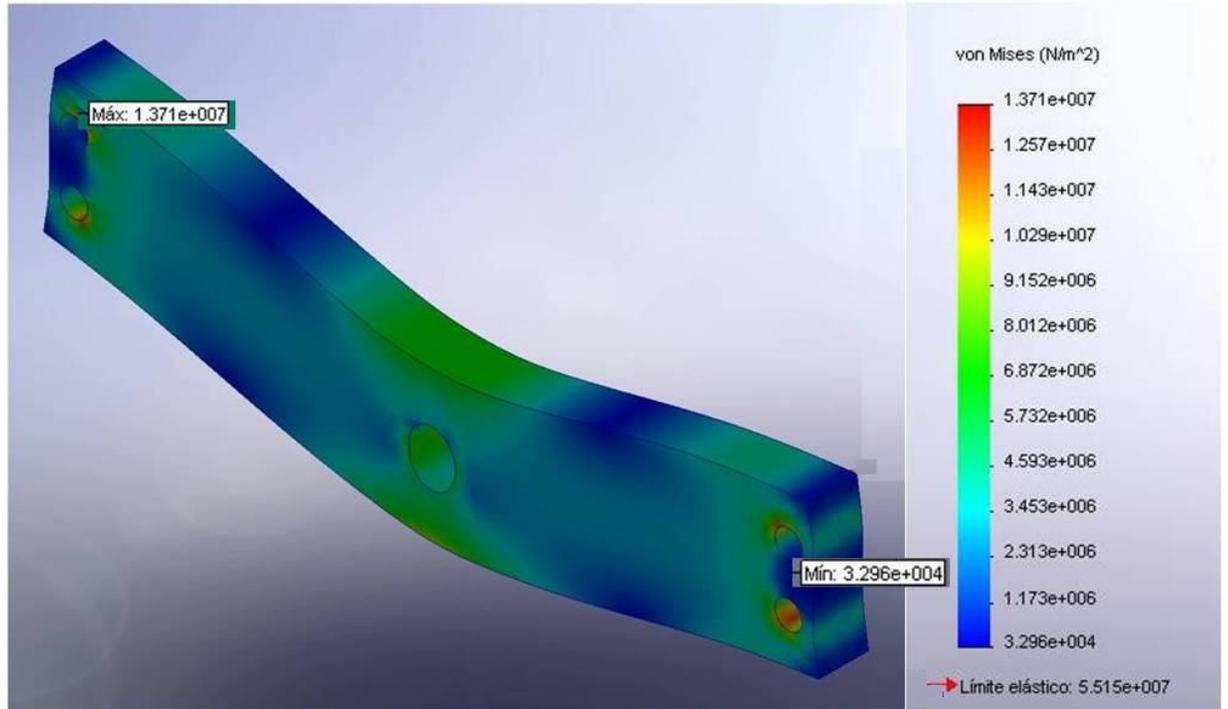


Figura 60. Diagrama de esfuerzos del eslabón horizontal anterior-posterior de SA.

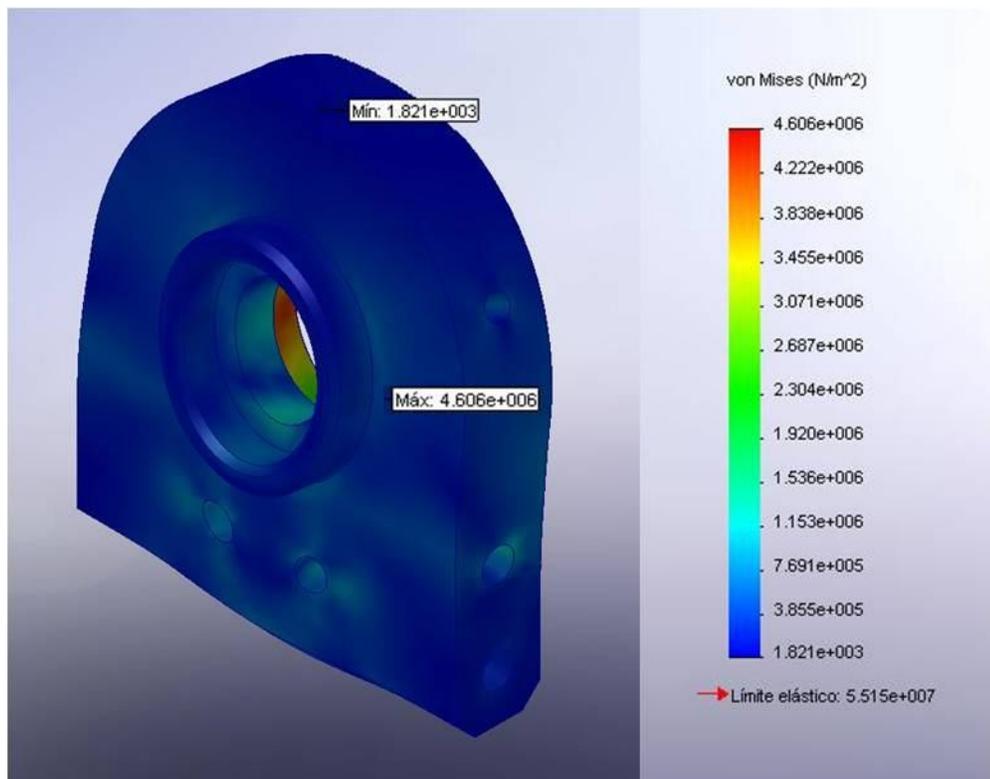


Figura 61. Diagrama de esfuerzos del eslabón vertical anterior de AP.

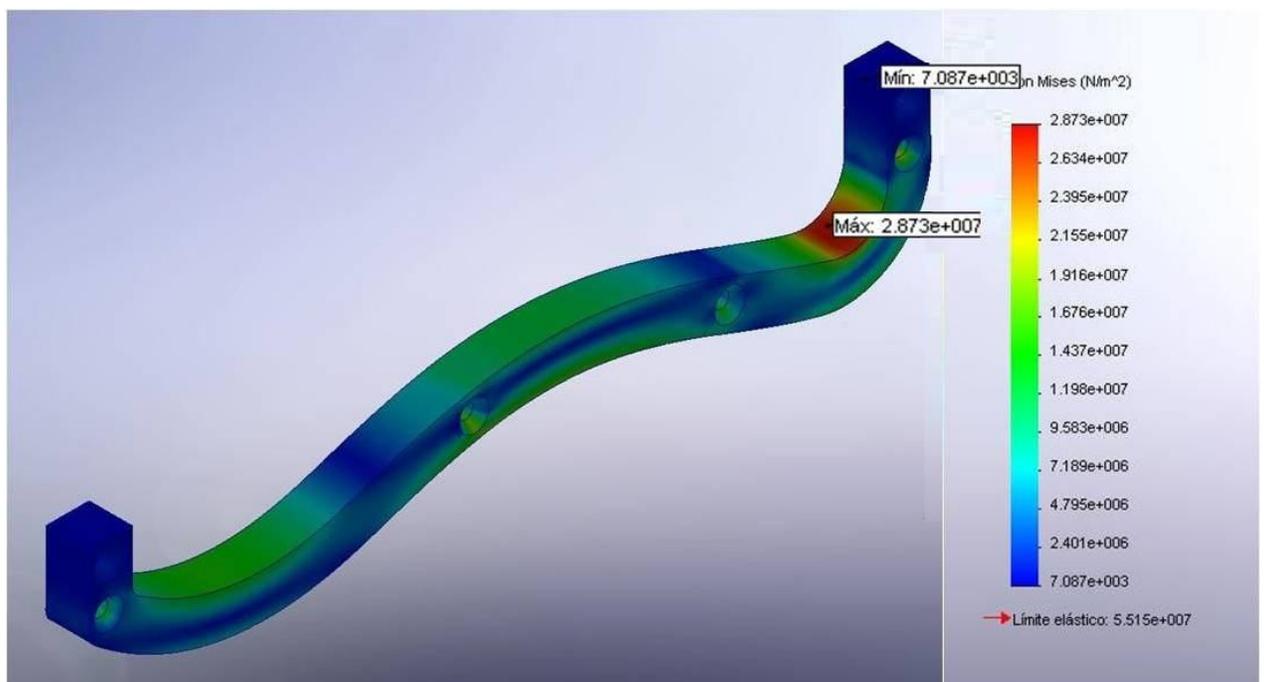


Figura 62. Diagrama de esfuerzos del arco de soporte de AP.

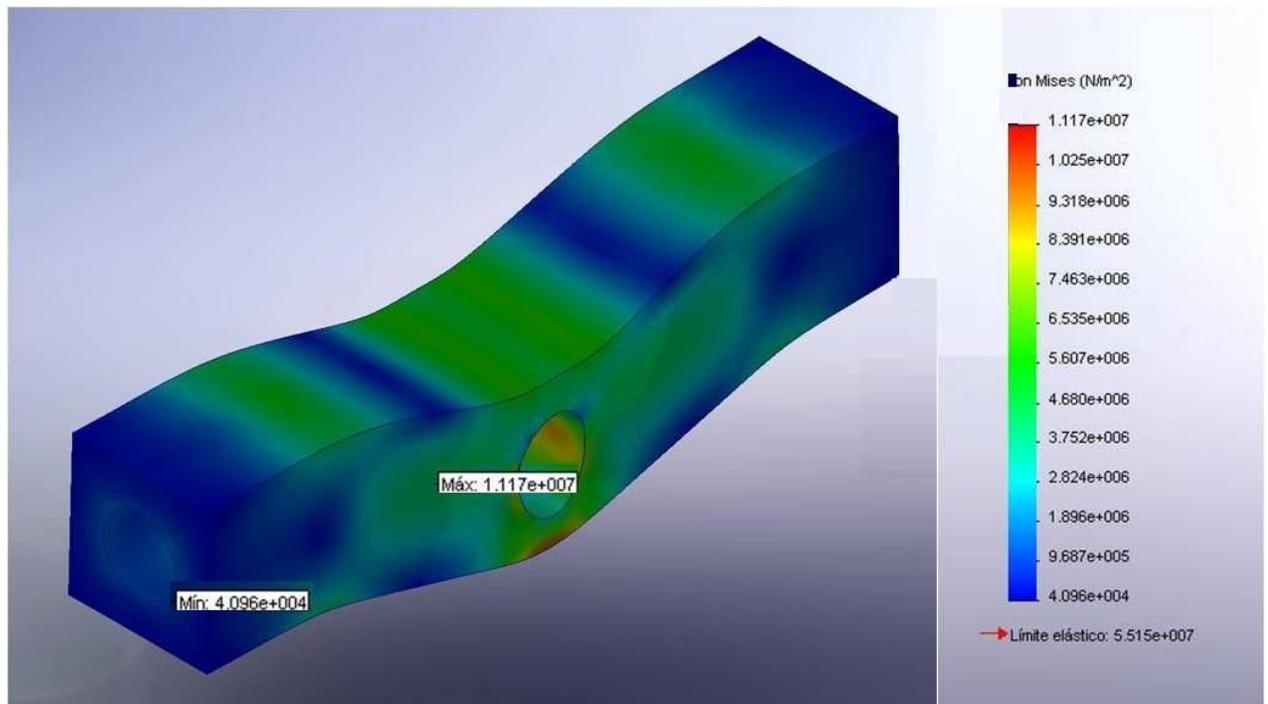


Figura 63. Diagrama de esfuerzos del acoplador de ejes de AC.

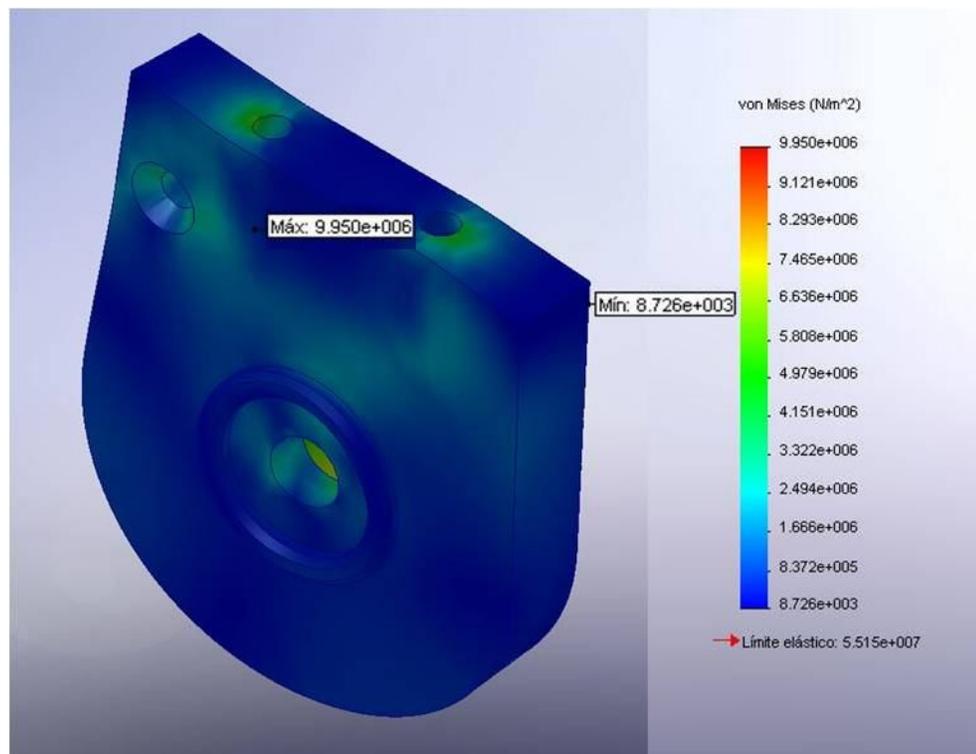


Figura 64. Diagrama de esfuerzos de la brida exterior de AC.

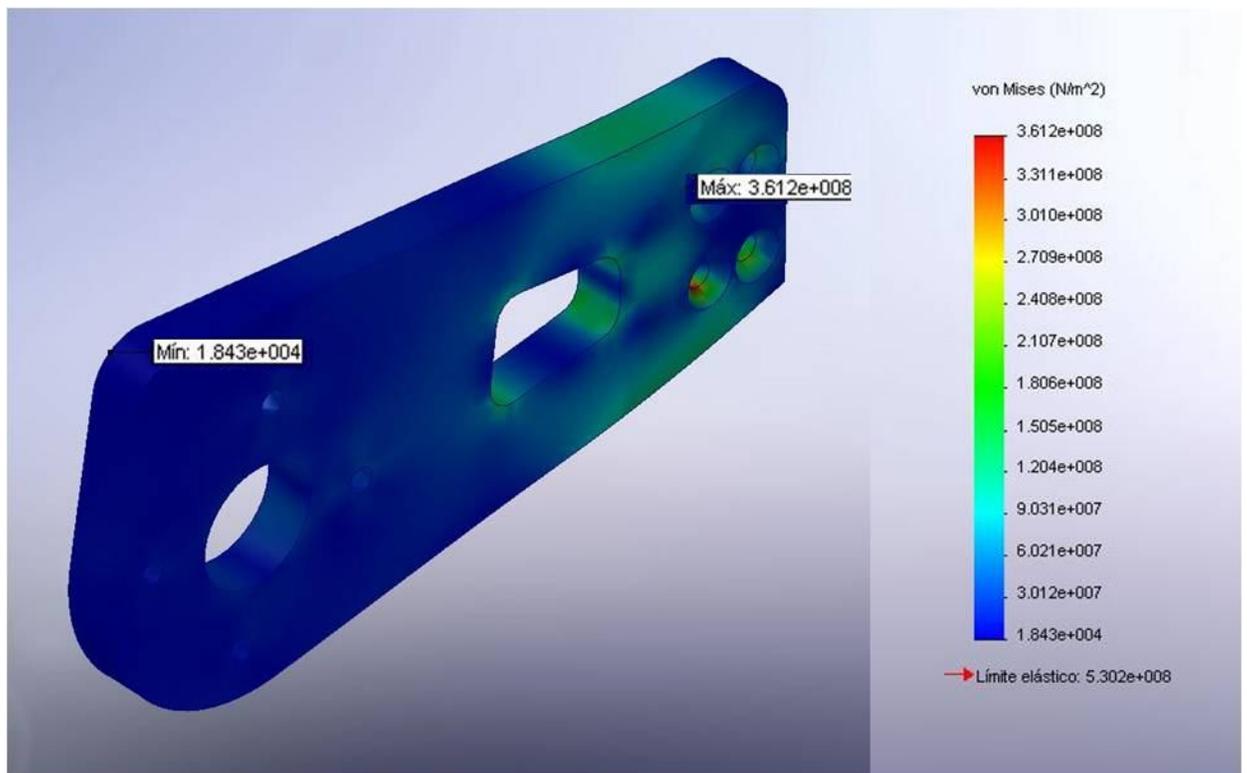


Figura 65. Diagrama de esfuerzos de la brida lateral de SP.

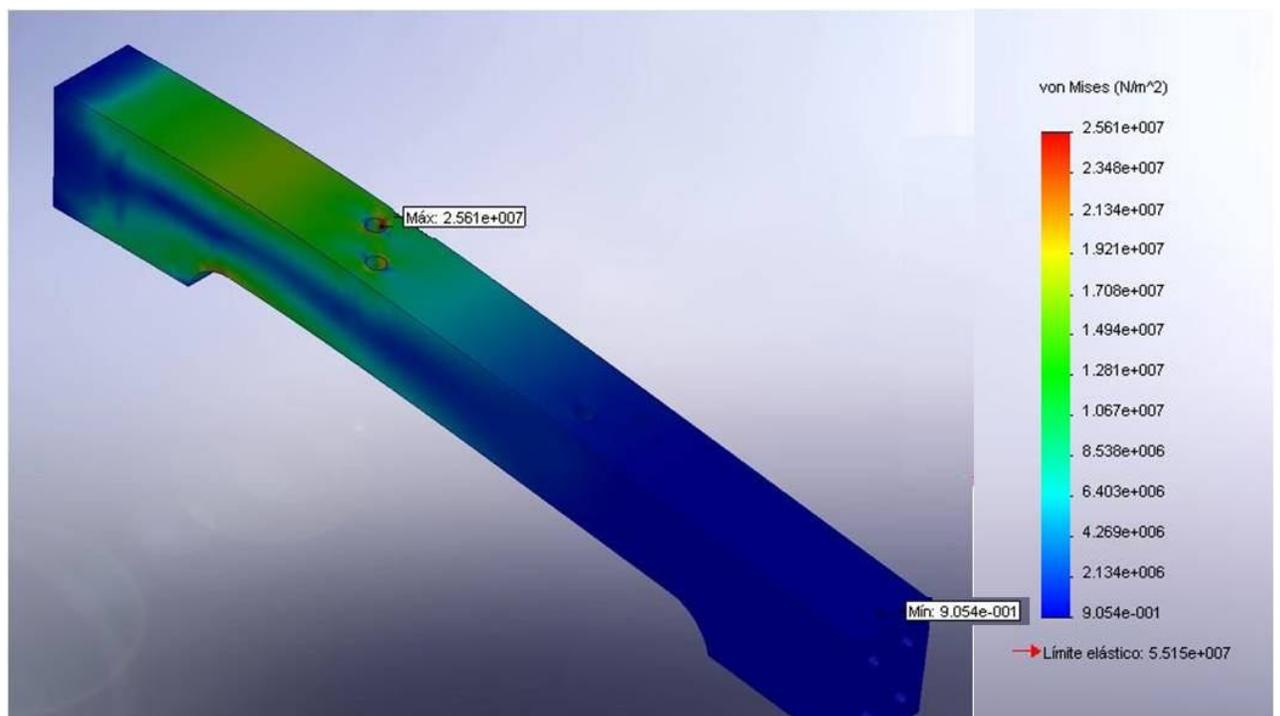


Figura 66. Diagrama de esfuerzos del soporte coxal de SP.

De estos análisis, se obtuvieron los factores de seguridad de las piezas importantes a verificar. Debido a una importante cantidad de información no disponible para el diseño, se tomó la decisión de tener al menos un factor de seguridad aproximadamente de tres. En varios casos, el factor de seguridad es elevado, debido principalmente a la distribución de las fuerzas a las que están sometidas las piezas. Se espera que en futuros rediseños, se pueda tomar éstos datos para generar piezas más eficientes tanto en su manufactura como en el tipo de material usado.

PIEZA	FS
AR	
Brida interior	2.8
Eje	3.94
SF	
Acoplamiento inferior	7.15
Acoplamiento superior	9.24
Acoplamiento inferior de tornillo	31.97
Tuerca	16.96
Tornillo de potencia	2.61
Acoplamiento superior de tornillo	18.49
STP	
Acoplamiento superior	5.3
Acoplamiento inferior	6.87
AP	
Brida lateral externa	12.68
Brida lateral interna	9.32
Eje flexión-extensión corto	5.57
Eje flexión-extensión largo	5.71

Eje supinación-pronación corto	4.22
Eje supinación-pronación largo	3.6
Brida anterior	11.22
Brida posterior	11.97
Arco de soporte	1.91
SA	
Eslabón horizontal lateral	1.44
Eslabón horizontal anterior-posterior	4.02
AC	
Brida posterior	7.23
Brida anterior	7.72
Eje aducción-abducción	4.02
Acoplador de ejes	4.93
Brida exterior	5.54
Brida interior	5.17
SP	
Soporte coxal	2.15
Brida lateral	1.46

RESULTADOS Y CONCLUSIONES

*“La vida que no se examina no merece ser vivida”
Sócrates*

El traslado en bipedestación es una particularidad evolutiva característica de nuestra especie, cuya influencia en la evolución del hombre es por demás fundamental. La interrupción de esta habilidad, tiene una repercusión de gran importancia en el ser humano. La calidad de vida se ve disminuida, así como la autoestima de la persona.

En la mayoría de los casos, las lesiones medulares son producto de accidentes o eventos repentinos, lo cual da muy poco tiempo de adaptación y aceptación de la nueva condición, la repentina inhabilitación de la capacidad locomotora. Esto produce un impacto psicológico en la persona, cuyo desarrollo es totalmente particular en cada individuo. Algunos pueden pasar del trauma a la recuperación en cuestión de meses, incluso semanas; otros pueden necesitar años. Esto es un factor importante en la selección de los usuarios de la órtesis ya que es necesaria la total aceptación del carácter prácticamente permanente de una paraplejía para pasar a la etapa de rehabilitación, o mejor dicho, acondicionamiento. Bajo este enfoque es que la órtesis puede brindar una asistencia más conveniente y correcta.

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

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

Desde mediados de los 60's se han realizado esfuerzos en este sentido. Existen algunos ejemplos en el mercado, sin embargo, aún no se ha logrado reproducir la marcha humana en toda su extensión, principalmente porque no se ha conseguido entender el fenómeno con la suficiente profundidad, por la complejidad del proceso y a que se trabaja en los límites en que la ingeniería se encuentra. No obstante, al implementar estos avances en el diseño de sistemas exoesqueléticos, emergen toda una nueva gama de retos. Esto hace necesario un enfoque distinto, un cambio de perspectiva basándose en un conocimiento sólido del problema general y en la correcta delimitación de objetivos, que permita generar productos de innovación tecnológica, buscando cambiar los paradigmas del diseño enfocado a la salud.

Como se entiende, la estrategia de diseño es fundamental, por lo cual se invirtió bastante tiempo en conceptualizar y establecer los mecanismos con los cuales se llegarían a las metas planteadas. Se estableció un orden en cada uno de los niveles del proyecto: la subdivisión del problema en dos principales objetivos de control, la locomoción y el equilibrio; el establecimiento de etapas que fungirán como puntos de evaluación del desarrollo del proyecto; la propuesta de una filosofía de diseño que ayudó en la atomización del mismo problema pero desde un enfoque fisiológico, y sirvió como referencia en muchas decisiones; inclusive el orden de diseño de los módulos identificados contó con un ordenamiento tal, que tuviera coherencia con los objetivos planteados.

Algo que vale la pena anotar fue la importancia de la integración de un equipo multidisciplinario. Se contó con el aporte de una amplia gama de áreas del conocimiento: mecánica, teoría del diseño, fisiología, electrónica, anatomía, biomecánica, teoría de control, biomédica, herramientas y técnicas de rehabilitación, etcétera. Estos diferentes puntos de vista aportaron de manera significativa en diferentes etapas, ya que los

diferentes enfoques ayudaron a romper esquemas y paradigmas, permitiendo un desarrollo si bien sinuoso, ordenado y objetivo.

Sin embargo, un diseño responsable debe ser capaz de tomar en cuenta tanto las ventajas como las desventajas de lo que produce. La evaluación de los éxitos y fracasos es de suma importancia, ya que permite una correcta retroalimentación y favorece en el proceso iterativo del diseño. El trabajo aquí presentado no carece de ninguno de ambos.

Partiendo desde los objetivos generales, se cumplió con el primer objetivo de una forma sólida; tanto teórica como experimentalmente se estudió a la marcha humana desde enfoques anatómicos y biomecánicos; generando información suficiente para obtener requerimientos, fronteras de diseño, criterio profesional, etcétera.

A pesar de que no se diseñó un producto sino un prototipo, evaluándolo desde un punto de vista del producto, se logró un diseño versátil ya que han dejado abiertos los caminos para cumplir con funciones más allá de la bipedestación y locomoción en línea recta. Sin embargo, el dispositivo carece de la posibilidad de avanzar en una trayectoria curva, es decir, dar la vuelta, ya que esta función es permitida por las rotaciones longitudinales de las articulaciones, las cuales no fueron consideradas en éste primer prototipo. En este sentido, se cumple relativamente a medias con dicho objetivo. La ligereza del aparato fue atacada desde dos flancos, la selección de materiales y la reducción de peso a través de la eliminación de material excedente.



Ilustración 67. Articulaciones de rodilla izquierda y derecha.

El tercer y cuarto objetivos generales, no fueron parte de las responsabilidades del autor. Sin embargo, esto no significa que no hayan sido de interés, principalmente en el diseño conceptual. Si bien, no se realizó la instrumentación ni se implantó un control, durante el proceso se logró obtener conocimiento básico para el desarrollo futuro de estos sistemas. Asimismo, durante el proceso de diseño se fueron develando consideraciones importantes para los mismos.



Ilustración 68. Articulación de pie derecho y eslabón tibio-peroneal.

Se ha cumplido con la generación de planos de manufactura y ensamble de la totalidad de los módulos presentados. La fabricación del prototipo funcional se encuentra, al momento de redacción del presente, en desarrollo. Actualmente se cuenta con la manufactura y ensamble de las articulaciones de rodilla izquierda y derecha (**Figura 67**), de la articulación del pie derecho y del eslabón tibio-peroneal derecho (**Figura 68**).

Otro de los objetivos fue hacer difusión de las líneas de investigación en las áreas relacionadas con el proyecto, para ello se participó en la presentación de proyectos dentro de la materia de Seminario de Ingeniería con un cartel (**Apéndice 4**). Asimismo se participó en el XV Congreso Internacional de la Sociedad Mexicana de Ingeniería Mecánica con el artículo denominado "Configuración Mecánica de Órtesis Activa de Miembro Inferior para pacientes con Paraplejía".

El trabajo a futuro es extenso, tanto en los demás subsistemas como en el desarrollado actualmente; de éste último se tienen las siguientes conclusiones y comentarios:

- Es muy importante realizar las pruebas pendientes al prototipo, principalmente las de fatiga, resistencia, funcionalidad y autonomía. A pesar de que los análisis realizados por computadora dan una certeza considerable, es un imperativo ético y normativo comprobar esto en una mesa de laboratorio. Para ello, se ha propuesto el uso de un sistema integral de evaluación de la órtesis, que busque someter al aparato a condiciones lo más cercanas a las de trabajo. Esto se podría lograr con el diseño de un maniquí instrumentado que, en primer lugar, cumpla con las dimensiones, peso, etcétera, del usuario de prueba, y en segundo lugar, permita recabar información sobre los efectos del uso del aparato, por ejemplo, verificar que se cumplen con las curvas de movimiento, dentro de los márgenes de error aceptados y con la potencia necesaria. Con el correcto uso de sensores, se puede tener la posibilidad de generar pruebas ergonómicas que nos permitan evaluar la motilidad del aparato.
- Se cuenta ya con un diseño preliminar de una reducción planetaria que se espera sea base fundamental en el diseño del sistema muscular, la cual debe estar considerada en la etapa de pruebas.
- Asimismo, se ha avanzado en el diseño conceptual de la interfaz paciente-órtesis (**Figura 69**), cuyo desarrollo deberá estar involucrado con los conceptos de ergonomía, técnicas de fabricación de órtesis y selección de materiales.
- El sistema nervioso representa una de las líneas de desarrollo más interesantes del proyecto, cuyos objetivos más importantes podrían ser: un sistema de control especializado en el seguimiento de las curvas características de la marcha, un control robusto para el péndulo invertido, y una ley de control que sincronice eficientemente cada una de las articulaciones de manera que aporten positivamente en el objetivo principal: la marcha. Actualmente el control de seguimiento de las curvas se encuentra en proceso de diseño.
- De igual forma, y de acuerdo a las necesidades de los sistemas muscular y nervioso, la selección de las fuentes de energía a utilizar es un punto importante, iterando junto con los sistemas anteriores con el objetivo de la optimización de recursos energéticos.
- Asimismo, es necesario recordar que este trabajo forma aún parte del diseño de un prototipo funcional, que ayudará a develar sub-funciones y errores de diseño, que se

corregirán a su debido tiempo, como es el caso de las dimensiones. Por ello, una vez superadas todas las etapas anteriores, será necesario un rediseño general que considere los puntos anteriores. La tendencia actual de la mayoría de los sistemas es la miniaturización y la implementación de conceptos más orgánicos, de acuerdo a los nuevos valores de estética y funcionalidad. El producto de innovación tecnológica que se espera obtener debe equilibrar estas nociones, buscando implantar en la comunidad un estilo propio, que abra pauta y genere una mayor atención a esta rama de la ingeniería aplicada al campo de la medicina.

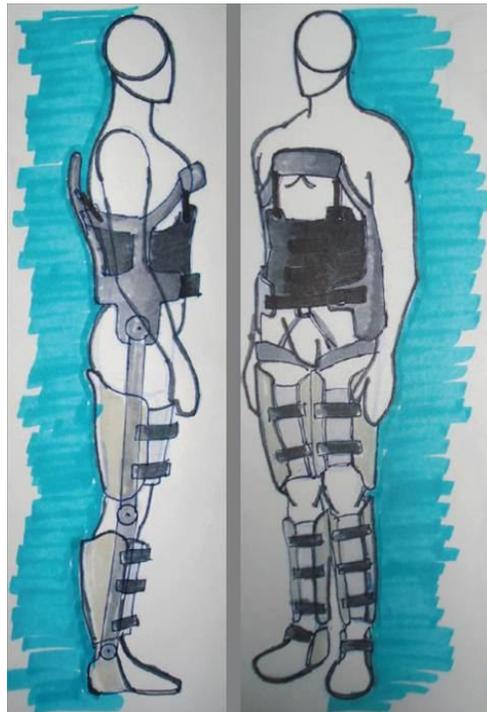


Figura 69. Configuración de la interfaz paciente-órtesis (tomada del proyecto PAPITT109109).

En el proceso de diseño se han tomado decisiones que afectarán de manera importante en el desempeño del aparato. La magnitud de dichas afectaciones no puede ser evaluada hasta contar con los resultados de las pruebas pendientes; sin embargo, se presentan las que representan mayor peligro.

Uno de los peligros a los que se enfrenta la OAMI es el síndrome del arnés o shock ortostático, debido al secuestro del sistema venoso, es decir, la ausencia de retorno venoso. Este síndrome precisa de dos requisitos imprescindibles para su aparición: suspensión e inmovilidad. Se tienen motivos para creer que el movimiento impreso al

paciente durante el funcionamiento de la órtesis, prevendrá la aparición de este fenómeno. Sin embargo, será muy importante en el trabajo a futuro confirmar esta hipótesis y tomar las medidas necesarias.

La órtesis cuenta con dos traslaciones de los ejes naturales, debido a cuestiones funcionales, una en el eje de aducción-abducción de la cadera y otra en la basculación antero-posterior de la espalda. Estas traslaciones generan excentricidades que corren el riesgo de afectar al paciente; sin embargo, se considera que algunas de estas anomalías serán absorbidas por la capacidad natural del cuerpo a adaptarse a las peculiaridades del suelo. Se espera que con los resultados que se obtengan de la prueba ergonómica, se pueda verificar esto.

El diseño y desarrollo de dispositivos mecatrónicos con aplicación en las ciencias de la salud implica una mayor responsabilidad por parte del diseñador. Dicho aparato hereda de la rama de la electrónica el concepto de aislamiento de seguridad del paciente en aparatos biomédicos, e introduce el mismo concepto pero desde el punto de vista mecánico. Si bien hay infinidad de máquinas que conviven con los humanos de una manera cercana, siendo el automóvil el ejemplo más claro, existen muy pocos ejemplos con una interacción altamente estrecha. El propio concepto mecatrónico involucra una transformación de fuerzas que sobrepasan el ámbito eléctrico, lo que ante un producto con diseño y criterio de seguridad débiles, puede desembocar en un funcionamiento peligroso o nocivo para el usuario. Esto deja entrever un incremento en el peso de la responsabilidad que pueda caer sobre el creador de dichos dispositivos, ya que si bien es un requisito casi universal en todo aparato que este funcione de manera segura, la expectativa y exigencia de desempeño se convierte en un tema altamente delicado.

Una visualización del aparato con un enfoque integral debe sobrepasar el pensamiento y punto de vista del ingeniero. Resulta un poco fácil acotar el objetivo, pero es fundamental abstraerse de los cables y los tornillos, y sensibilizarse a la influencia del trabajo generado. Durante la investigación bibliográfica se encontró una frase que plantea de manera sensible el objetivo hacia donde se debe dirigir el diseño de aparatos médicos: (lamentablemente no se cuenta con la fuente) una herramienta terapéutica debe: "ser capaz de contrastar o modificar la aparición de patrones patológicos post-lesionales, en lugar de convertir a un usuario pasivo de dispositivos celebrados".

GLOSARIO

Órtesis: es un apoyo u otro dispositivo externo aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuromusculoesquelético.

Motilidad: es el fenómeno de movimiento relativo entre un aparato sujeto a un usuario, debido principalmente a la plasticidad de la piel.

Tecnología Asistiva: también es llamada tecnología de “adaptación” o de “ayuda” para la vida independiente. Engloba los dispositivos y los servicios usados para mantener y mejorar las capacidades funcionales de una persona con incapacidad.

Dermatoma: zona de la superficie corporal inervada por una misma raíz espinal.

Miotoma: es el área de músculos inervados por una raíz o nervio dorsal de la médula espinal.

Dorsalgia: Dolor localizado en la región dorsal de la columna vertebral.

Reflejo patelar: contracción del cuádriceps femoral por la percusión del tendón rotuliano. Si la pierna está colgando, flexionada en ángulo recto, se produce un movimiento total de extensión.

Reflejo aquileo: contracción de los músculos de la pantorrilla excitados por un golpe en el tendón de Aquiles

Disreflexia: Trastorno del funcionalismo de los reflejos.

Estímulo nóxico: es un evento de daño de tejido presente o potencial.

Hipotensión ortostática: es una condición de regulación de presión arterial anormal al ponerse de pie. La presión arterial disminuye de forma abrupta, más de

20/10 mm Hg, cuando se pone de pie desde una posición en la que se encuentra acostado o sentado.

Neurógeno: condición patológica de origen nervioso.

Fecaloma: es una acumulación de heces en ano que taponan el flujo normal del tracto intestinal.

Integumentario: sistema integumentario o tegumento (del latín: integumentum = protección), es con frecuencia el sistema orgánico más extenso de un animal ya que lo recubre por completo, tanto externamente, como numerosas cavidades internas.

Exoesqueleto: Recubrimiento, por lo general duro, que envuelve el cuerpo de los artrópodos y que proporciona sostén al cuerpo actuando como un esqueleto.

Dorsiflexión o flexión dorsal: es el movimiento que reduce el ángulo entre el pie y la pierna en el cual los dedos del pie se acercan a la espinilla.

Motoneurona: es un tipo de neurona del sistema nervioso central que proyecta su axón hacia un músculo.

Sinéctica: es una disciplina que desarrolla métodos o conjuntos de estrategias cuyo propósito es desarrollar la creatividad y la productividad.

REFERENCIAS

- [1] ROCA DORDA, Joaquín; et al; **"DE LAS AYUDAS TÉCNICAS A LA TECNOLOGÍA ASISTIVA"**.
- [2] CROSS, Nigel. **"MÉTODOS DE DISEÑO"**. Ed. Limusa Wiley.
- [3] http://www.e-mexico.gob.mx/wb2/eMex/eMex_Lesiones_Medulares
- [4] **SPINAL CORD INJURY FACTS AND STATISTICS**;
<http://www.sci-info-pages.com./facts.html>
- [5] Personal Sanitario de la Unidad del Lesionado Medular; **"ENFERMERÍA Y LESIONADO MEDULAR"**; Hospital Asepeyo Coslada, Madrid, España.
- [6] MORENO GARCIA, I.; **"SÍNDROME DEL LESIONADO MEDULAR"**; Departameto de Rehabilitación, Hospital Monográfico Asepeyo Coslada, Madrid, España.
- [7] CASTELLANO DEL CASTILLO, Miguel Ángel, et al; **"TRATAMIENTO DEL LESIONADO MEDULAR EN ATENCIÓN PRIMARIA"**; Departamento de Rehabilitación. Unidad de Lesionados Medulares. Hospital Miguel Servet. Zaragoza.
- [8] DOLLAR, Aaron. **"LOWER EXTREMITY EXOSKELETON AND ACTIVE ORTHOSES: CHALLENGES AND STATE-OF-THE-ART."** IEEE Transactions on robotics, Vol. 24, No. 1, Febrero 2008
- [9] GUIZZO, Erico; GOLDSTEIN, Harry. **"THE RISE OF BODY BOOTS"** IEEE Spectrum, Octubre 2006.
- [10] KAPANDJI, A. I.. **"FISIOLOGÍA ARTICULAR 2: MIEMBRO INFERIOR"**. Ed. Medica Panamericana, 5ta. ed.
- [11] <http://www.cto-am.com/rodilla.htm>
- [12] GONGORA, García LH, et al; **"ARTICULACIÓN DE LA RODILLA Y SU MECÁNICA ARTICULAR"**. [artículo en línea]. MEDISAN 2003.
- [13] PRAT, Jaime; SANCHEZ, Javier; et al. **"BIOMECÁNICA DE LA MARCHA HUMANA NORMAL Y PATOLÓGICA"**. Instituto de Biomecánica de Valencia.

APÉNDICES

Apéndice 1. Datos antropométricos



Datos generales:

Fecha del estudio (año/mes/día):

Nombre del paciente:
Humberto Mancilla Alonso

Edad: 28 años

Fecha de nacimiento: 07/03/1981

Lugar de nacimiento: Distrito Federal

Actividades cotidianas:
Laboratorio de Investigación de Ingeniería.

Desarrollo de proyectos

Peso (kg): 72.3 sin calzado

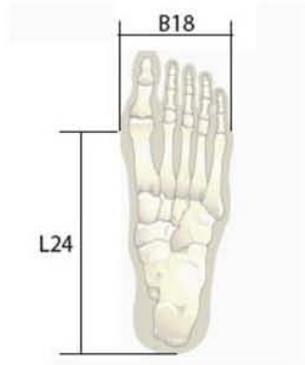
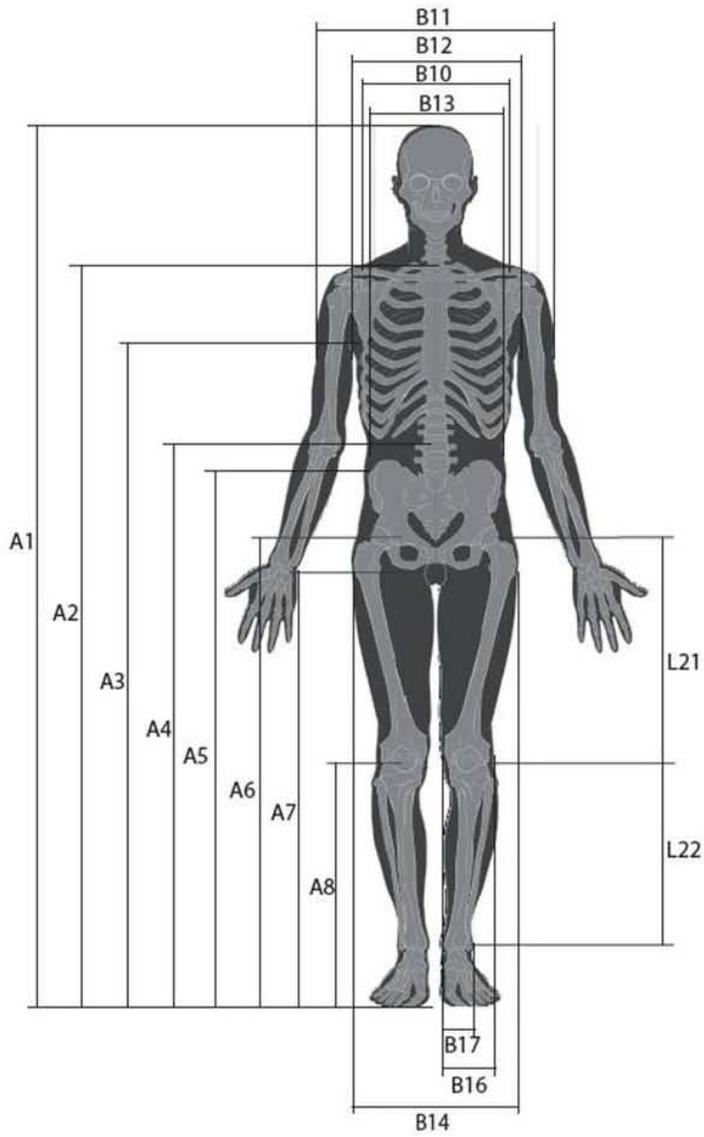
Correo: humberto_6@hotmail.com

Tel: 56 10 15 74

Num.	Medida	cm	
A1	Estatura (sin calzado)	164	
A2	Altura al hombro	154	
A3	Altura axilar	114	
A4	Altura vértebra L3	100	
A5	Altura ilioespinal	98	
A6	Altura trocánterea	86.5	
A7	Altura isquiática	76	
A8	Altura poplítea	45.5	
A9	Altura maleolo lateral	6	
B10	Ancho de hombro acromio	38	
B11	Ancho de hombro deltoides	50	
B12	Ancho de tórax	36	
B13	Ancho de cintura	27	
B14	Ancho de cadera trocánteres	29	
B15	Ancho de cadera glúteo	29.5	
B16	Ancho de rodilla (de cóndilo lateral a cóndilo medio)	10	
B17	Ancho de tobillo (de maleolo lateral a maleolo medio)	8	
B18	Ancho de pie	10	
P19	Profundidad espina anterosuperior a troncáster	7	
P20	Profundidad maleolo lateral	6	
L21	Longitud fémur	41	
L22	Longitud tibia	41	
L23	Longitud del pie	25.5	
L24	Longitud talón metatarso (primero dedo)	20	
C25	Circunferencia tórax (meso-esternal)	102	
C26	Circunferencia cintura mínima	82	
C27	Circunferencia muslo (cada 15 cm)	A 15 cm	57.5
		A 20 cm	54
		A 25 cm	48
		A 30 cm	40.4

C28	Circunferencia pantorrilla (cada 15 cm)	A 15 cm	37.5
		A 20 cm	35
		A 25 cm	27
		A 30 cm	23





ÓRTESES ADAPTÓNICA PARA RODILLA

PAPIT
INI09109

Apéndice 2. Estudio de la marcha

Tested on: 30/06/09 11:13:25 a.m.

Instituto Nacional de Rehabilitación

Tel# 59991000

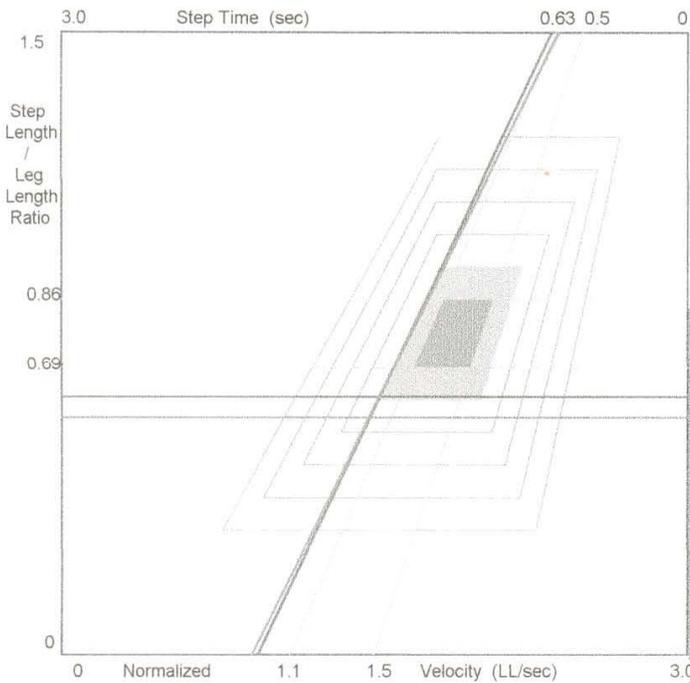
Av. México Xochimilco 289
Col. Arenal de Guadalupe
Tlalpan, México. DF 14389

Humberto Mancilla Alonso	

Age	Gender	Left LEG	Right	Height	Weight
27	M	86.5	86.5	164	72

Parameters

Distance (cm)	307.3
Ambulation Time (sec)	3.80
Velocity (cm/sec)	80.9
Mean Normalized Velocity	.94
Number of Steps	6
Cadence (Steps/Min)	94.7
Step Time Differential (sec)	.03
Step Length Differential (cm)	4.23
Cycle Time Differential (sec)	.01



Bilateral Parameters

	Left	Right
Step Time (sec)	.65	.62
Cycle Time (sec)	1.26	1.27
Step Length (cm)	53.33	49.10
Stride Length (cm)	102.95	102.47
H-H Base Support (cm)	11.63	10.85
Single Support (%GC)	35.8	36.5
Double Support (%GC)	26.5	25.7
Swing (%GC)	38.8	35.5
Stance (%GC)	61.2	64.5
Step/Extremity Ratio	.62	.57
Toe In / Out (deg)	13	19

FAP Deduction From	100
Step Functions Left	-4
Step Functions Right	-5
Diff Step Extr. Ratio	-1
HH Dyn. Base of Supp	
Ambulatory Aids	
Assistive Devices	
FAP Score	90

a cadencia libre
sin calzado
con goniómetros (cad-rod)

Tested on: 30/06/09 11:17:35 a.m.

Instituto Nacional de Rehabilitación

Av. México Xochimilco 289
Col. Arenal de Guadalupe
Tlalpan, México. DF 14389

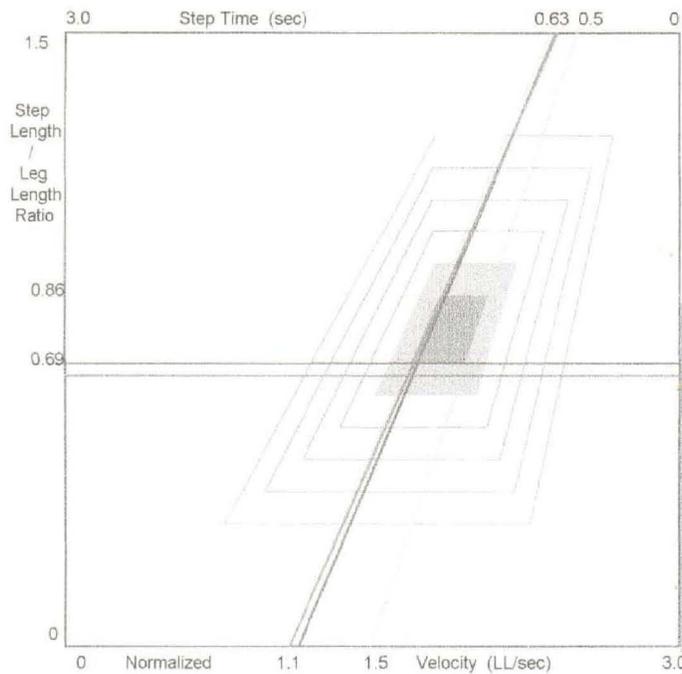
Te# 59991000

Humberto Mancilla Alonso	

Age	Gender	Left LEG	Right	Height	Weight
27	M	86.5	86.5	164	72

Parameters

Distance (cm)	293.3
Ambulation Time (sec)	3.00
Velocity (cm/sec)	97.8
Mean Normalized Velocity	1.13
Number of Steps	5
Cadence (Steps/Min)	100.0
Step Time Differential (sec)	.01
Step Length Differential (cm)	3.26
Cycle Time Differential (sec)	.01



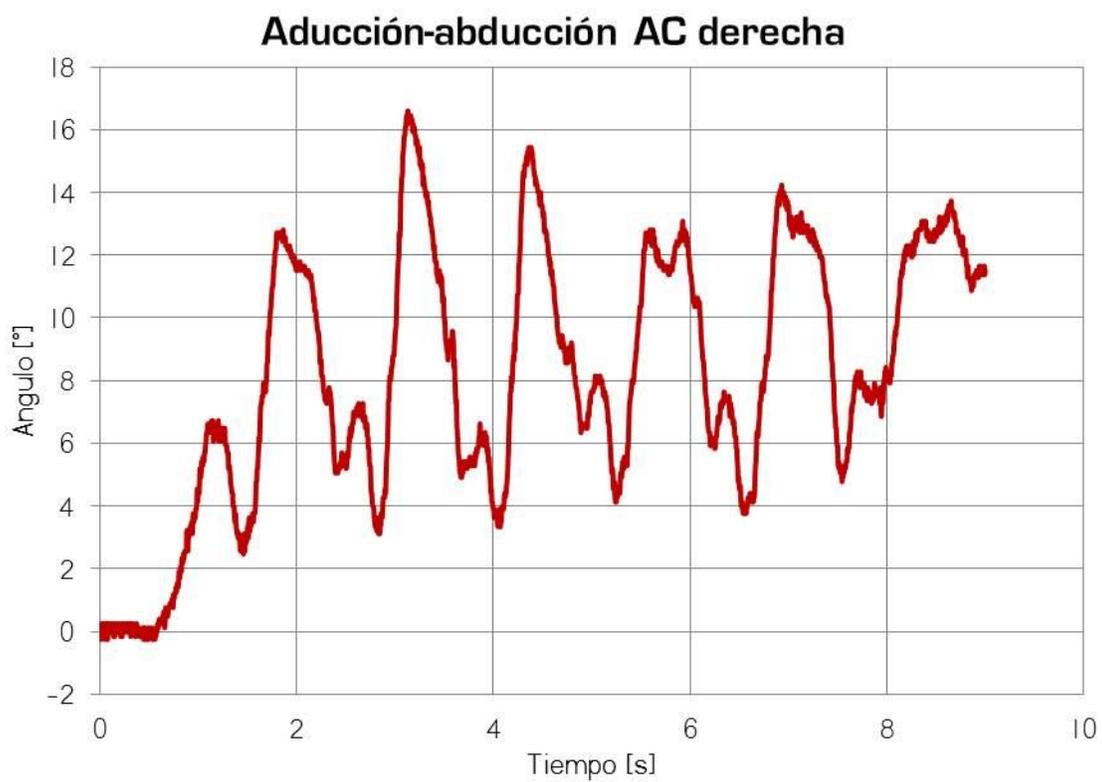
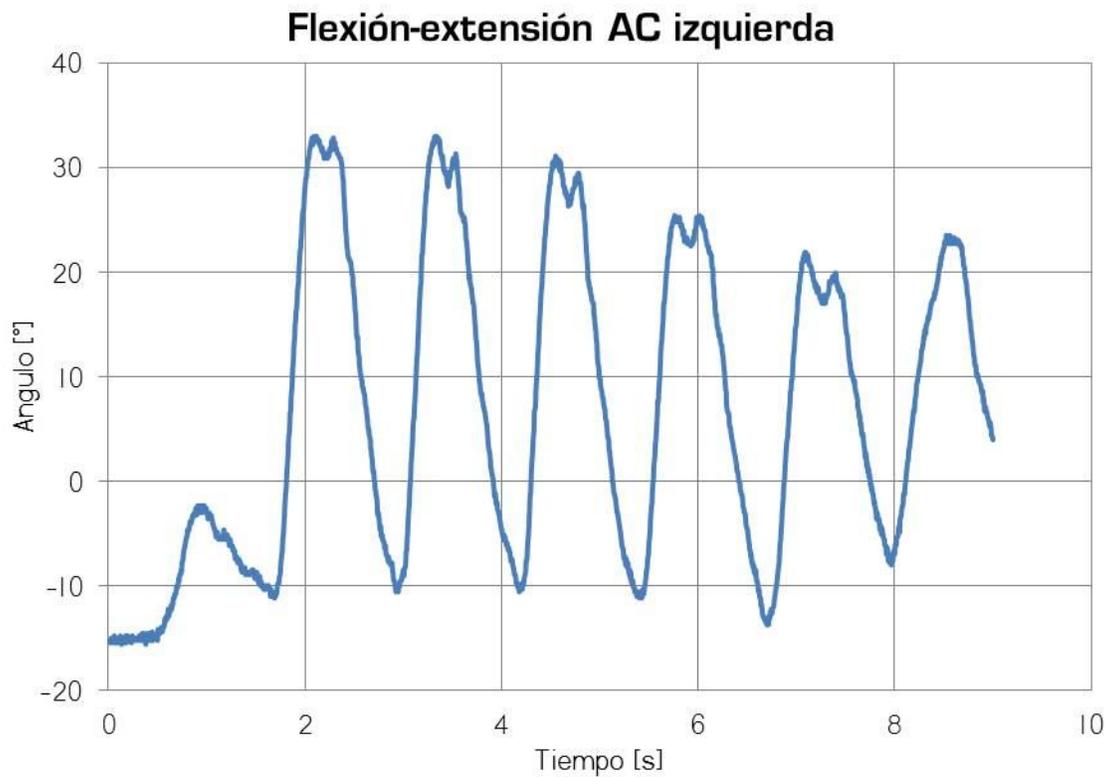
Bilateral Parameters

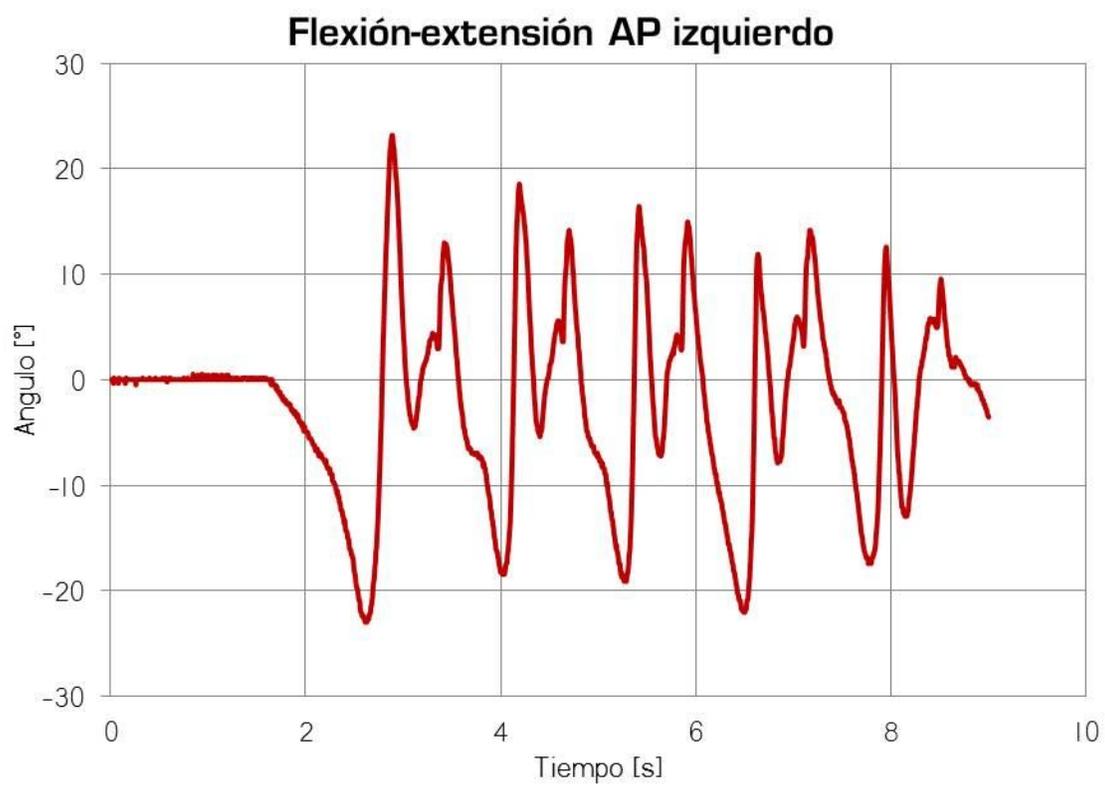
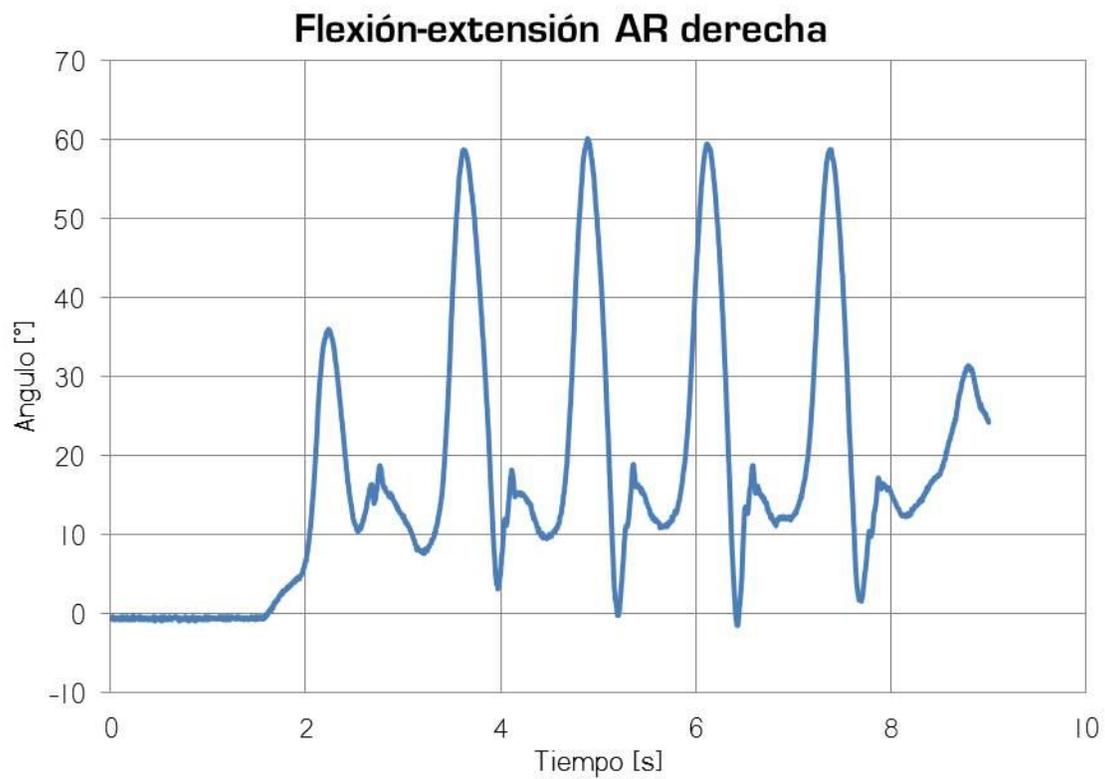
	Left	Right
Step Time (sec)	.60	.59
Cycle Time (sec)	1.20	1.19
Step Length (cm)	59.97	56.71
Stride Length (cm)	116.98	118.11
H-H Base Support (cm)	9.80	10.28
Single Support (%GC)	39.1	42.2
Double Support (%GC)	19.3	20.0
Swing (%GC)	41.7	39.5
Stance (%GC)	58.2	60.5
Step/Extremity Ratio	.69	.66
Toe In / Out (deg)	11	14

FAP Deduction From	100
Step Functions Left	
Step Functions Right	-1
Diff Step Extr. Ratio	
HH Dyn. Base of Supp	
Ambulatory Aids	
Assistive Devices	
FAP Score	99

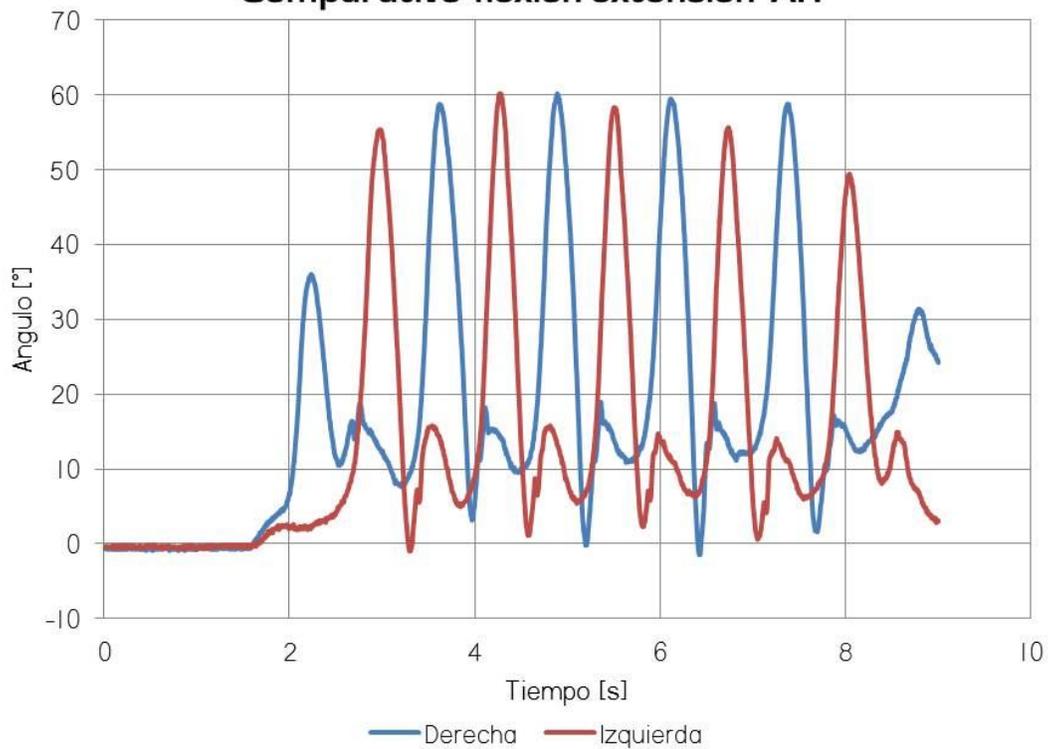
a cadencia libre
sin calzado
con goniómetros (tob-rod)

Gráficas

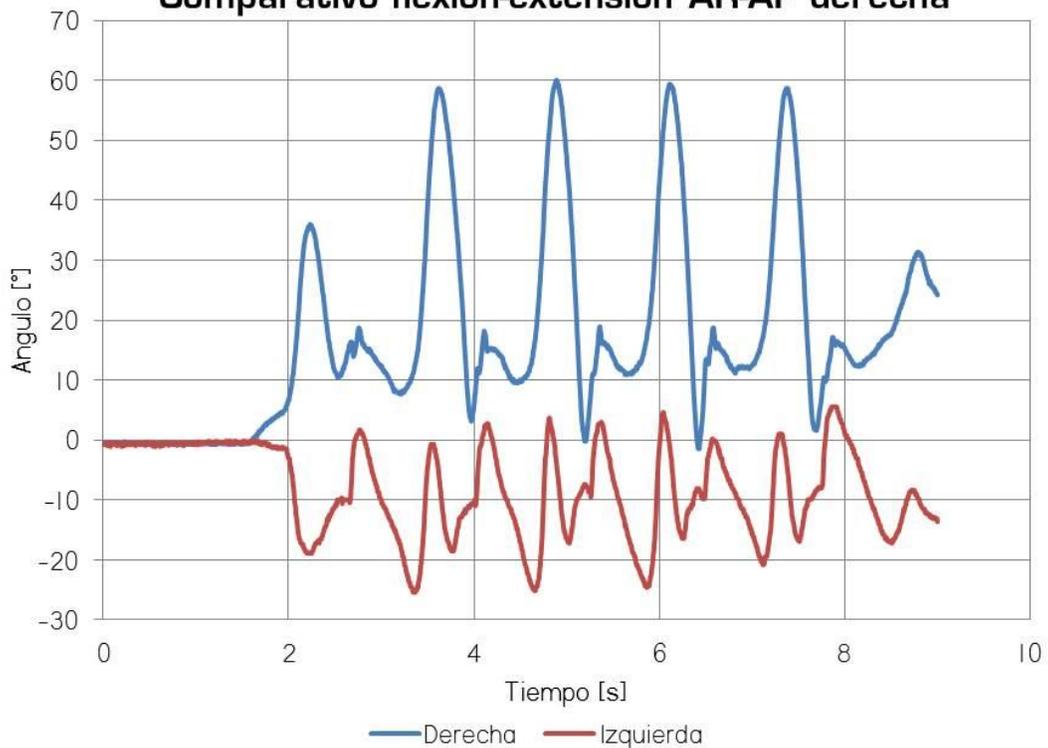


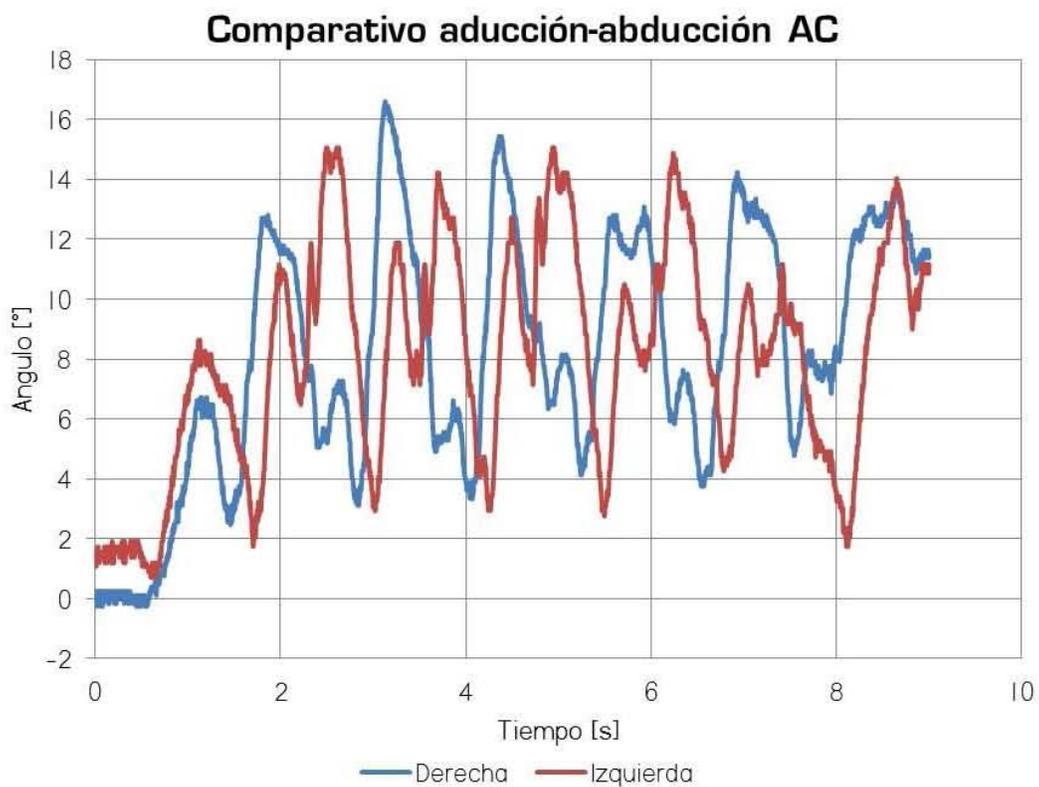
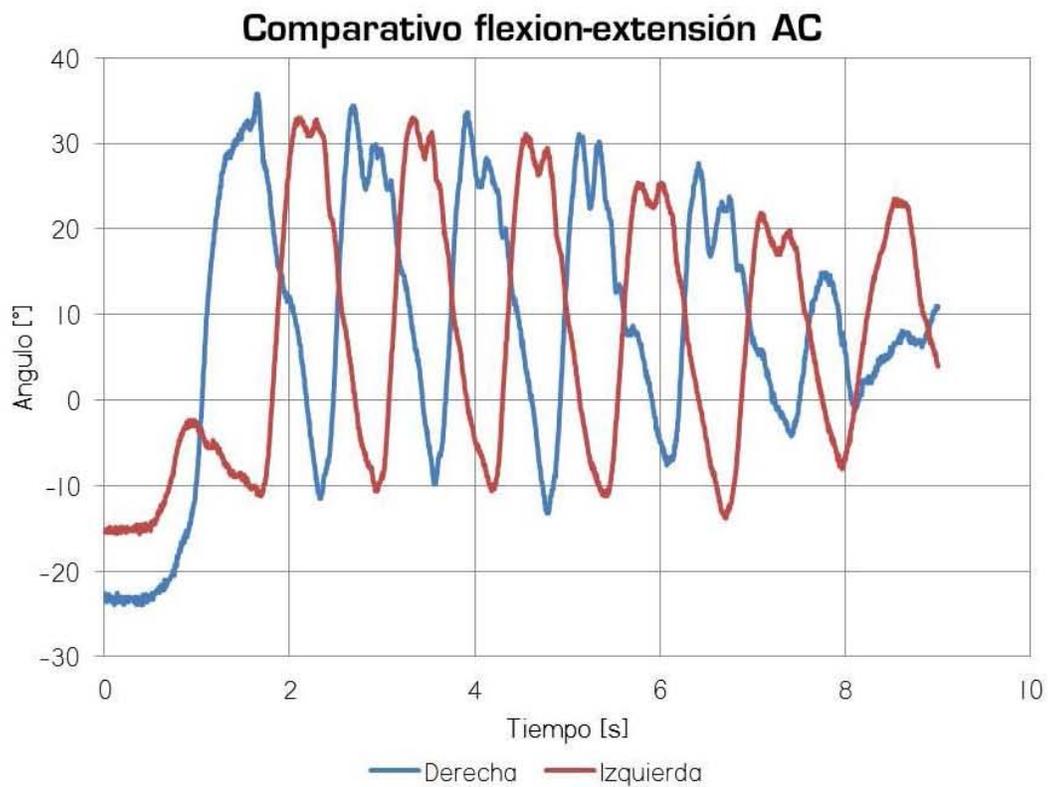


Comparativo flexion-extensión AR



Comparativo flexión-extensión AR-AP derecha





Apéndice 3. Lista de planos

Clave de plano	Descripción
Articulación rodilla	
OAR-EAR-501-D	Articulación rodilla izquierda
OAR-EAR-502-D	Articulación rodilla derecha
OAR-EAR-503-D	Ensamble AR izquierda
OAR-EAR-504-D	Ensamble AR derecha
OAR-PMP-501-D	AR Eslabones superior e inferior y poste limitador
OAR-PMP-502-D	AR Brida exterior derecha
OAR-PMP-503-D	AR Brida interior izquierda
OAR-PMP-504-D	AR Brida interior derecha
OAR-PMP-505-D	AR Brida exterior izquierda
OAR-PMP-506-D	AR Eje articulación
OAR-EAR-505-D	ARI Reductor
OAR-EAR-506-D	ARD Reductor
OAR-EAR-507-D	ARI Ensamble
OAR-EAR-508-D	ARD Ensamble reductor
Articulación pie	
OAR-EAP-501-D	Articulación pie izquierdo
OAR-EAP-502-D	Articulación pie derecho
OAR-EAP-503-D	API ensamble modular
OAR-EAP-504-D	APD ensamble modular
OAR-EAP-505-D	API ensamble módulo flexión-extensión cara interna
OAR-EAP-506-D	API ensamble módulo flexión-extensión cara externa
OAR-EAP-507-D	APD ensamble módulo flexión-extensión cara interna
OAR-EAP-508-D	APD ensamble módulo flexión-extensión cara externa
OAR-EAP-509-D	AP ensamble módulos inversión-eversión cara anterior
OAR-EAP-510-D	AP ensamble módulos inversión-eversión cara posterior
OAR-EAP-511-D	AP ensamble módulo base plantar
OAR-EAP-512-D	AP ensamble módulo de adaptación inferior
OAR-EAP-513-D	AP ensamble módulo de adaptación superior
OAR-PMP-507-D	AP soporte de bridas
OAR-PMP-508-D	AP placa de sujeción, eslabón superior y postes limitadores
OAR-PMP-509-D	AP ejes largo y corto para flexión-extensión
OAR-PMP-510-D	API brida interior
OAR-PMP-511-D	API brida exterior
OAR-PMP-512-D	APD brida interior

OAR-PMP-513-D	APD brida exterior
OAR-PMP-514-D	AP brida vertical I-E anterior
OAR-PMP-515-D	AP brida vertical I-E posterior
OAR-PMP-516-D	AP eslabón horizontal y poste limitador I-E
OAR-PMP-517-D	AP ejes largo y corto para inversión-eversión
OAR-PMP-518-D	AP arco de soporte
OAR-PMP-519-D	AP placa base
OAR-PMP-520-D	AP placa soporte módulo de adaptación
OAR-PMP-521-D	AP guía vertical, seguidores de guías y soportes de muelles
OAR-PMP-522-D	AP muelle
OAR-PMP-523-D	AP placa plantar y soportes de guías horizontales
OAR-PMP-524-D	AP placa anterior
OAR-PMP-525-D	AP placa posterior
OAR-PMP-526-D	AP guía horizontal, sujetadores resorte y opresor
OAR-PMP-527-D	AP resorte
OAR-EAP-514-D	API vista isométrica
OAR-EAP-515-D	API vista de sección lateral 1
OAR-EAP-516-D	API vista de sección lateral 2
OAR-EAP-517-D	API vista de sección lateral 3
OAR-EAP-518-D	API vista de sección frontal 1
OAR-EAP-519-D	API vista de sección frontal 2
OAR-EAP-520-D	API vista de sección frontal 3
OAR-EAP-521-D	API vista de sección frontal 4
OAR-EAP-522-D	API vista de sección frontal 5
OAR-EAP-523-D	API reductor
OAR-EAP-524-D	APD reductor
OAR-EAP-525-D	API ensamble reductores
OAR-EAP-526-D	APD ensamble reductores
OAR-EAP-527-D	API ensamble con reductor sección frontal
OAR-EAP-528-D	API ensamble con reductor sección lateral

Soporte tibio-peroneal

OAR-EST-501-D	Soporte tibio-peroneal izquierdo
OAR-EST-502-D	Soporte tibio-peroneal derecho
OAR-EST-503-D	STP ensamble izquierdo
OAR-EST-504-D	STP ensamble derecho
OAR-EST-505-D	STP pernera
OAR-PMP-528-D	STP columna inferior y acoplamiento inferior
OAR-PMP-529-D	STP soporte anterior
OAR-PMP-530-D	STP tornillo de potencia y tuerca
OAR-PMP-531-D	STP acoplamiento superior, columna superior y cuña
OAR-EST-506-D	Vista de sección módulo de elevación

Soporte femoral

OAR-ESF-501-D	Soporte femoral
OAR-ESF-502-D	SF ensamble
OAR-PMP-532-D	SF columna inferior y acoplamiento inferior
OAR-PMP-533-D	SF tornillo de potencia y tuerca
OAR-PMP-534-D	SF acoplamiento superior, columna superior y cuña

Articulación Cadera

OAR-EAC-501-D	Articulación cadera izquierda
OAR-EAC-502-D	Articulación cadera derecha
OAR-EAC-503-D	ACI ensamble
OAR-EAC-504-D	ACD ensamble
OAR-EAC-505-D	ACI vista isométrica
OAR-EAC-506-D	ACI sección frontal
OAR-EAC-507-D	ACI sección lateral
OAR-PMP-535-D	AC placa soporte
OAR-PMP-536-D	ACI brida interior flexión-extensión
OAR-PMP-537-D	ACI brida exterior flexión-extensión
OAR-PMP-538-D	ACD brida interior flexión-extensión
OAR-PMP-539-D	ACD brida exterior flexión-extensión
OAR-PMP-540-D	ACI brida interior aducción-abducción
OAR-PMP-541-D	ACI brida exterior aducción-abducción
OAR-PMP-542-D	ACD brida interior aducción-abducción
OAR-PMP-543-D	ACD brida exterior aducción-abducción
OAR-PMP-544-D	AC eslabón inferior y acoplamiento de ejes
OAR-PMP-545-D	AC ejes largo y corto F-E
OAR-PMP-546-D	AC eje A-A y límites F-E y A-A
OAR-EAC-508-D	ACI reductor
OAR-EAC-509-D	ACD reductor
OAR-EAC-510-D	ACI ensamble reductor
OAR-EAC-511-D	ACD ensamble reductor
OAR-EAC-512-D	ACI sección frontal
OAR-EAC-513-D	ACI sección lateral

Soporte Pélvico

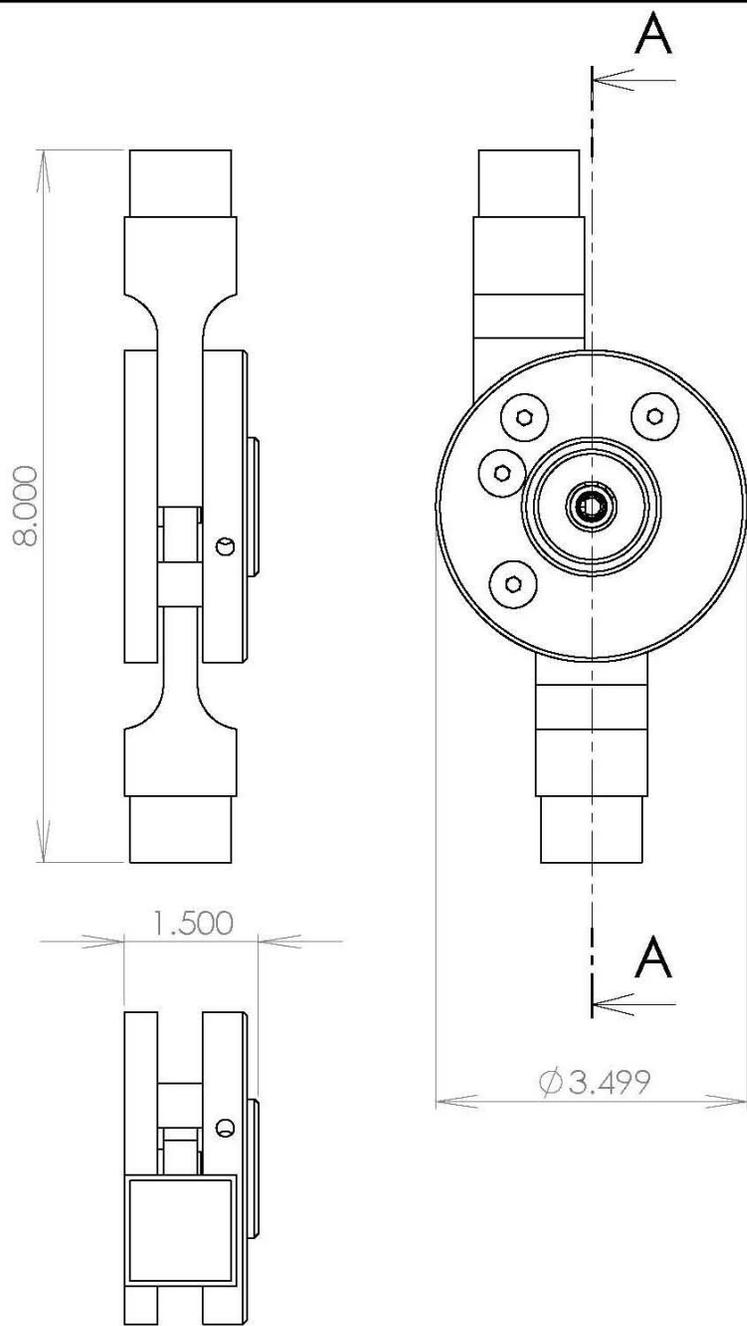
OAR-ESP-501-D	Soporte pélvico
OAR-ESP-502-D	SP ensamble
OAR-PMP-547-D	SP eslabón horizontal
OAR-ESP-548-D	SP brida izquierda
OAR-ESP-549-D	SP brida derecha

Reductores

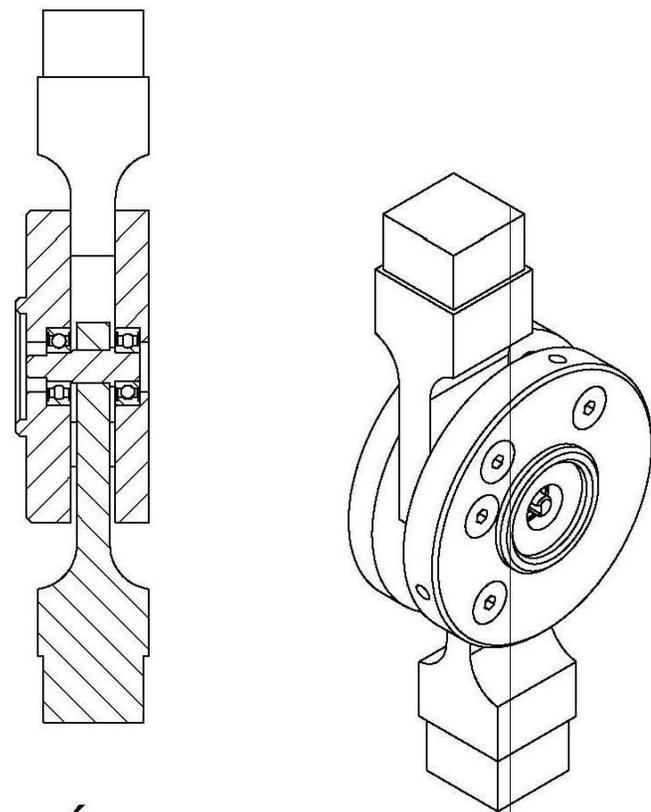
OAR-PMP-550-D	AR acoplamiento reductor y cuña
OAR-PMP-551-D	AP acoplamiento F-E y cuña reductor
OAR-PMP-552-D	AP acoplamiento A-A reductor
OAR-PMP-553-D	AC acoplamiento A-A y cuña reductor
OAR-PMP-554-D	AC acoplamiento F-E reductor

Ensamble general

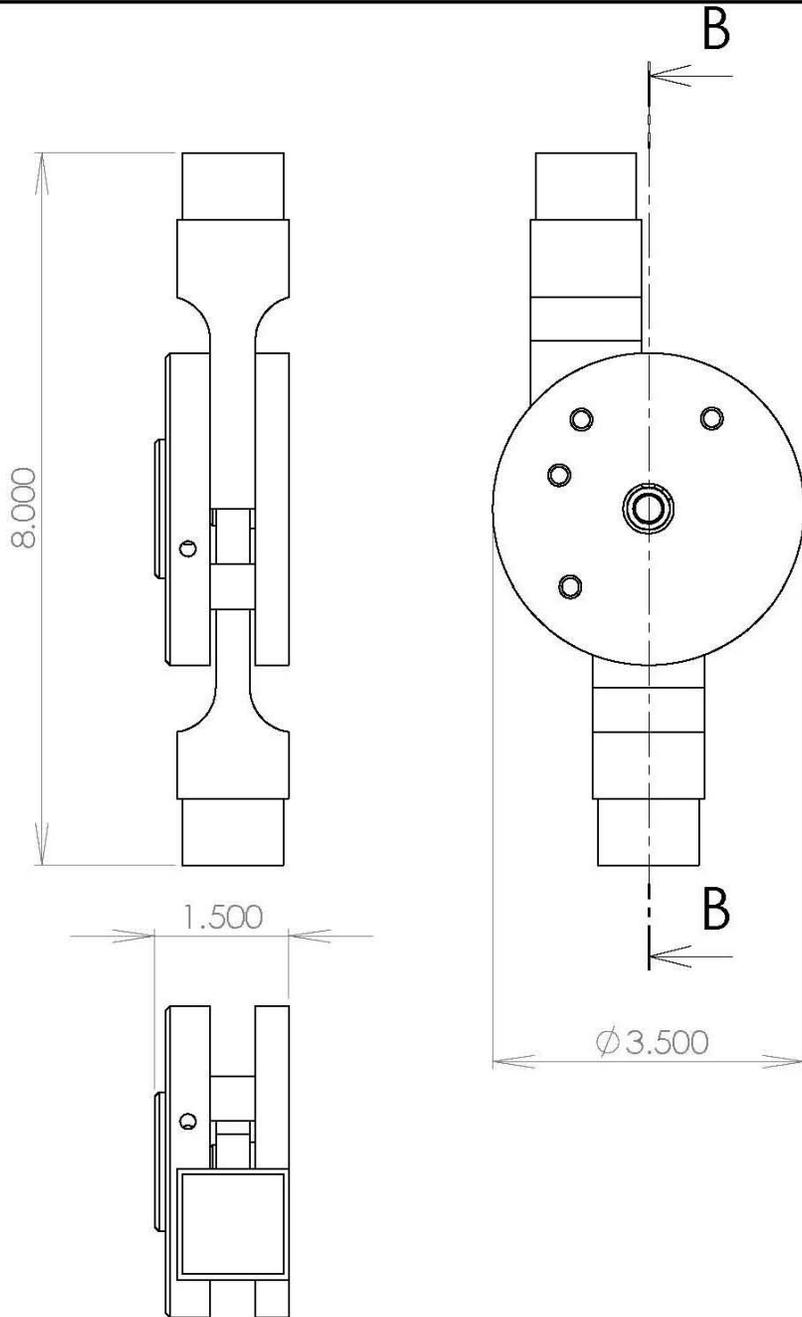
OAR-EGO-501-D	OAMI sistema óseo y articular
OAR-EGO-502-D	OAMI vista frontal
OAR-EGO-503-D	OAMI vista lateral
OAR-EGO-504-D	OAMI vista superior
OAR-EGO-505-D	OAMI ensamble
OAR-EGO-506-D	OAMI reductor
OAR-EGO-507-D	OAMI reductor vista frontal
OAR-EGO-508-D	OAMI reductor vista lateral
OAR-EGO-509-D	OAMI reductor vista superior



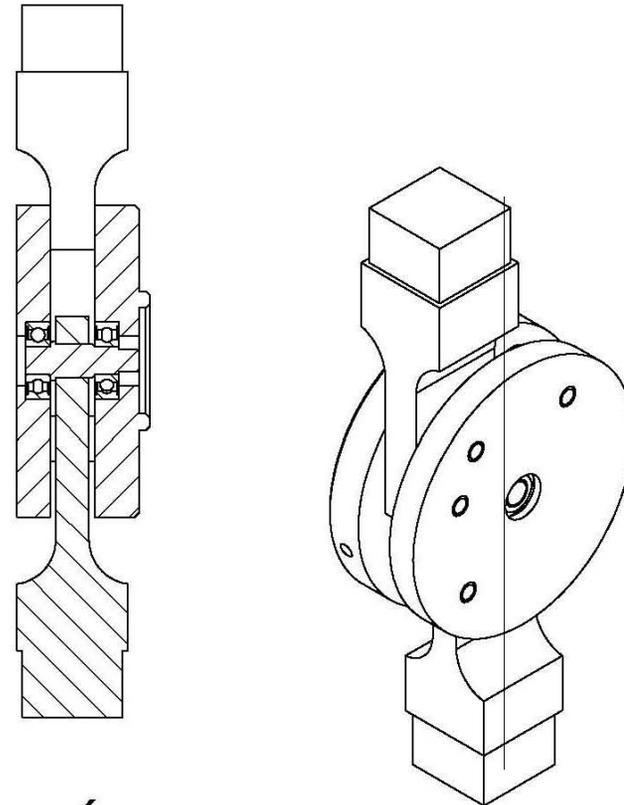
SECCIÓN A-A
ESCALA 1 : 2



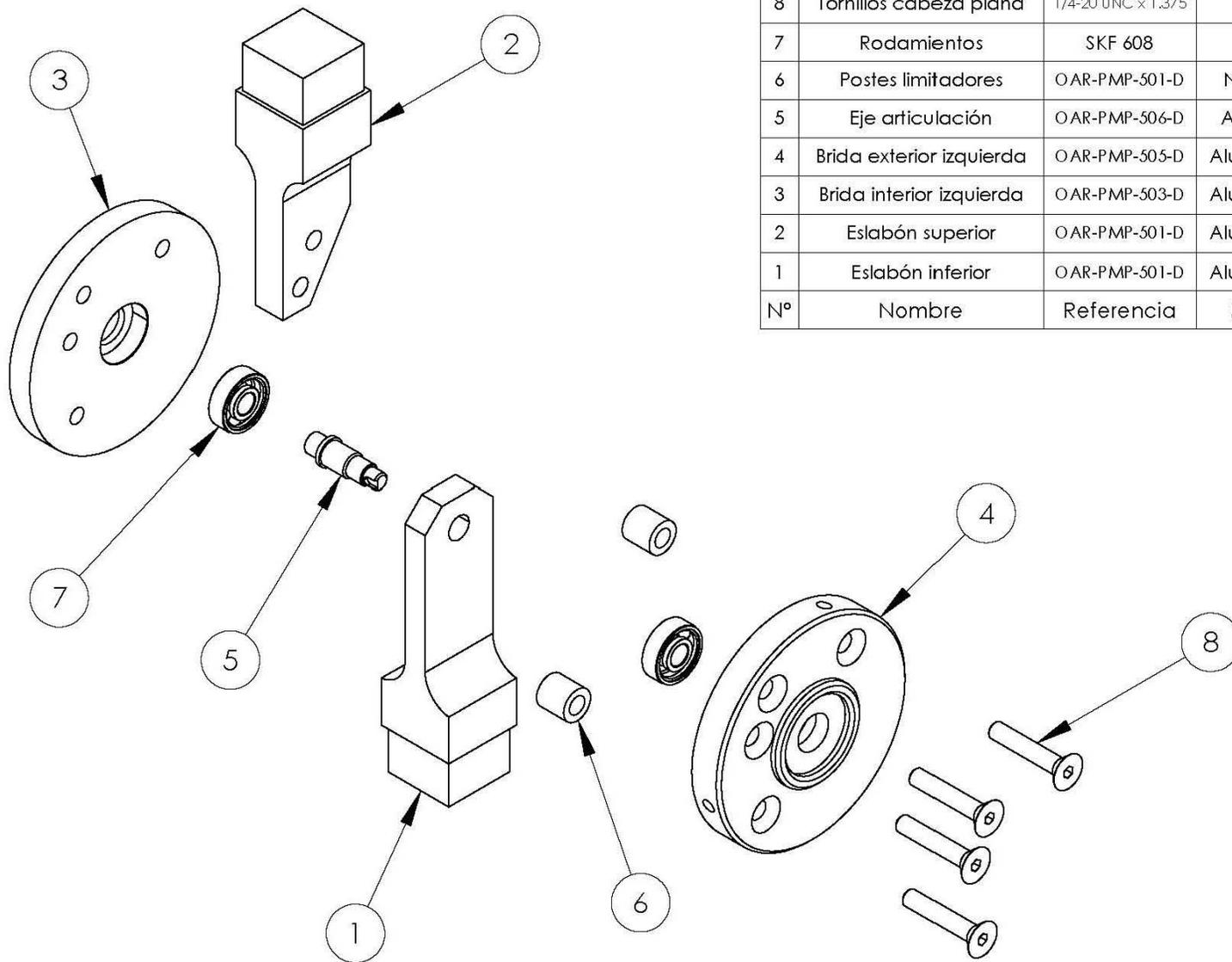
UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica			
Articulación Rodilla Izquierda		R.:	Fecha: 13/01/10
		Dibujó:	MANP
OAR-EAR-501-D		Material:	PAPIIT IN109109
		Esc.: 1:2	Cantidad: 1
Acot.: in	Esc.: 1:2	Cantidad: 1	ANSI A



SECCIÓN B-B
ESCALA 1 : 2



UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica			
Articulación Rodilla Derecha		R.:	Fecha: 13/01/10
		Dibujó:	MANP
		Revisó:	HMA
		OAR-EAR-502-D	Material:
Acot.: in	Esc.: 1:2	Cantidad: 1	ANSI A



8	Tornillos cabeza plana	1/4-20 UNC x 1.375	-	4
7	Rodamientos	SKF 608	-	2
6	Postes limitadores	OAR-PMP-501-D	Nylamid M	2
5	Eje articulación	OAR-PMP-506-D	Acero 1045	1
4	Brida exterior izquierda	OAR-PMP-505-D	Aluminio 6061	1
3	Brida interior izquierda	OAR-PMP-503-D	Aluminio 6061	1
2	Eslabón superior	OAR-PMP-501-D	Aluminio 6061	1
1	Eslabón inferior	OAR-PMP-501-D	Aluminio 6061	1
Nº	Nombre	Referencia	Material	Cantidad

UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica

Ensamble AR
Izquierda

R.: Fecha: 13/01/10

Dibujó: MANP

Revisó: HMA

OAR-EAR-503-D

Material:

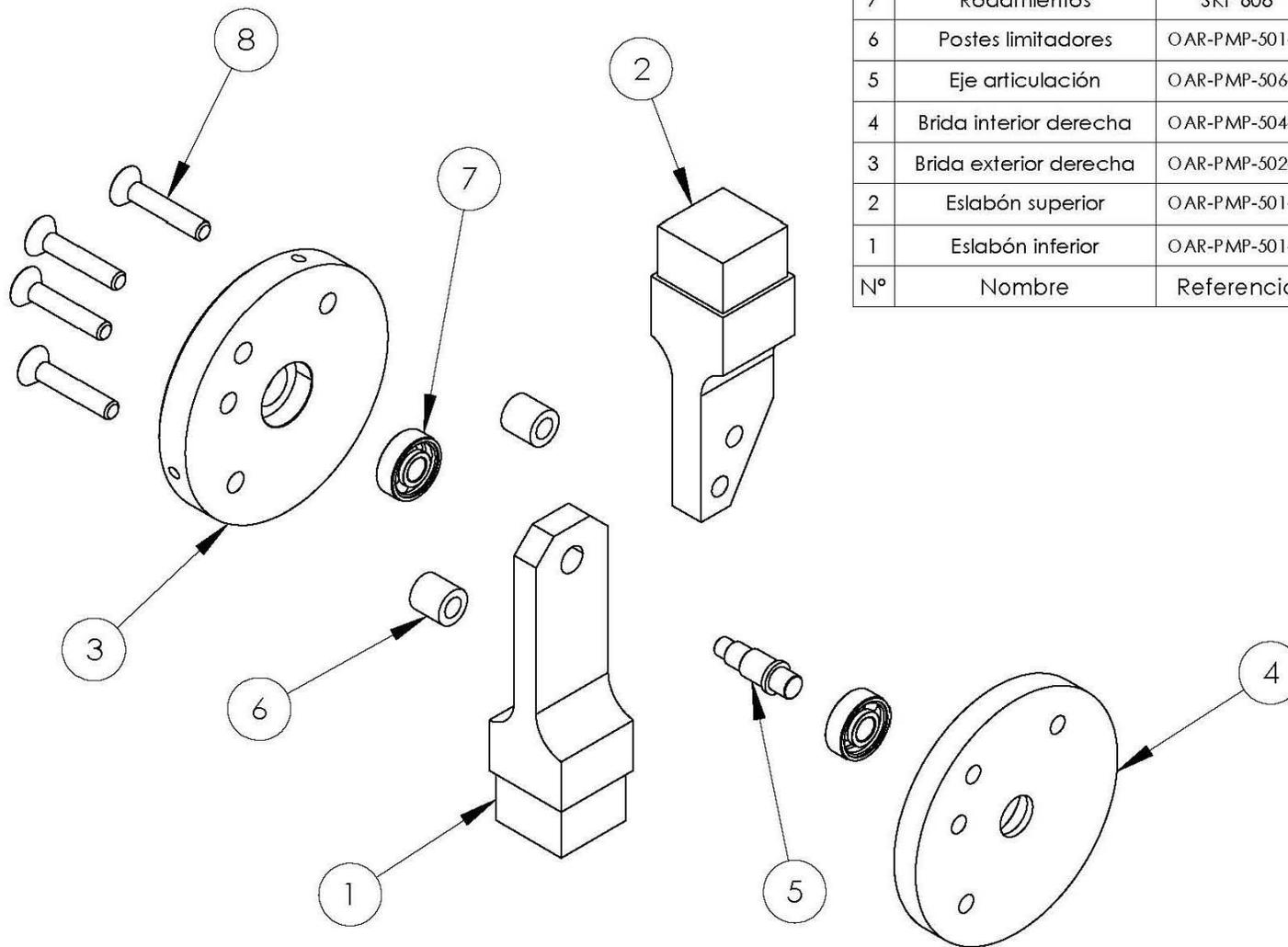
PAPIIT IN109109

Acof.: in

Esc.: 1:2

Cantidad: 1

ANSI A



8	Tornillos cabeza plana	1/4-20 UNC x 1.375	-	4
7	Rodamientos	SKF 608	-	2
6	Postes limitadores	OAR-PMP-501-D	Nylamid M	2
5	Eje articulación	OAR-PMP-506-D	Acero 1045	1
4	Brida interior derecha	OAR-PMP-504-D	Aluminio 6061	1
3	Brida exterior derecha	OAR-PMP-502-D	Aluminio 6061	1
2	Eslabón superior	OAR-PMP-501-D	Aluminio 6061	1
1	Eslabón inferior	OAR-PMP-501-D	Aluminio 6061	1
Nº	Nombre	Referencia	Material	Cantidad

UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica

Ensamble AR Derecha

R.: Fecha: 13/01/10

Dibujó: MANP

Revisó: HMA

OAR-EAR-504-D

Material:

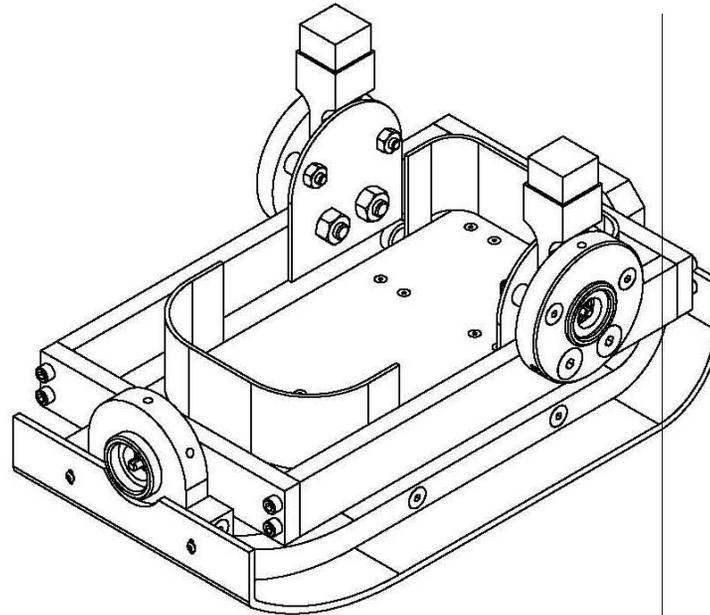
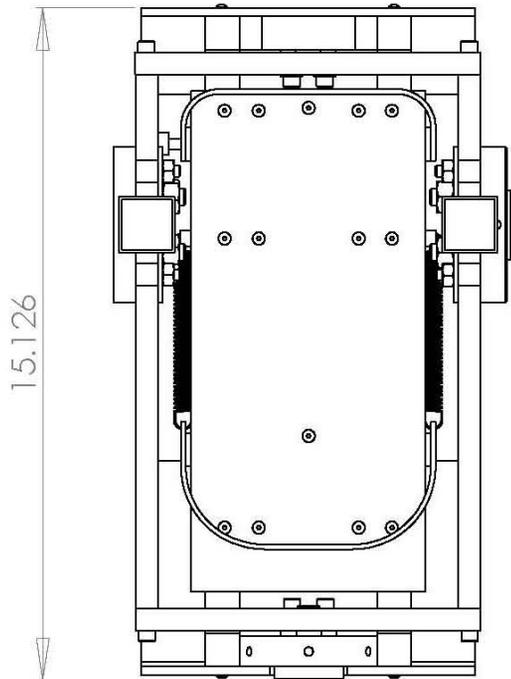
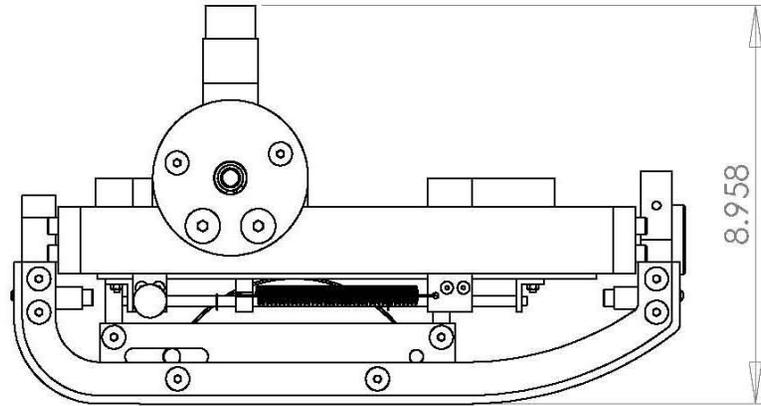
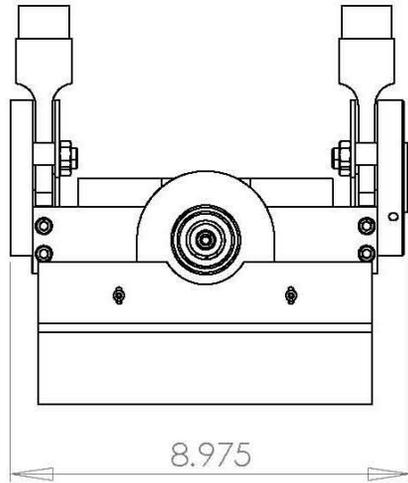
PAPIIT IN109109

Acot.: in

Esc.: 1:2

Cantidad: 1

ANSI A



UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica

Articulación
Pie Izquierdo

R.: Fecha: 13/04/10

Dibujó: MANP

Revisó: HMA

OAR-EAP-501-D

Material:

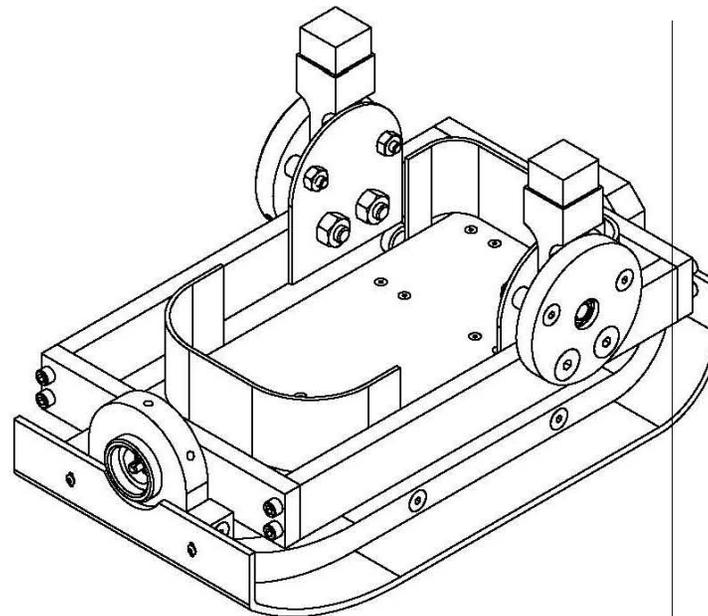
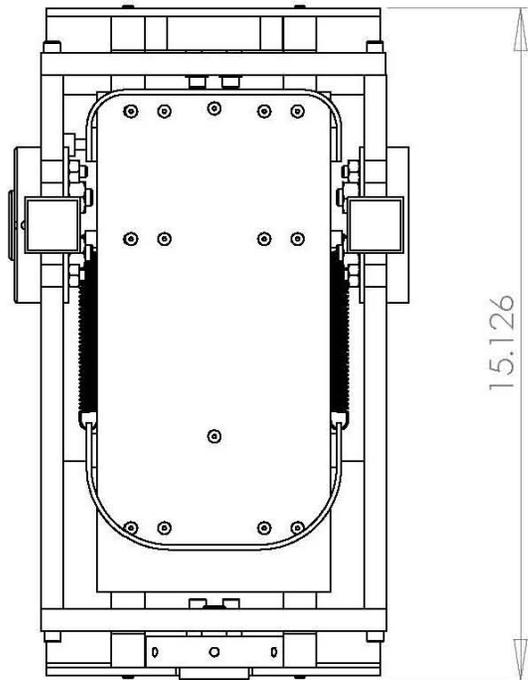
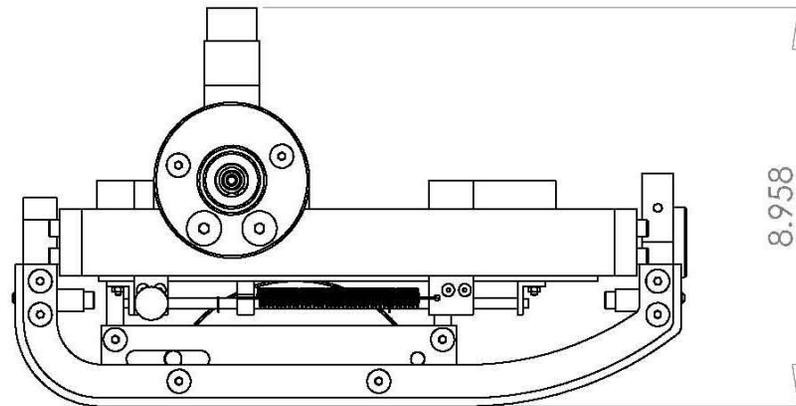
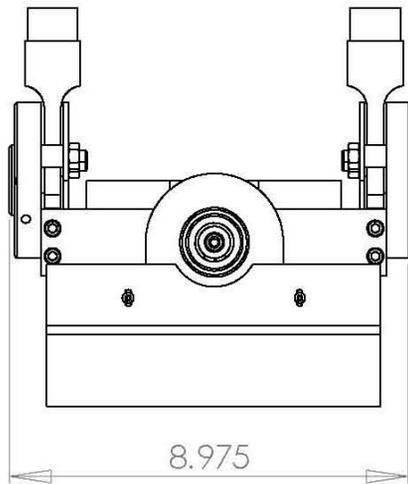
PAPIIT IN109109

Acot.: in

Esc.: 1:4

Cantidad: 1

ANSI A



UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica

Articulación Pie Derecho

R.: Fecha: 13/04/10

Dibujó: MANP

Revisó: HMA

OAR-EAP-502-D

Material:

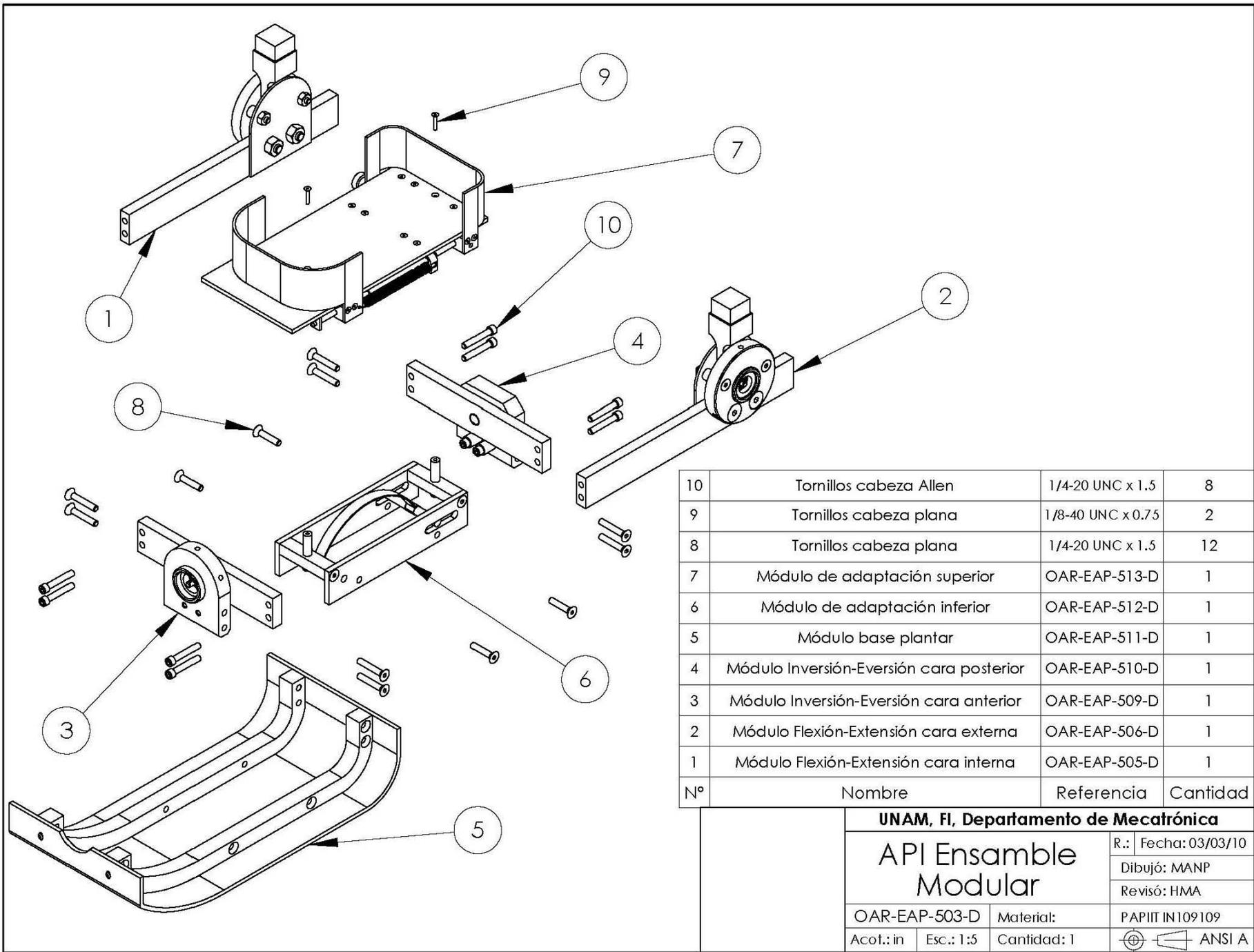
PAPIIT IN109109

Acot.: in

Esc.: 1:4

Cantidad: 1

ANSI A



10	Tornillos cabeza Allen	1/4-20 UNC x 1.5	8
9	Tornillos cabeza plana	1/8-40 UNC x 0.75	2
8	Tornillos cabeza plana	1/4-20 UNC x 1.5	12
7	Módulo de adaptación superior	OAR-EAP-513-D	1
6	Módulo de adaptación inferior	OAR-EAP-512-D	1
5	Módulo base plantar	OAR-EAP-511-D	1
4	Módulo Inversión-Eversión cara posterior	OAR-EAP-510-D	1
3	Módulo Inversión-Eversión cara anterior	OAR-EAP-509-D	1
2	Módulo Flexión-Extensión cara externa	OAR-EAP-506-D	1
1	Módulo Flexión-Extensión cara interna	OAR-EAP-505-D	1
N°	Nombre	Referencia	Cantidad

UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica

API Ensamble Modular

R.: Fecha: 03/03/10
 Dibujó: MANP
 Revisó: HMA

OAR-EAP-503-D

Material:

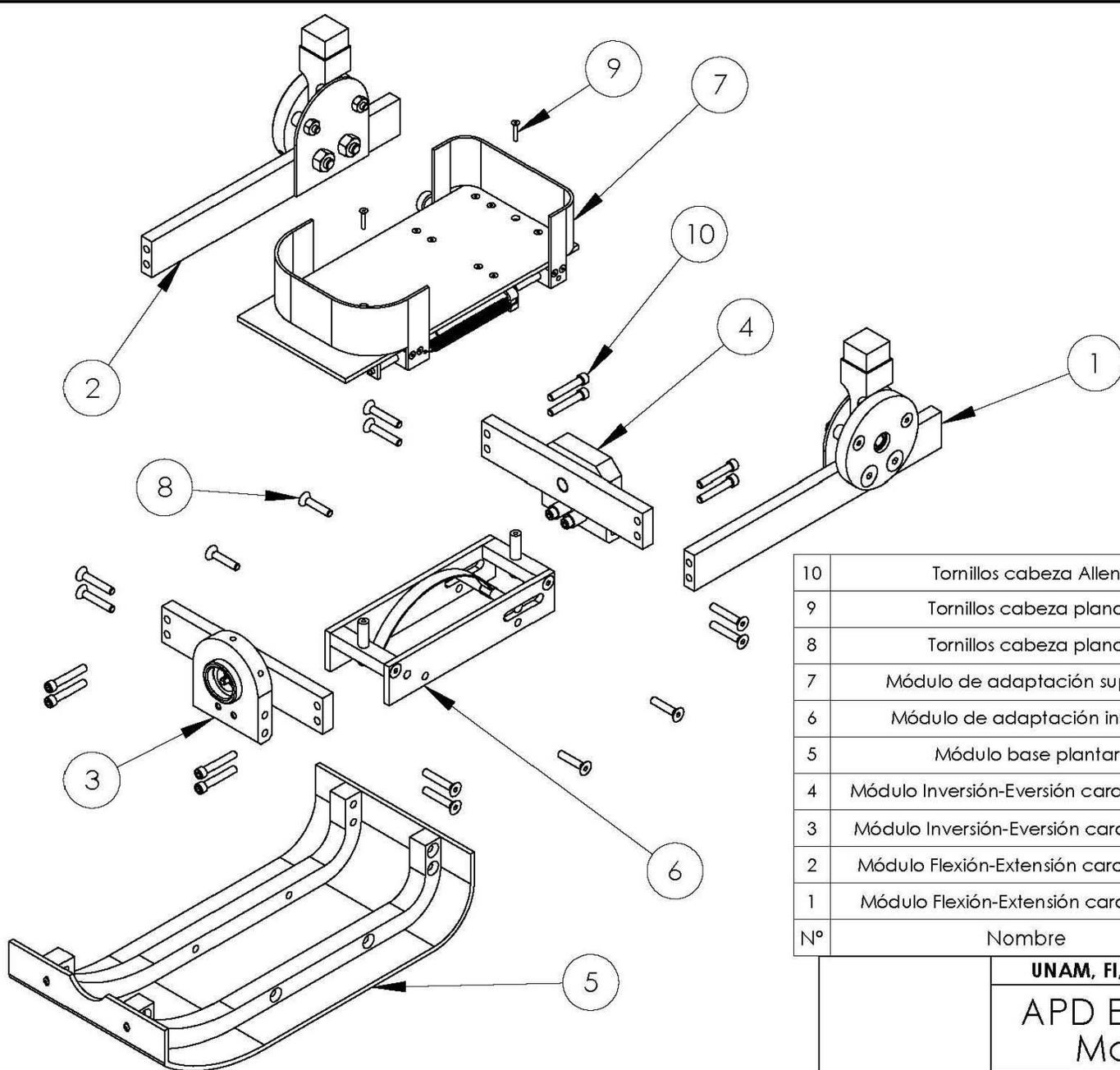
PAPIIT IN109109

Acot.: in

Esc.: 1:5

Cantidad: 1

ANSI A



10	Tornillos cabeza Allen	1/4-20 UNC x 1.5	8
9	Tornillos cabeza plana	1/8-40 UNC x 0.75	2
8	Tornillos cabeza plana	1/4-20 UNC x 1.5	12
7	Módulo de adaptación superior	OAR-EAP-513-D	1
6	Módulo de adaptación inferior	OAR-EAP-512-D	1
5	Módulo base plantar	OAR-EAP-511-D	1
4	Módulo Inversión-Eversión cara posterior	OAR-EAP-510-D	1
3	Módulo Inversión-Eversión cara anterior	OAR-EAP-509-D	1
2	Módulo Flexión-Extensión cara externa	OAR-EAP-508-D	1
1	Módulo Flexión-Extensión cara interna	OAR-EAP-507-D	1
Nº	Nombre	Referencia	Cantidad

UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica

APD Ensamble Modular

R.: Fecha: 03/03/10

Dibujó: MANP

Revisó: HMA

OAR-EAP-504-D

Material:

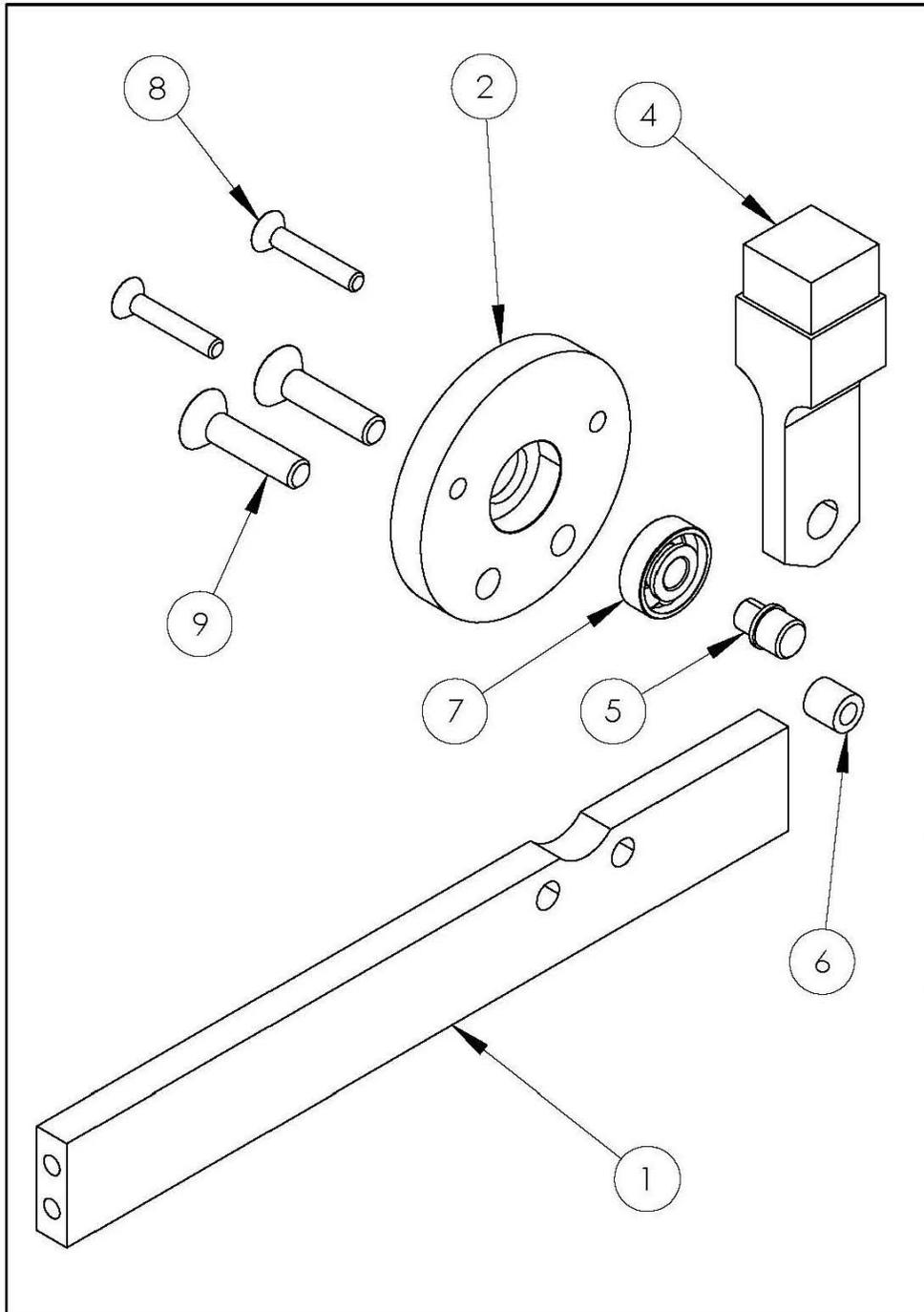
PAPIIT IN109109

Acot.: in

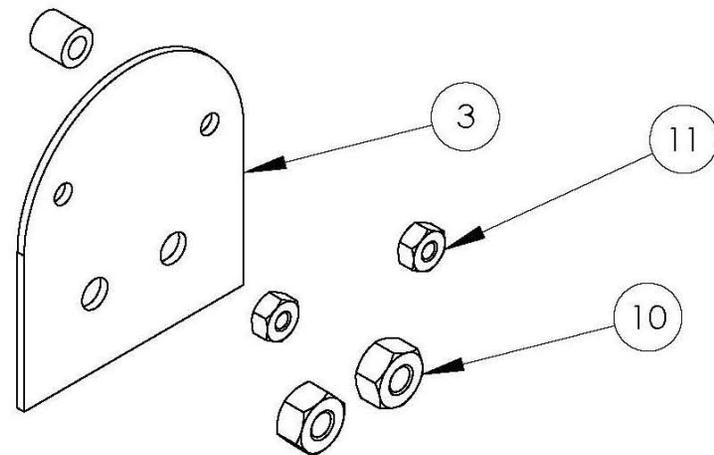
Esc.: 1:5

Cantidad: 1

ANSI A

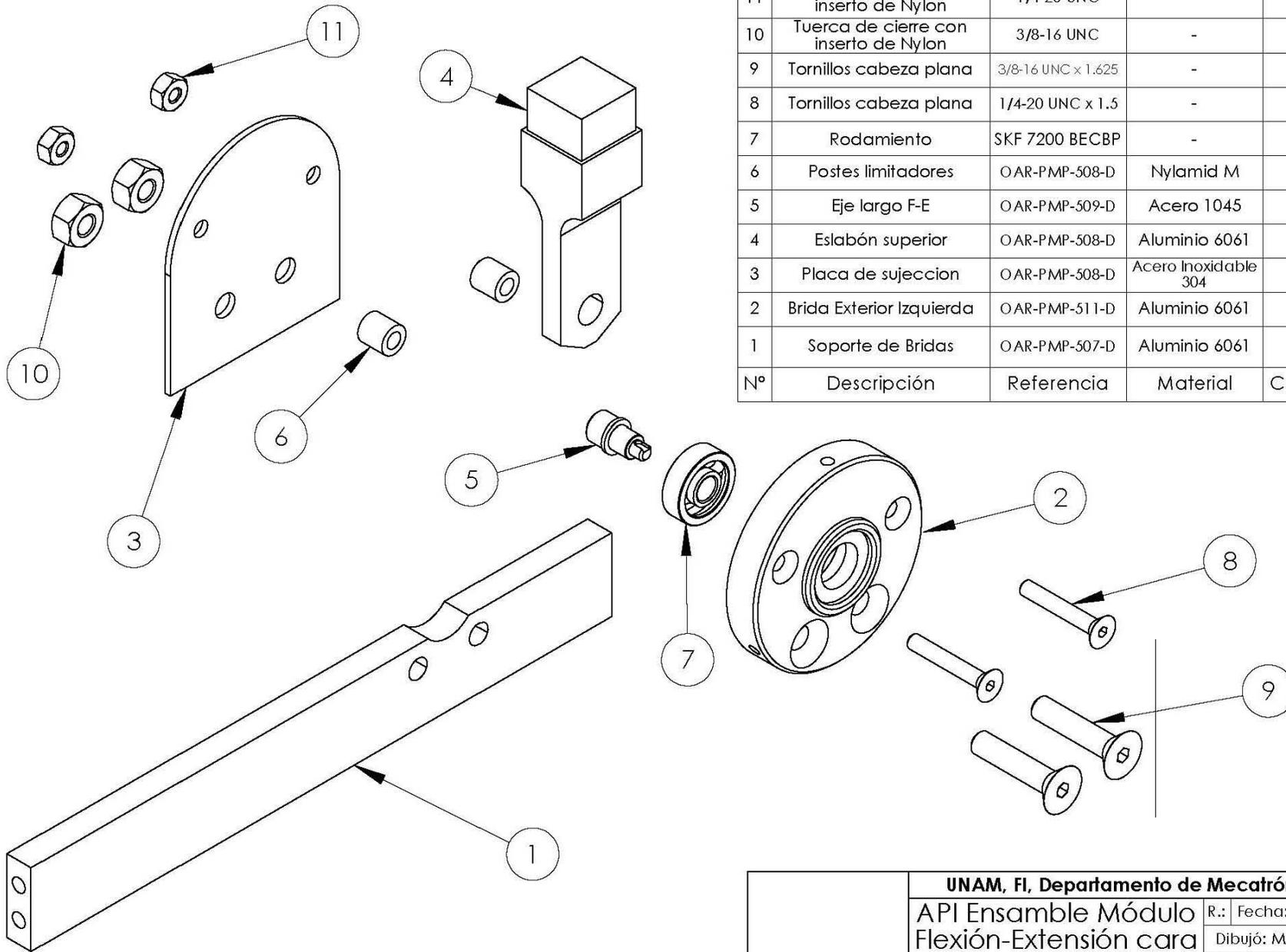


11	Tuerca de cierre con inserto de Nylon	1/4-20 UNC	-	2
10	Tuerca de cierre con inserto de Nylon	3/8-16 UNC	-	2
9	Tornillos cabeza plana	3/8-16 UNC x 1.625	-	2
8	Tornillos cabeza plana	1/4-20 UNC x 1.5	-	2
7	Rodamiento	SKF 7200 BECBP	-	1
6	Postes limitadores	OAR-PMP-508-D	Nylamid M	2
5	Eje corto F-E	OAR-PMP-509-D	Acero 1045	1
4	Eslabón superior	OAR-PMP-508-D	Aluminio 6061	1
3	Placa de sujeccion	OAR-PMP-508-D	Acero Inoxidable 304	1
2	Brida Interior Izquierda	OAR-PMP-510-D	Aluminio 6061	1
1	Soporte de Bridas	OAR-PMP-507-D	Aluminio 6061	1
Nº	Descripción	Referencia	Material	Cantidad



UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica			
API Ensamble Módulo Flexión-Extensión cara Interna		R.:	Fecha: 18/01/10
			Dibujó: MANP
			Revisó: HMA
OAR-EAP-505-D	Material:	PAPIIT IN109109	
Acot.: in	Esc.: 1:2	Cantidad: 1	ANSI A

11	Tuerca de cierre con inserto de Nylon	1/4-20 UNC	-	2
10	Tuerca de cierre con inserto de Nylon	3/8-16 UNC	-	2
9	Tornillos cabeza plana	3/8-16 UNC x 1.625	-	2
8	Tornillos cabeza plana	1/4-20 UNC x 1.5	-	2
7	Rodamiento	SKF 7200 BECBP	-	1
6	Postes limitadores	OAR-PMP-508-D	Nylamid M	2
5	Eje largo F-E	OAR-PMP-509-D	Acero 1045	1
4	Eslabón superior	OAR-PMP-508-D	Aluminio 6061	1
3	Placa de sujecion	OAR-PMP-508-D	Acero Inoxidable 304	1
2	Brida Exterior Izquierda	OAR-PMP-511-D	Aluminio 6061	1
1	Soporte de Bridas	OAR-PMP-507-D	Aluminio 6061	1
Nº	Descripción	Referencia	Material	Cantidad



UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica

API Ensamble Módulo Flexión-Extensión cara Externa

R.: Fecha: 18/01/10

Dibujó: MANP

Revisó: HMA

OAR-EAP-506-D

Material:

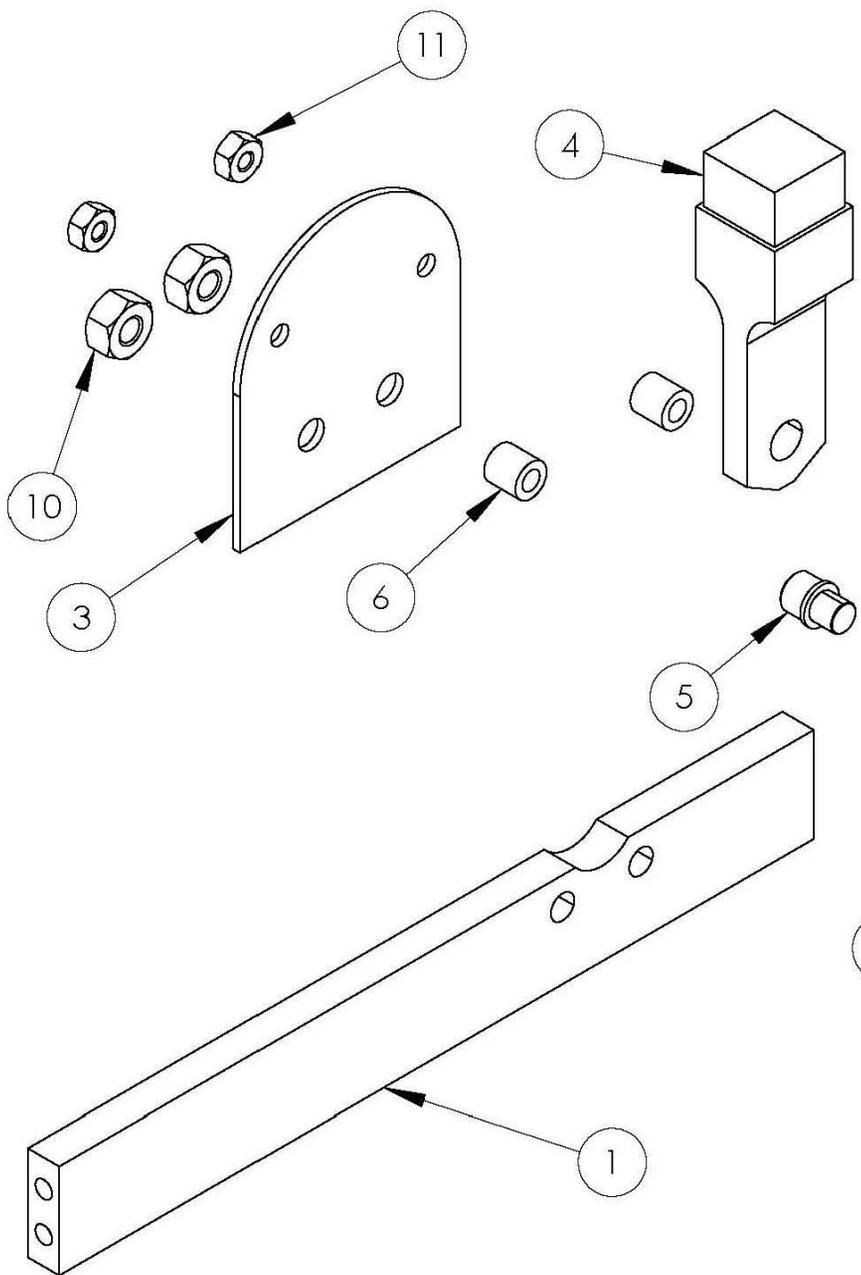
PAPIIT IN109109

Acot.: in

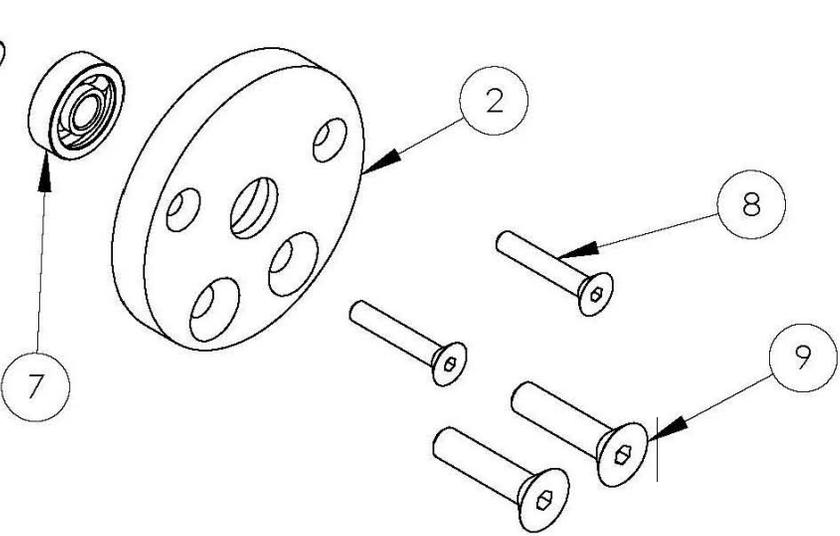
Esc.: 1:2

Cantidad: 1

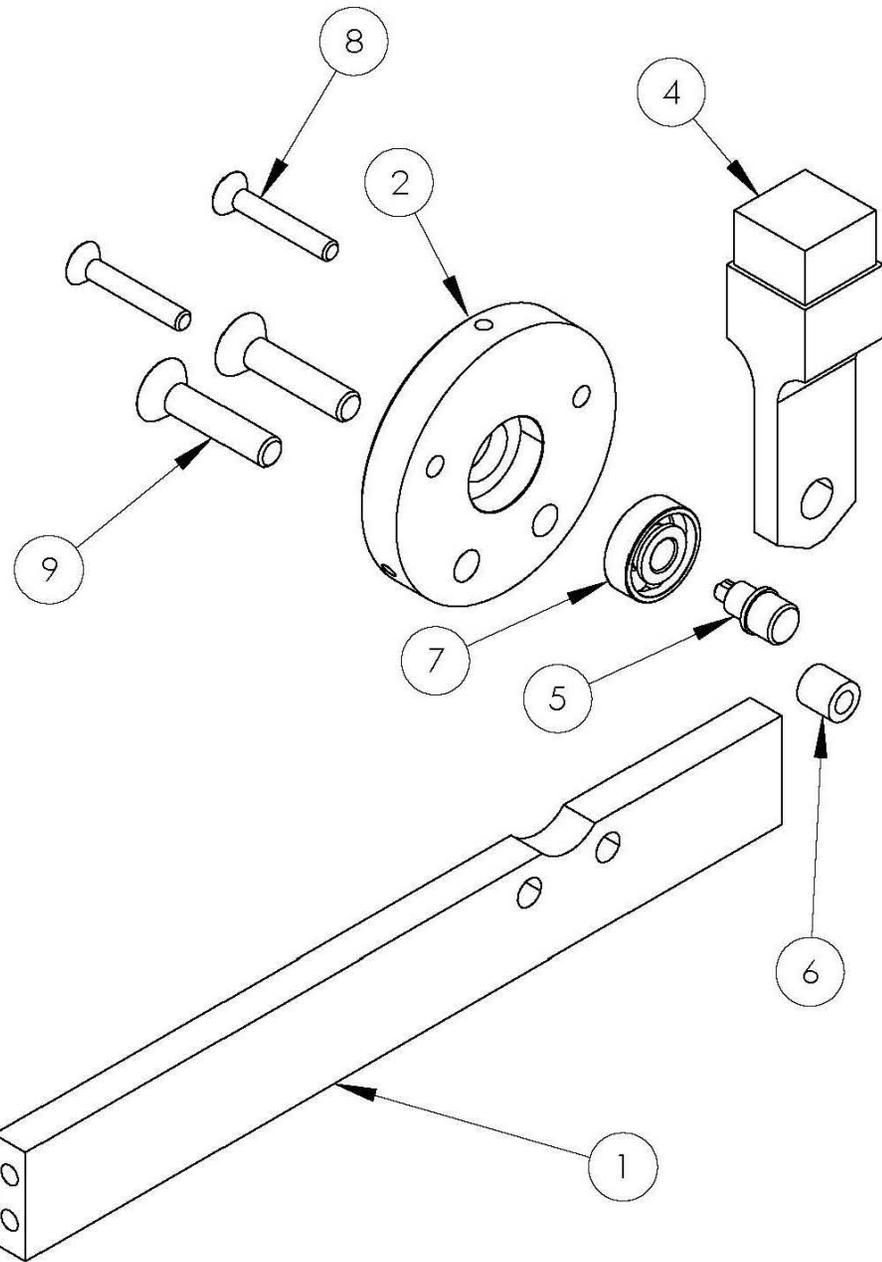
ANSI A



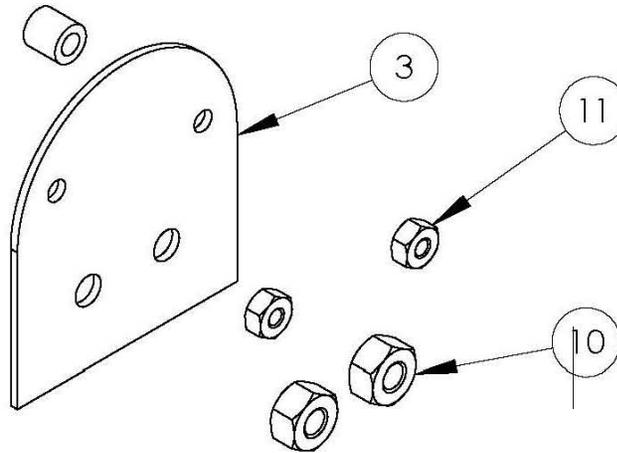
11	Tuerca de cierre con inserto de Nylon	1/4-20 UNC	-	2
10	Tuerca de cierre con inserto de Nylon	3/8-16 UNC	-	2
9	Tornillos cabeza plana	3/8-16 UNC x 1.625	-	2
8	Tornillos cabeza plana	1/4-20 UNC x 1.5	-	2
7	Rodamiento	SKF 7200 BECBP	-	1
6	Postes limitadores	OAR-PMP-508-D	Nylamid M	2
5	Eje corto F-E	OAR-PMP-509-D	Acero 1045	1
4	Eslabón superior	OAR-PMP-508-D	Aluminio 6061	1
3	Placa de sujecion	OAR-PMP-508-D	Acero Inoxidable 304	1
2	Brida Interior Derecha	OAR-PMP-512-D	Aluminio 6061	1
1	Soporte de Bridas	OAR-PMP-507-D	Aluminio 6061	1
Nº	Descripción	Referencia	Material	Cantidad



UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica			
APD Ensamble Módulo Flexión-Extensión cara Interna		R.:	Fecha: 18/01/10
		Dibujó: MANP	
		Revisó: HMA	
OAR-EAP-507-D		Material:	PAPIIT IN109109
Acot.: in	Esc.: 1:2	Cantidad: 1	ANSI A

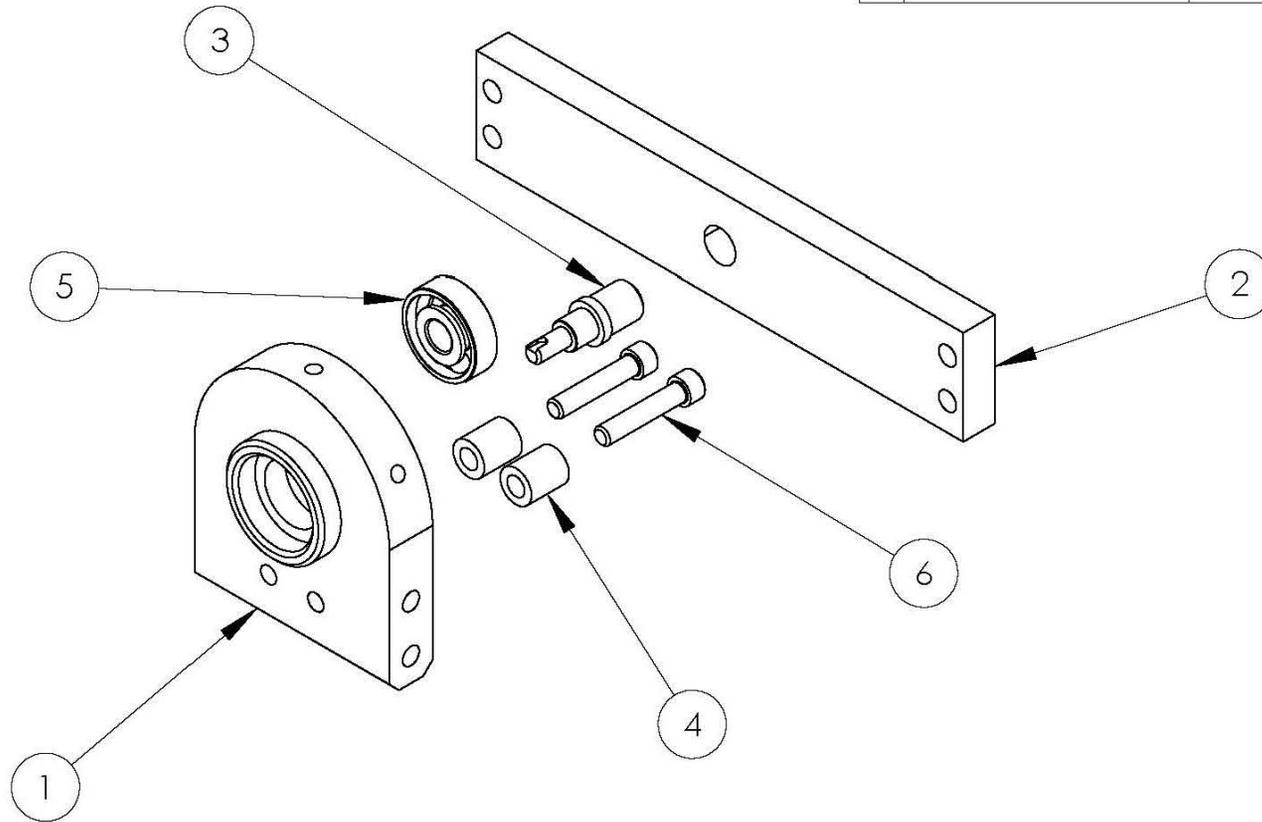


11	Tuerca de cierre con inserto de Nylon	1/4-20 UNC	-	2
10	Tuerca de cierre con inserto de Nylon	3/8-16 UNC	-	2
9	Tornillos cabeza plana	3/8-16 UNC x 1.625	-	2
8	Tornillos cabeza plana	1/4-20 UNC x 1.5	-	2
7	Rodamiento	SKF 7200 BECBP	-	1
6	Postes limitadores	OAR-PMP-508-D	Nylamid M	2
5	Eje largo F-E	OAR-PMP-509-D	Acero 1045	1
4	Eslabón superior	OAR-PMP-508-D	Aluminio 6061	1
3	Placa de sujecion	OAR-PMP-508-D	Acero Inoxidable 304	1
2	Brida Exterior Derecha	OAR-PMP-513-D	Aluminio 6061	1
1	Soporte de Bridas	OAR-PMP-507-D	Aluminio 6061	1
Nº	Descripción	Referencia	Material	Cantidad



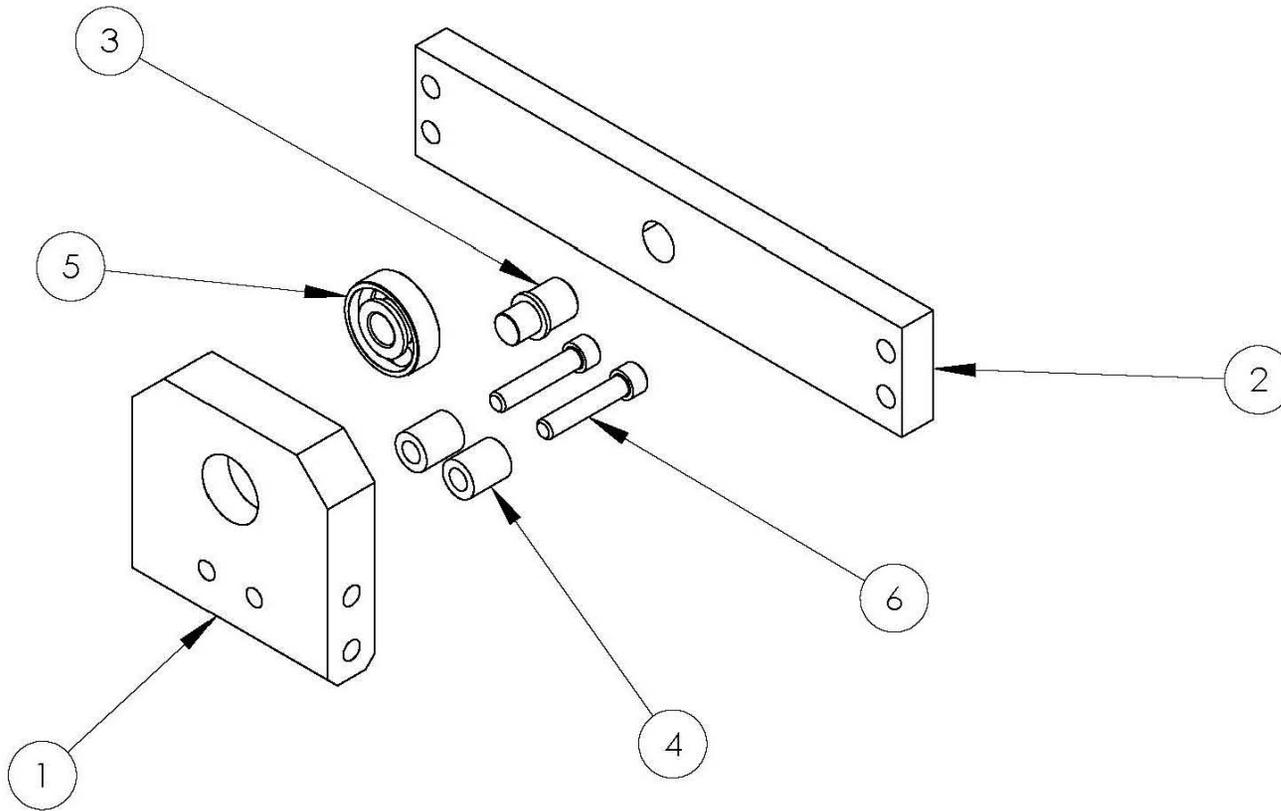
UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica			
APD Ensamble Módulo Flexión-Extensión cara Externa		R.:	Fecha: 19/01/10
		Dibujó: MANP	
		Revisó: HMA	
OAR-EAP-508-D	Material:	PAPIIT IN109109	
Acot.: in	Esc.: 1:2	Cantidad: 1	ANSI A

6	Tornillo cabeza Allen	1/4-20 UNC x 1.25	-	4
5	Rodamiento	SKF 7200 BECBP	-	2
4	Postes limitadores	OAR-PMP-516-D	Nylamid M	4
3	Eje E-I largo	OAR-PMP-517-D	Acero 1045	2
2	Eslabon horizontal	OAR-PMP-516-D	Aluminio 6061	2
1	Brida vertical anterior	OAR-PMP-514-D	Aluminio 6061	2
N°	Descripción	Referencia	Material	Cantidad



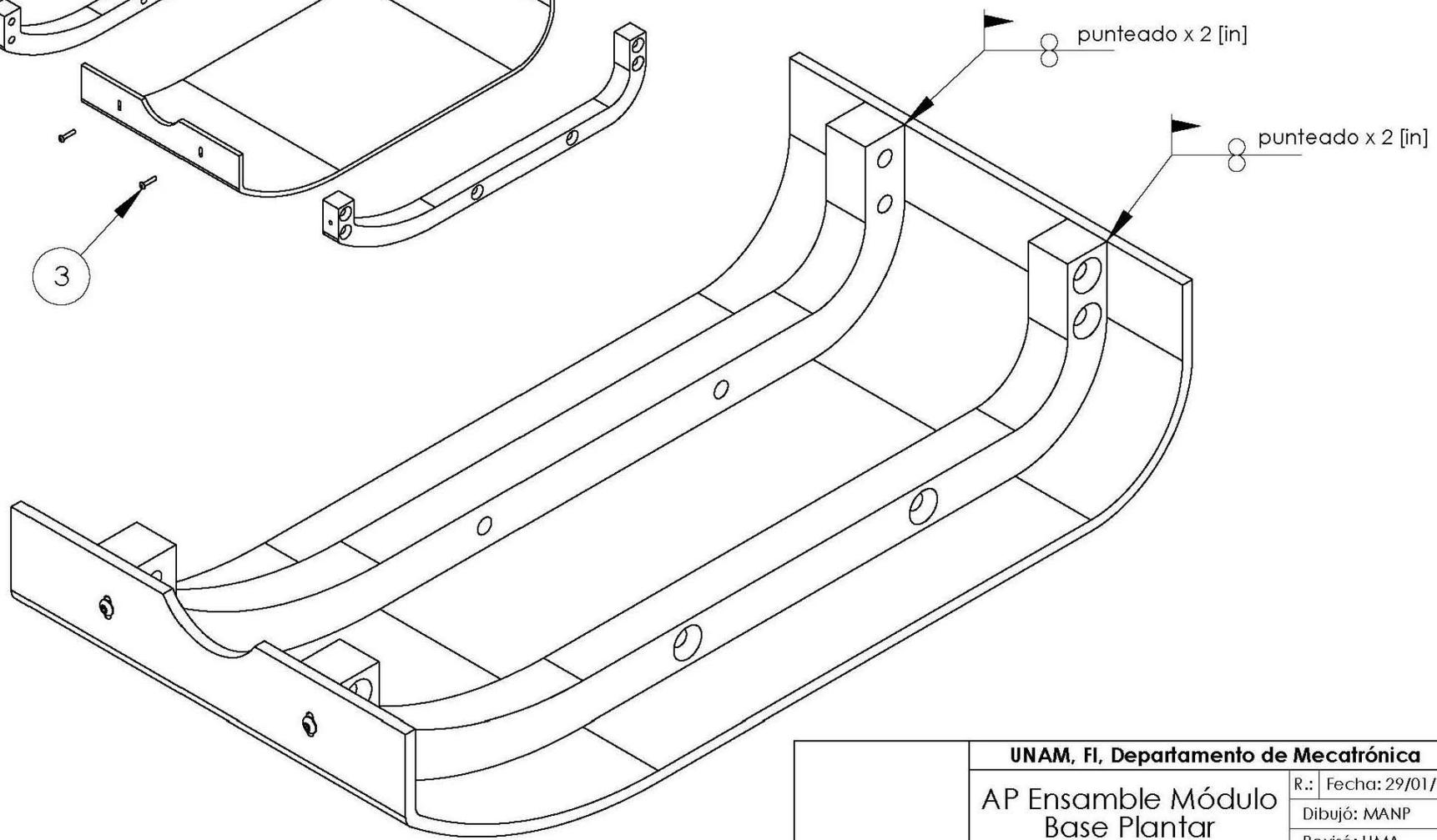
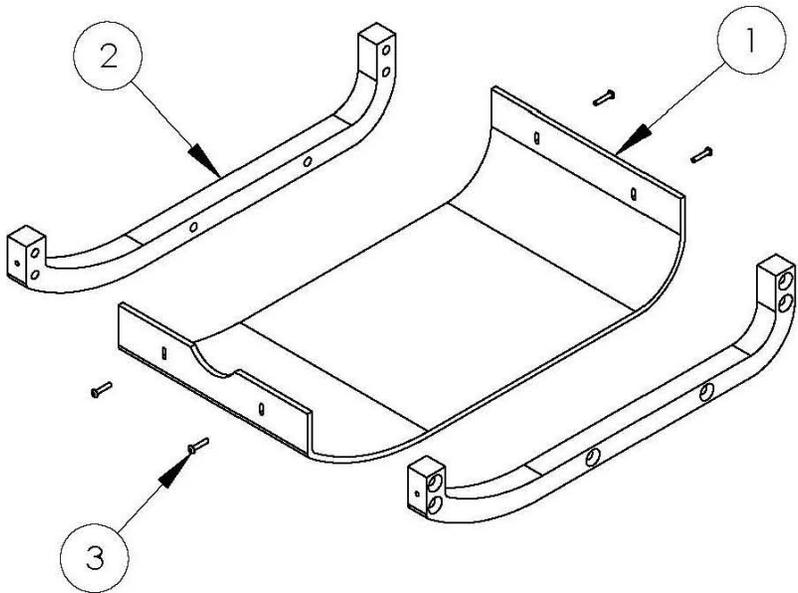
UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica			
AP Ensamble Módulo Inversión-Eversión cara Anterior		R.:	Fecha: 02/03/10
		Dibujó: MANP	
		Revisó: HMA	
OAR-EAP-509-D		Material:	PAPIIT IN109109
Acof.: in	Esc.: 1:2	Cantidad: 2	ANSI A

6	Tornillo cabeza Allen	1/4-20 UNC x 1.25	-	4
5	Rodamiento	SKF 7200 BECBP	-	2
4	Postes limitadores	OAR-PMP-516-D	Nylamid M	4
3	Eje E-I corto	OAR-PMP-517-D	Acero 1045	2
2	Eslabon horizontal	OAR-PMP-516-D	Aluminio 6061	2
1	Brida vertical Posterior	OAR-PMP-515-D	Aluminio 6061	2
N°	Descripción	Referencia	Material	Cantidad



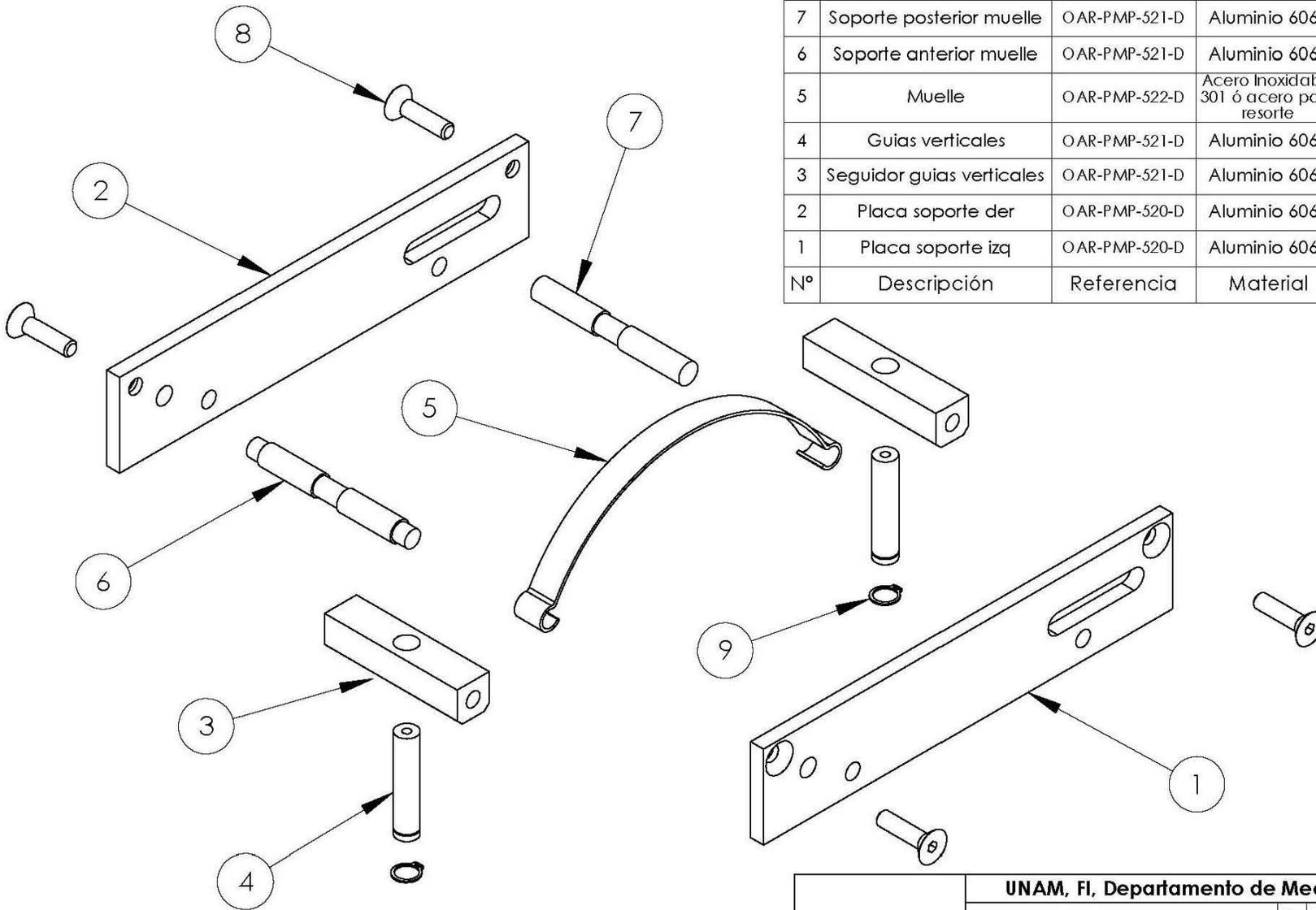
UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica			
AP Ensamble Módulo Inversión-Eversión cara Posterior		R.:	Fecha: 02/03/10
		Dibujó: MANP	
		Revisó: HMA	
OAR-EAP-510-D		Material:	PAPIIT IN109109
Acof.: in	Esc.: 1:2	Cantidad: 2	ANSI A

3	Tornillos cabeza de gota	1/8-40 UNC x 0.625	-	8
2	Arcos de soporte	OAR-PMP-518-D	Aluminio 6061	4
1	Placa base	OAR-PMP-519-D	Acero Inoxidable 304	2
Nº	Descripción	Referencia	Material	Cantidad



UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica		
AP Ensamble Módulo Base Plantar		R.: Fecha: 29/01/10
		Dibujó: MANP
		Revisó: HMA
OAR-EAP-511-D	Material:	PAPIIT IN109109
Acot.: in	Esc.: 1:2	Cantidad: 2
		ANSI A

9	Seguro Omega	TRUARC 5100-37	-	4
8	Tornillos cabeza plana	1/4-20 UNC x 1	-	8
7	Soporte posterior muelle	OAR-PMP-521-D	Aluminio 6061	2
6	Soporte anterior muelle	OAR-PMP-521-D	Aluminio 6061	2
5	Muelle	OAR-PMP-522-D	Acero Inoxidable 301 ó acero para resorte	2
4	Guías verticales	OAR-PMP-521-D	Aluminio 6061	4
3	Seguidor guías verticales	OAR-PMP-521-D	Aluminio 6061	4
2	Placa soporte der	OAR-PMP-520-D	Aluminio 6061	2
1	Placa soporte izq	OAR-PMP-520-D	Aluminio 6061	2
Nº	Descripción	Referencia	Material	Cantidad



UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica

AP Ensamble Módulo
Adaptación Inferior

R.: Fecha: 19/01/10

Dibujó: MANP

Revisó: HMA

OAR-EAP-512-D

Material:

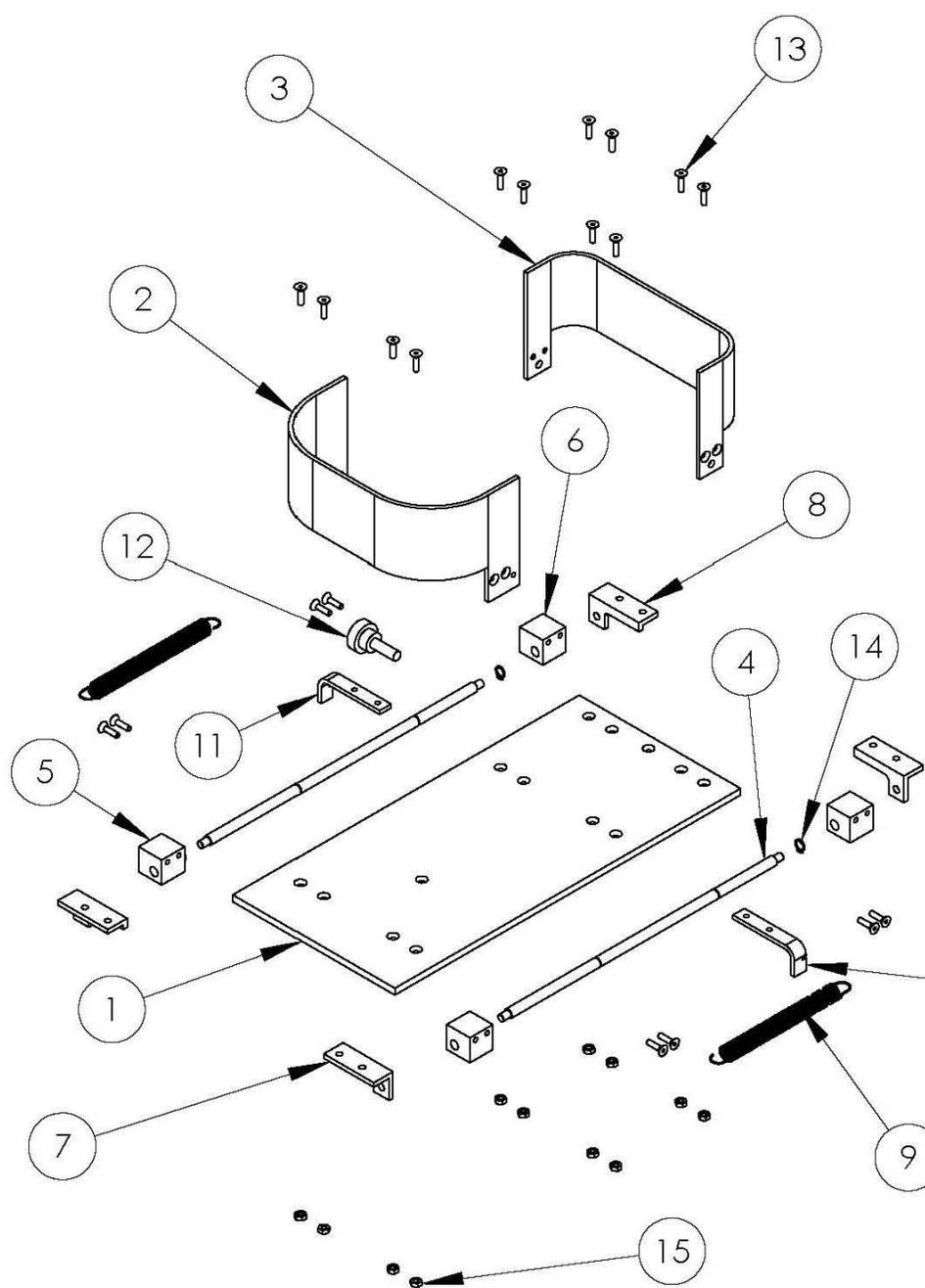
PAPIIT IN109109

Acot.: in

Esc.: 1:2

Cantidad: 2

ANSI A



15	Tuerca de cierre con inserto de Nylon	1/8-40 UNC	-	24
14	Seguro Omega	TRUARC 5100-25	-	4
13	Tornillo cabeza plana	1/8-40 UNC x 0.5	-	40
12	Opresor	OAR-PMP-526-D	Aluminio 6061	2
11	Sujetador Resorte Derecho	OAR-PMP-526-D	Acero Inoxidable 304	2
10	Sujetador Resorte Izquierdo	OAR-PMP-526-D	Acero Inoxidable 304	2
9	Resortes	OAR-PMP-527-D	Acero Inoxidable 301	4
8	Soporte Guías derecho	OAR-PMP-523-D	Aluminio 6061	4
7	Soporte Guías izquierdo	OAR-PMP-523-D	Aluminio 6061	4
6	Seguidor guía horizontal con seguro	OAR-PMP-521-D	Aluminio 6061	2
5	Seguidores guías horizontales sin seguro	OAR-PMP-521-D	Aluminio 6061	6
4	Guías horizontales	OAR-PMP-526-D	Aluminio 6061	4
3	Placa posterior	OAR-PMP-525-D	Acero Inoxidable 304	2
2	Placa anterior	OAR-PMP-524-D	Acero Inoxidable 304	2
1	Placa plantar	OAR-PMP-523-D	Acero Inoxidable 304	2
Nº	Descripción	Referencia	Material	Cantidad

UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica

AP Ensamble Módulo Adaptación Superior

R.: Fecha: 19/01/10

Dibujó: MANP

Revisó: HMA

OAR-EAP-513-D

Material:

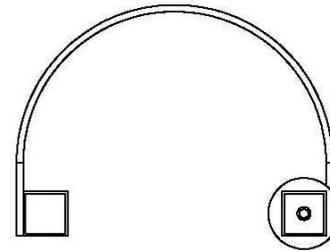
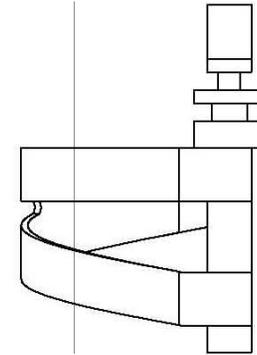
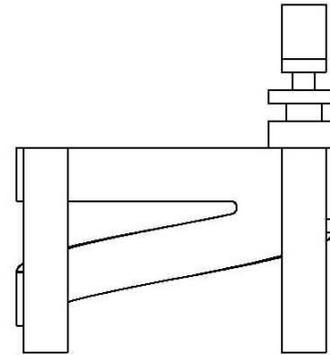
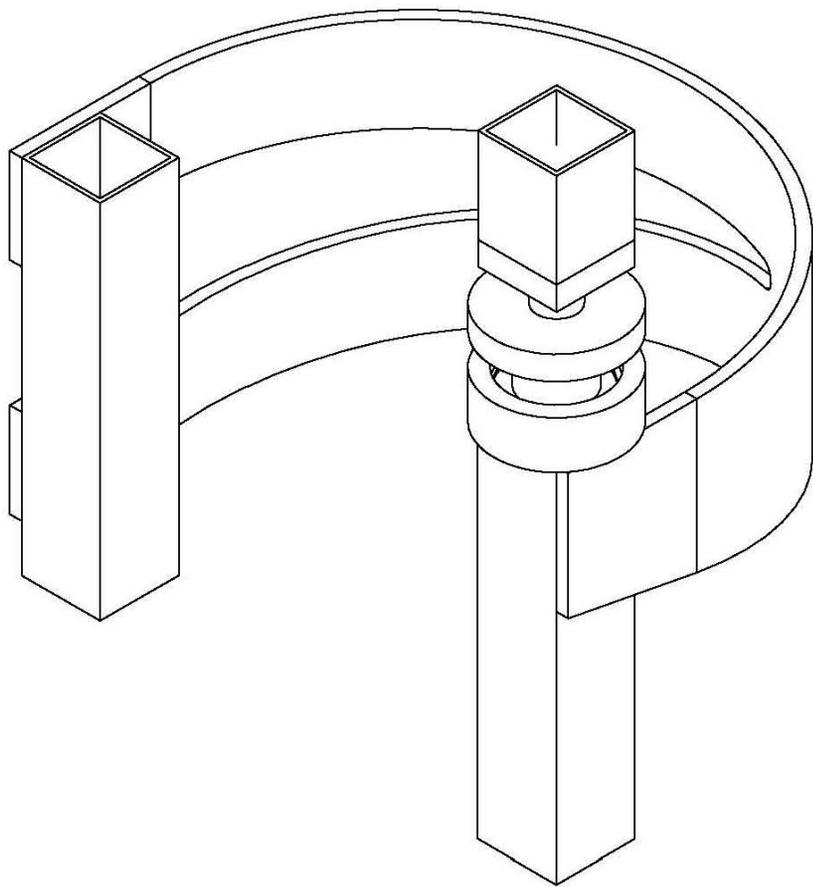
PAPIIT IN109109

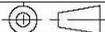
Acof.: in

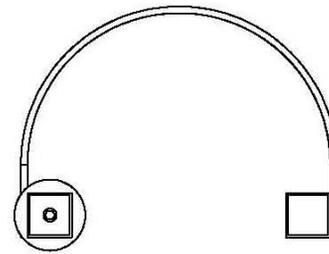
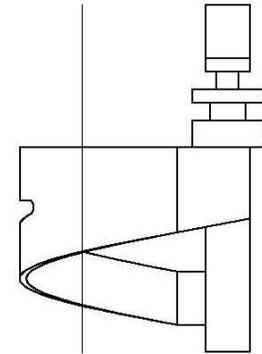
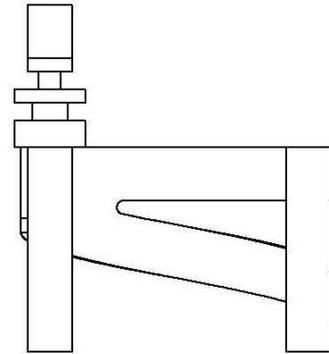
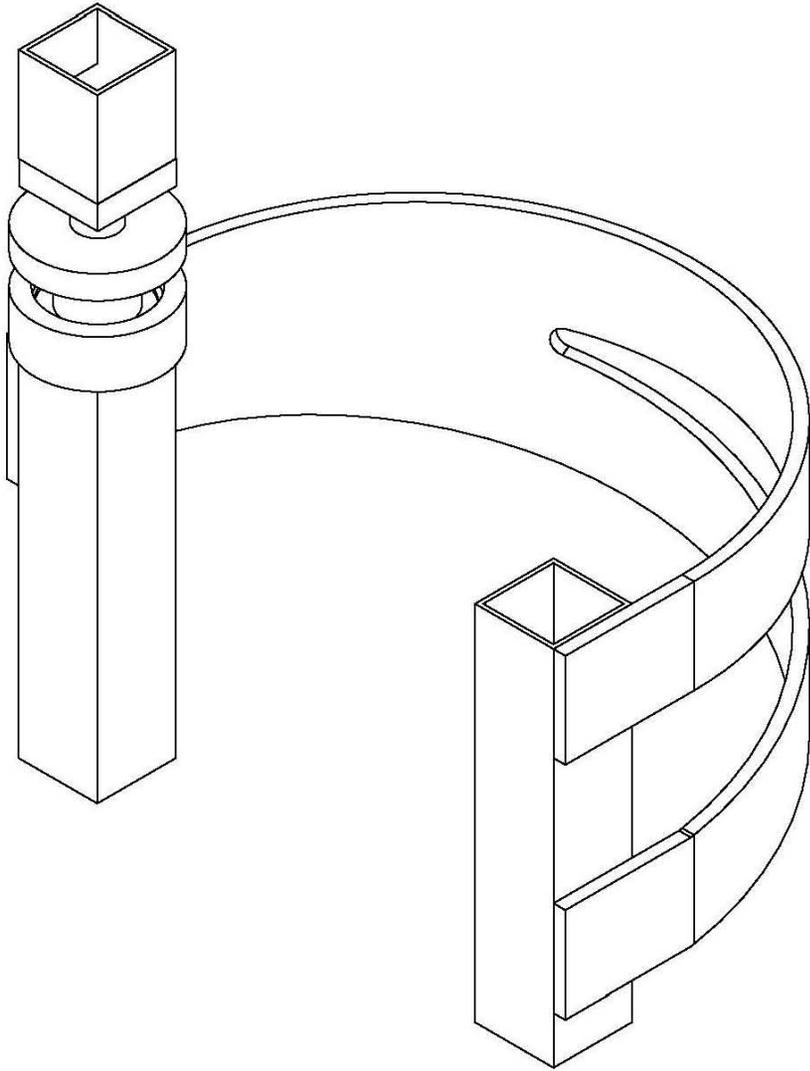
Esc.: 1:2

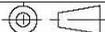
Cantidad: 2

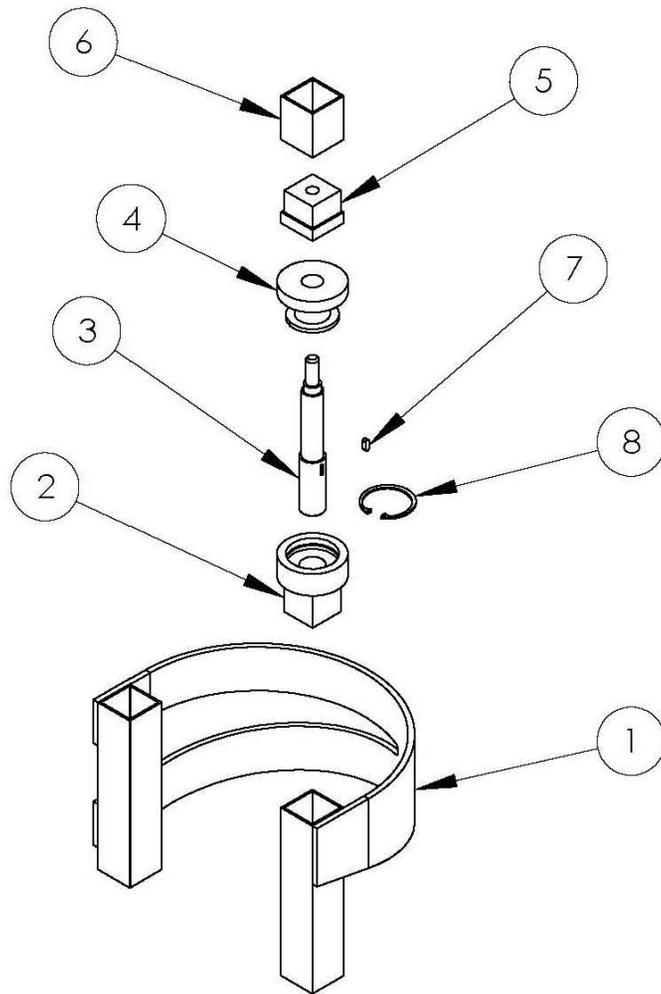
ANSI A



UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica			
Soporte Tibio-Peroneal Izquierdo		R.:	Fecha: 15/02/10
		Dibujó: MANP	
		Revisó: HMA	
OAR-EST-501-D		Material:	PAPIIT IN109109
Acof.: in	Esc.:	Cantidad: 1	 ANSI A



UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica			
Soporte Tibio-Peroneal Derecho		R.:	Fecha: 15/02/10
		Dibujó: MANP	
		Revisó: HMA	
OAR-EST-502-D		Material:	PAPIIT IN109109
Acot.: in	Esc.:	Cantidad: 1	 ANSI A



8	Seguro Omega	TRUARC N5000-150	-	1
7	Cuña	OAR-PMP-531-D	Acero 1045	1
6	Columna Superior	OAR-PMP-531-D	Aluminio 6061	1
5	Acoplamiento superior	OAR-PMP-531-D	Aluminio 6061	1
4	Tuerca	OAR-PMP-530-D	Acero 1045	1
3	Tornillo de potencia	OAR-PMP-530-D	Acero 1045	1
2	Acoplamiento inferior	OAR-PMP-528-D	Aluminio 6061	1
1	Pernera izquierda	OAR-EST-505-D	Aluminio 6061	1
N°	Nombre	Referencia	Material	Cantidad

UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica

STP Ensamble
Izquierdo

R.: Fecha: 22/02/10

Dibujó: MANP

Revisó: HMA

OAR-EST-503-D

Material:

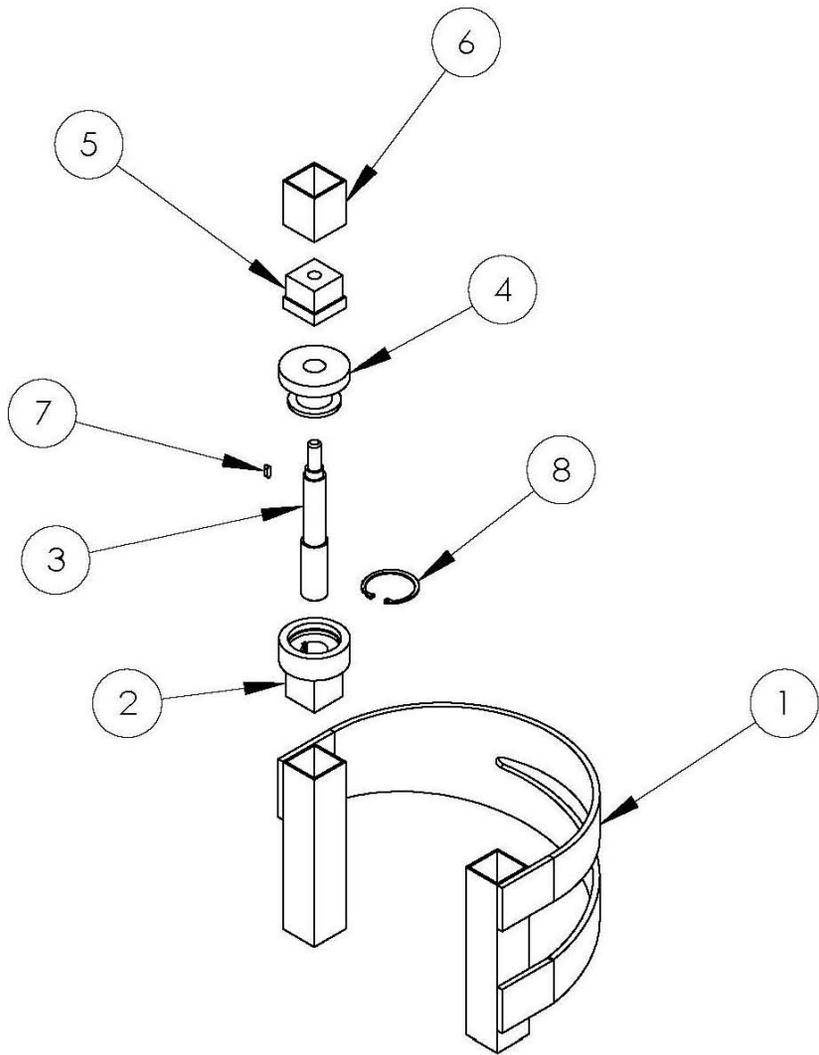
PAPIIT IN109109

Acot.: in

Esc.: 1:5

Cantidad: 1

ANSI A

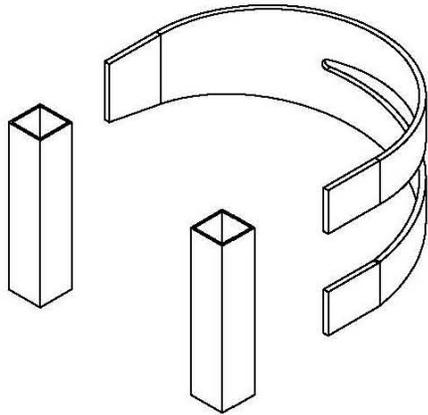


8	Seguro Omega	TRUARC N5000-150	-	1
7	Cuña	OAR-PMP-531-D	Acero 1045	1
6	Columna Superior	OAR-PMP-531-D	Aluminio 6061	1
5	Acoplamiento superior	OAR-PMP-531-D	Aluminio 6061	1
4	Tuerca	OAR-PMP-530-D	Acero 1045	1
3	Tornillo de potencia	OAR-PMP-530-D	Acero 1045	1
2	Acoplamiento Inferior	OAR-PMP-528-D	Aluminio 6061	1
1	Pernera derecha	OAR-EST-505-D	Aluminio 6061	1
Nº	Descripción	Referencia	Material	Cantidad

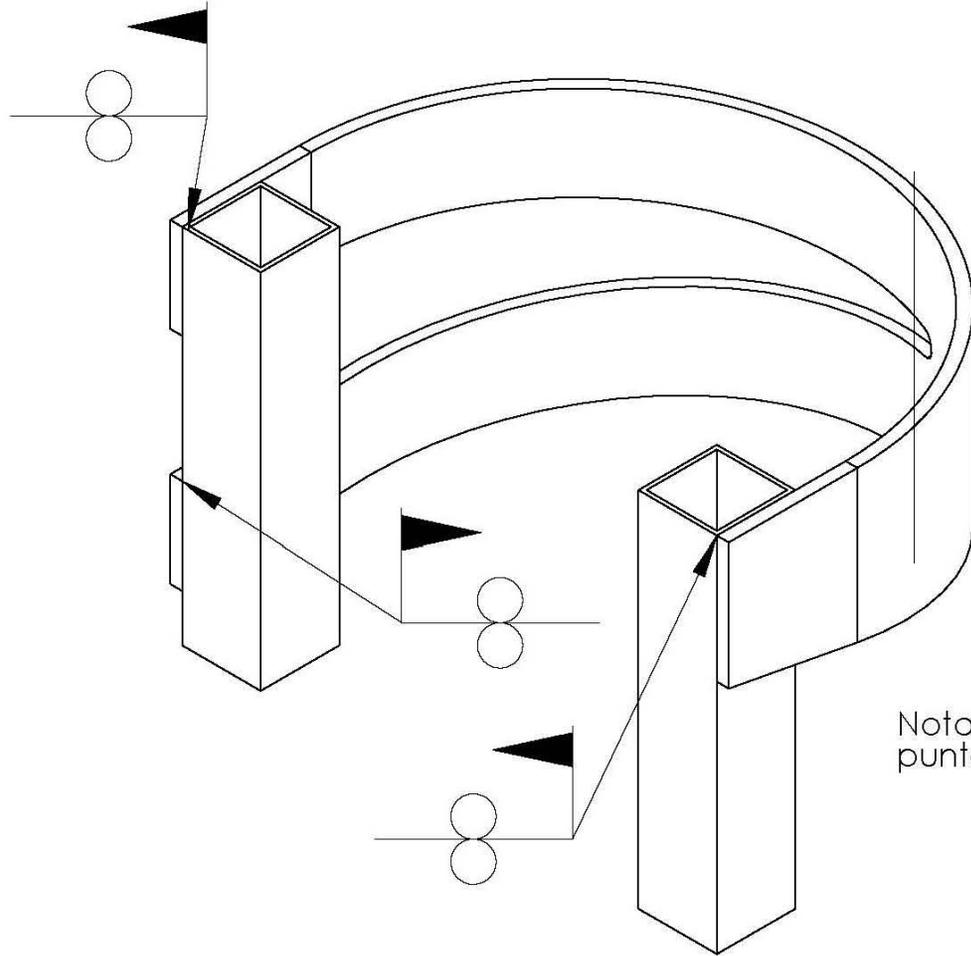
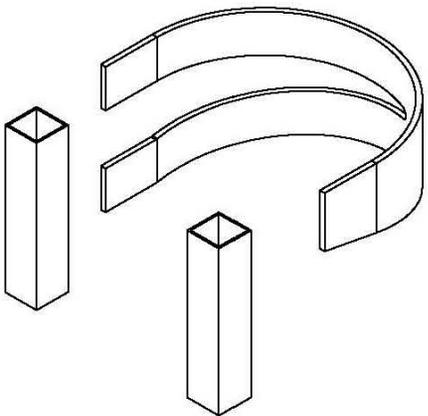
UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica			
STP Ensamble Derecho		R.:	Fecha: 22/02/10
		Dibujó: MANP	
		Revisó: HMA	
OAR-EST-504-D		Material:	PAPIIT IN109109
Acot.: in	Esc.: 1:5	Cantidad: 1	⊕ ANSI A

3	Soporte Anterior Izquierdo	OAR-PMP-529	Aluminio 6061	1
2	Soporte Anterior Derecho	OAR-PMP-529	Aluminio 6061	1
1	Columna Inferior	OAR-PMP-528	Aluminio 6061	4
N°	Descripción	Referencia	Material	Cantidad

Pernera Izquierda



Pernera Derecha



Nota: Soldadura
punteada x1.5

Nota: Soldar una pieza
izquierda y una derecha

UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica

STP Pernera

R.: Fecha: 22/02/10

Dibujó: MANP

Revisó: HMA

OAR-EST-505-D

Material:

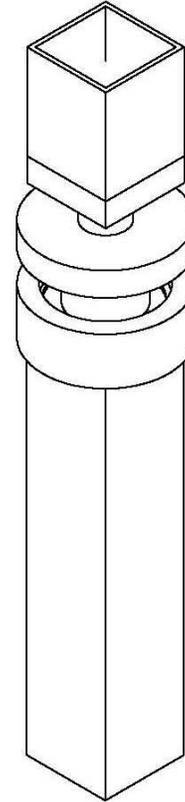
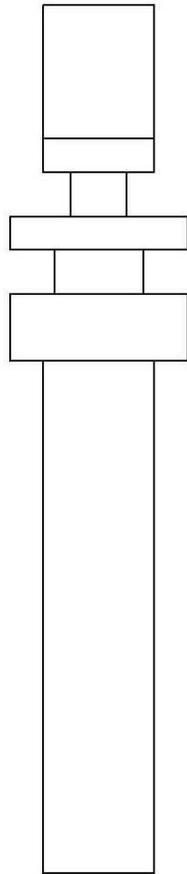
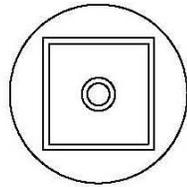
PAPIIT IN109109

Acot.: in

Esc.: 1:2

Cantidad:

ANSI A



UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica

Soporte Femoral

R.: Fecha: 22/02/10

Dibujó: MANP

Revisó: HMA

OAR-ESF-501-D

Material:

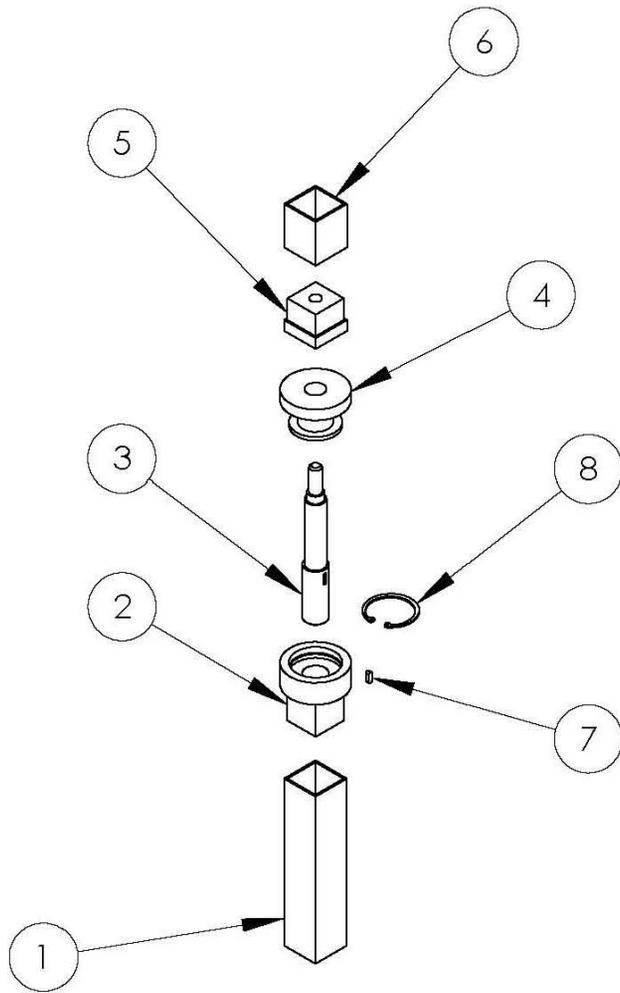
PAPIIT IN109109

Acot.: in

Esc.: 1:2

Cantidad: 2

ANSI A



8	Seguro Omega	TRUARC N5100-150	-	2
7	Cuña	OAR-PMP-534-D	Acero 1045	2
6	Columna Superior	OAR-PMP-534-D	Aluminio 6061	2
5	Acoplamiento Superior	OAR-PMP-534-D	Aluminio 6061	2
4	Tuerca	OAR-PMP-533-D	Acero 1045	2
3	Tornillo de potencia	OAR-PMP-533-D	Acero 1045	2
2	Acoplamiento Inferior	OAR-PMP-532-D	Aluminio 6061	2
1	Columna Inferior	OAR-PMP-532-D	Aluminio 6061	2
Nº	Descripción	Referencia	Material	Cantidad

UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica

SF Ensamble

R.: Fecha: 22/02/10

Dibujó: MANP

Revisó: HMA

OAR-ESF-502-D

Material:

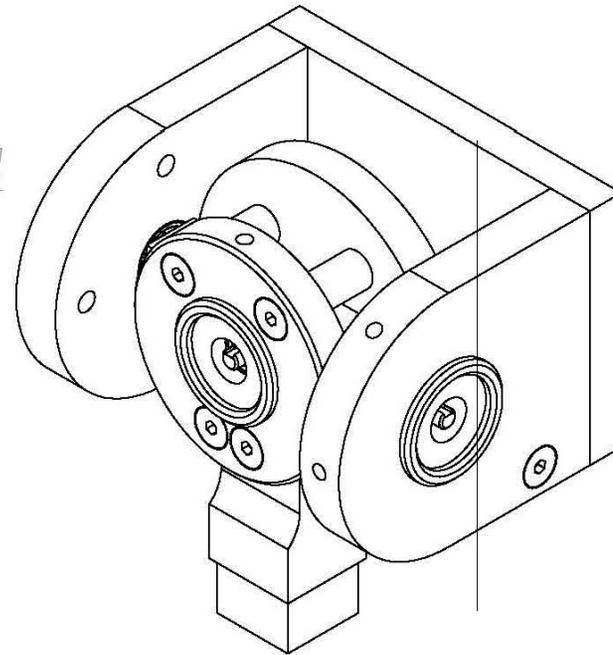
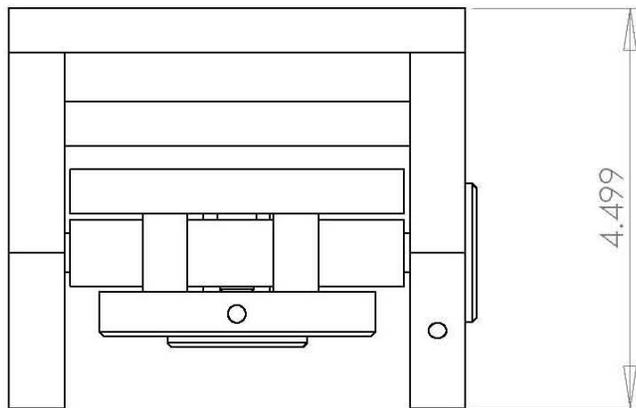
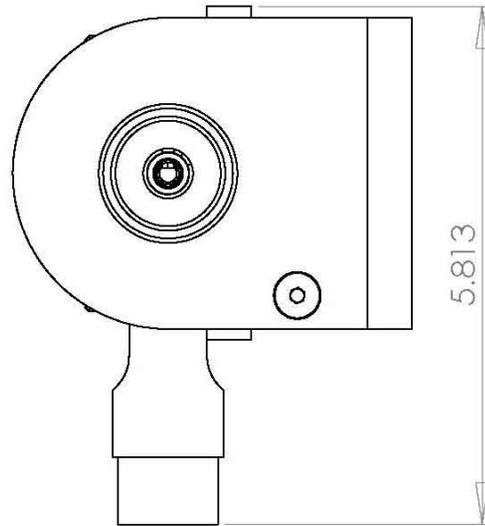
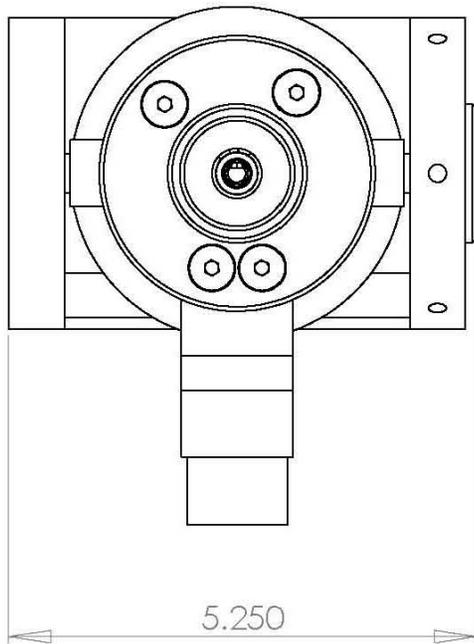
PAPIIT IN109109

Acot.: in

Esc.: 1:2

Cantidad: 2

ANSI A



UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica

Articulación Cadera Izquierda

R.: Fecha: 08/04/10

Dibujó: MANP

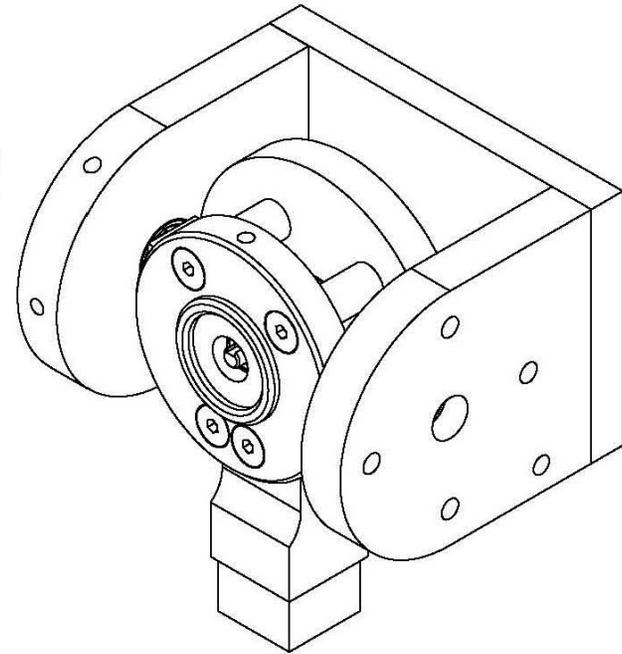
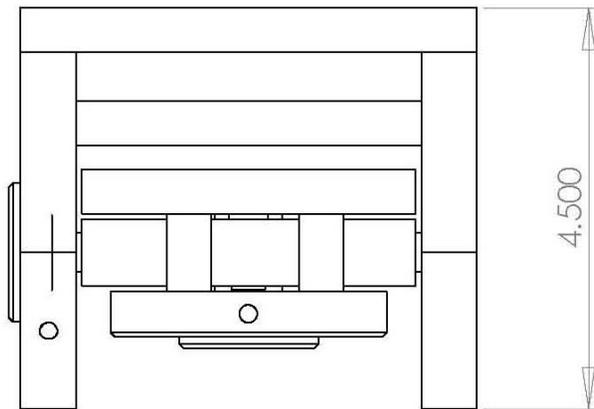
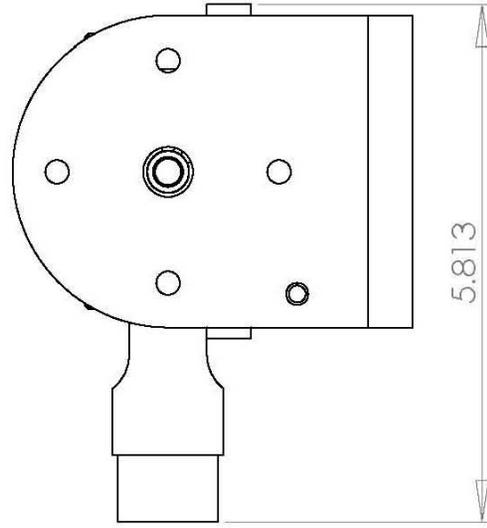
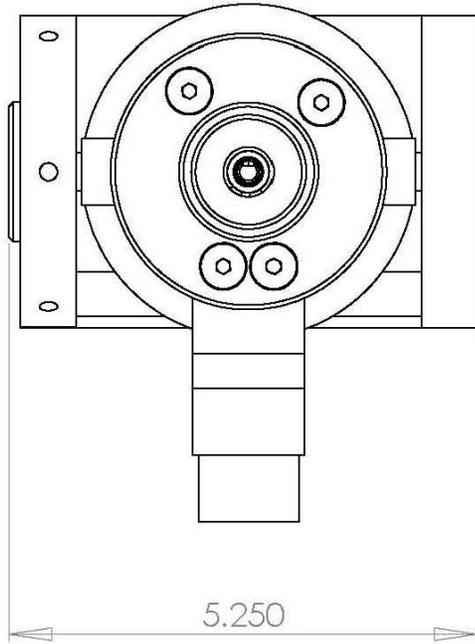
Revisó: HMA

OAR-EAC-501-D

Material: PAPIIT IN109109

Acof.: in Esc.: 1:1 Cantidad: 1

ANSI A



UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica

Articulación
Cadera Derecha

R.: Fecha: 08/04/10

Dibujó: MANP

Revisó: HMA

OAR-EAC-502-D

Material:

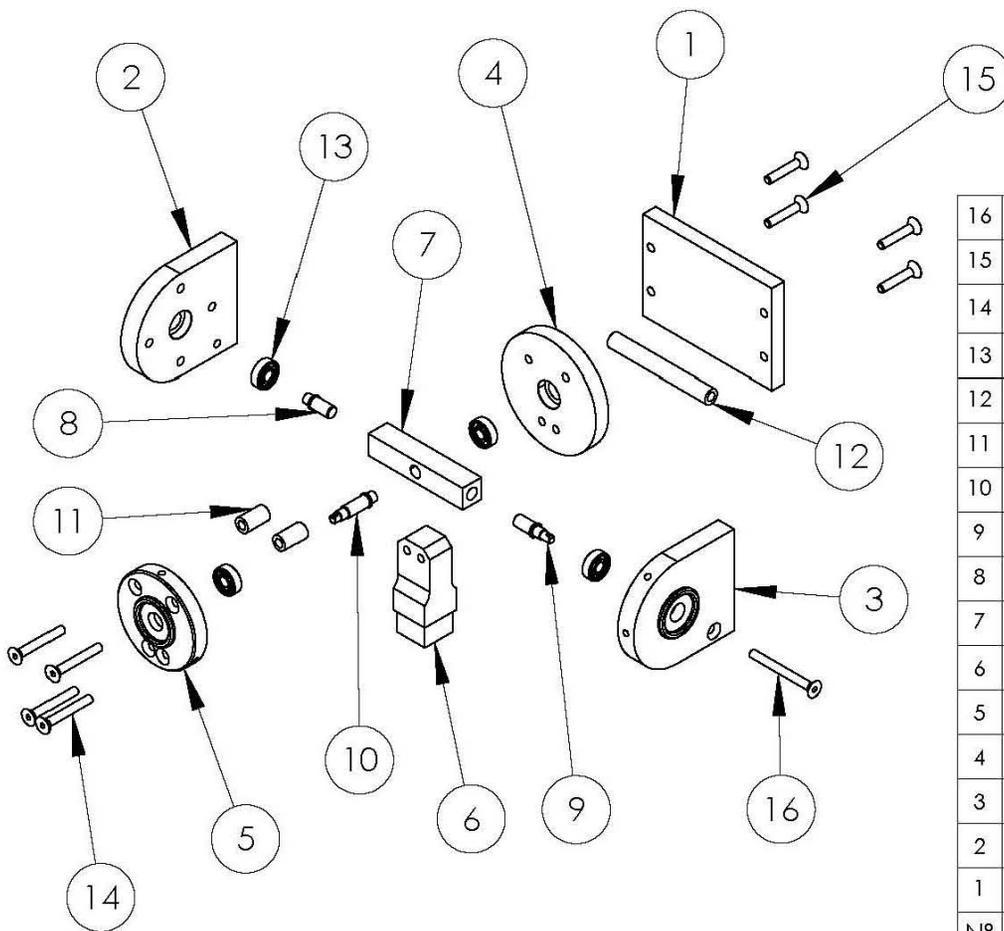
PAPIIT IN109109

Acot.: in

Esc.: 1:1

Cantidad: 1

ANSI A



16	Tornillo cabeza plana	0.25-20 UNC x 5.125	-	1
15	Tornillos cabeza plana	0.25-20 UNC x 1.375	-	4
14	Tornillos cabeza plana	0.25-20 UNC x 1.875	-	4
13	Rodamientos	SKF 608	-	4
12	Limite F-E	OAR-PMP-546-D	Nylamid M	1
11	Limites A-A	OAR-PMP-546-D	Nylamid M	2
10	Eje A-A	OAR-PMP-546-D	Acero 1045	1
9	Eje largo F-E	OAR-PMP-545-D	Acero 1045	1
8	Eje corto F-E	OAR-PMP-545-D	Acero 1045	1
7	Acoplamiento Ejes	OAR-PMP-544-D	Aluminio 6061	1
6	Eslabon Inferior	OAR-PMP-544-D	Aluminio 6061	1
5	Brida Exterior A-A	OAR-PMP-541-D	Aluminio 6061	1
4	Brida Interior A-A	OAR-PMP-540-D	Aluminio 6061	1
3	Brida Exterior F-E	OAR-PMP-537-D	Aluminio 6061	1
2	Brida Interior F-E	OAR-PMP-536-D	Aluminio 6061	1
1	Placa Soporte	OAR-PMP-535-D	Aluminio 6061	1
N°	Descripción	Referencia	Material	Cantidad

UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica

ACI Ensamble

R.: Fecha: 25/03/10

Dibujó: MANP

Revisó: HMA

OAR-EAC-503-D

Material:

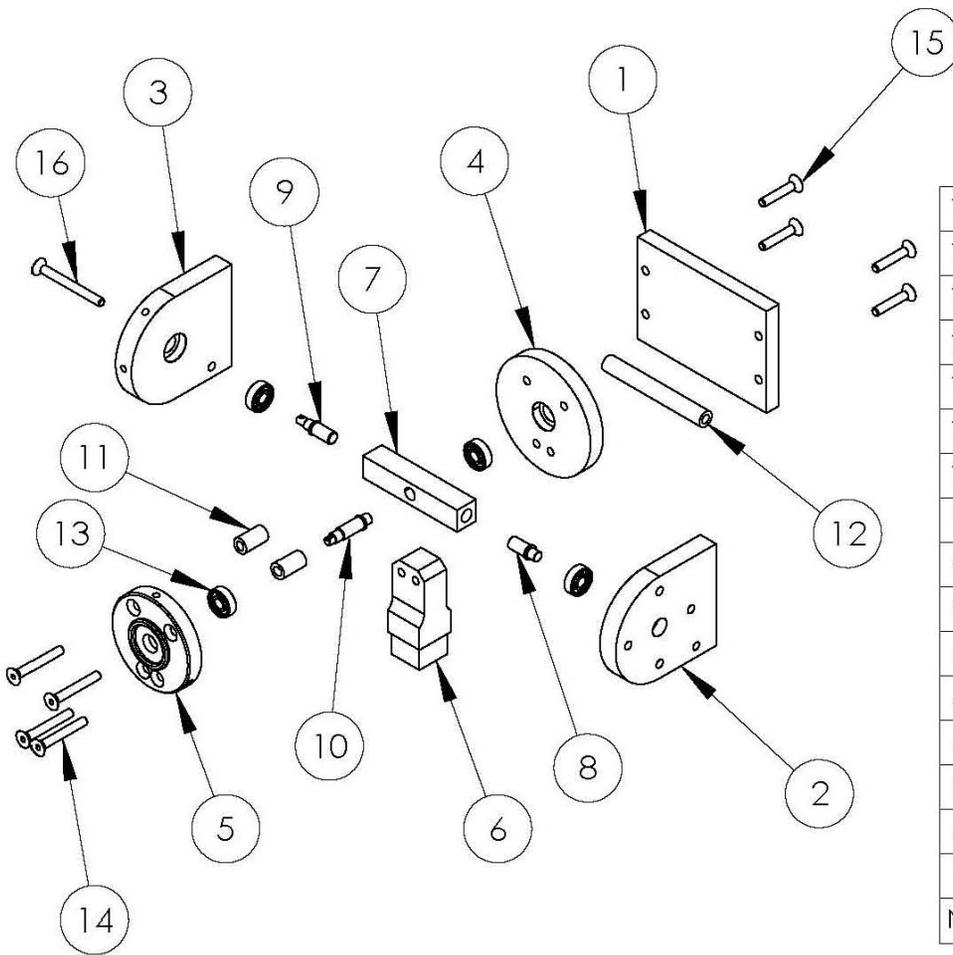
PAPIIT IN109109

Acot.: in

Esc.: 1:2

Cantidad: 1

ANSI A



16	Tornillos cabeza plana	0.25-20 UNC x 5.125	-	1
15	Tornillos cabeza plana	0.25-20 UNC x 1.375	-	4
14	Tornillos cabeza plana	0.25-20 UNC x 1.875	-	4
13	Rodamientos	SKF 608	-	4
12	Limite F-E	OAR-PMP-546-D	Nylamid M	1
11	Limites A-A	OAR-PMP-546-D	Nylamid M	2
10	Eje A-A	OAR-PMP-546-D	Acero 1045	1
9	Eje largo F-E	OAR-PMP-545-D	Acero 1045	1
8	Eje corto F-E	OAR-PMP-545-D	Acero 1045	1
7	Acoplamiento Ejes	OAR-PMP-544-D	Aluminio 6061	1
6	Eslabon Inferior	OAR-PMP-544-D	Aluminio 6061	1
5	Brida Exterior A-A	OAR-PMP-543-D	Aluminio 6061	1
4	Brida Interior A-A	OAR-PMP-542-D	Aluminio 6061	1
3	Brida Exterior F-E	OAR-PMP-539-D	Aluminio 6061	1
2	Brida Interior F-E	OAR-PMP-538-D	Aluminio 6061	1
1	Placa Soporte	OAR-PMP-535-D	Aluminio 6061	1
N°	Descripción	Referencia	Material	Cantidad

UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica

ACD Ensamble

R.: Fecha: 26/03/10

Dibujó: MANP

Revisó: HMA

OAR-EAC-504-D

Material:

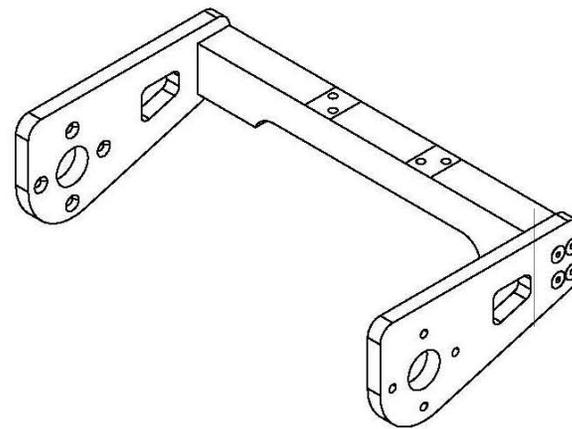
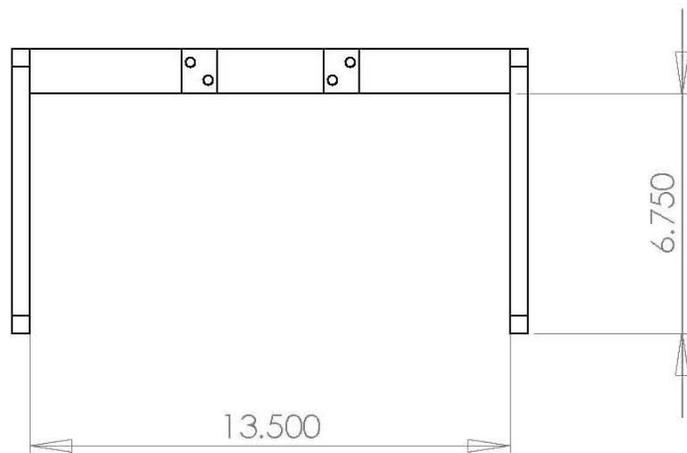
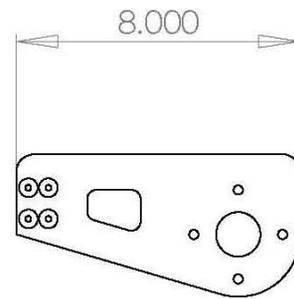
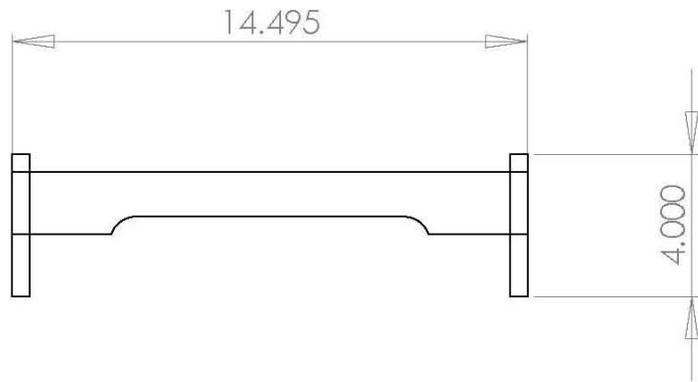
PAPIIT IN109109

Acot.: in

Esc.: 1:2

Cantidad: 1

ANSI A



UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica

Soporte Pelvico

R.: Fecha: 12/04/10

Dibujó: MANP

Revisó: HMA

OAR-ESP-501-D

Material:

PAPIIT IN109109

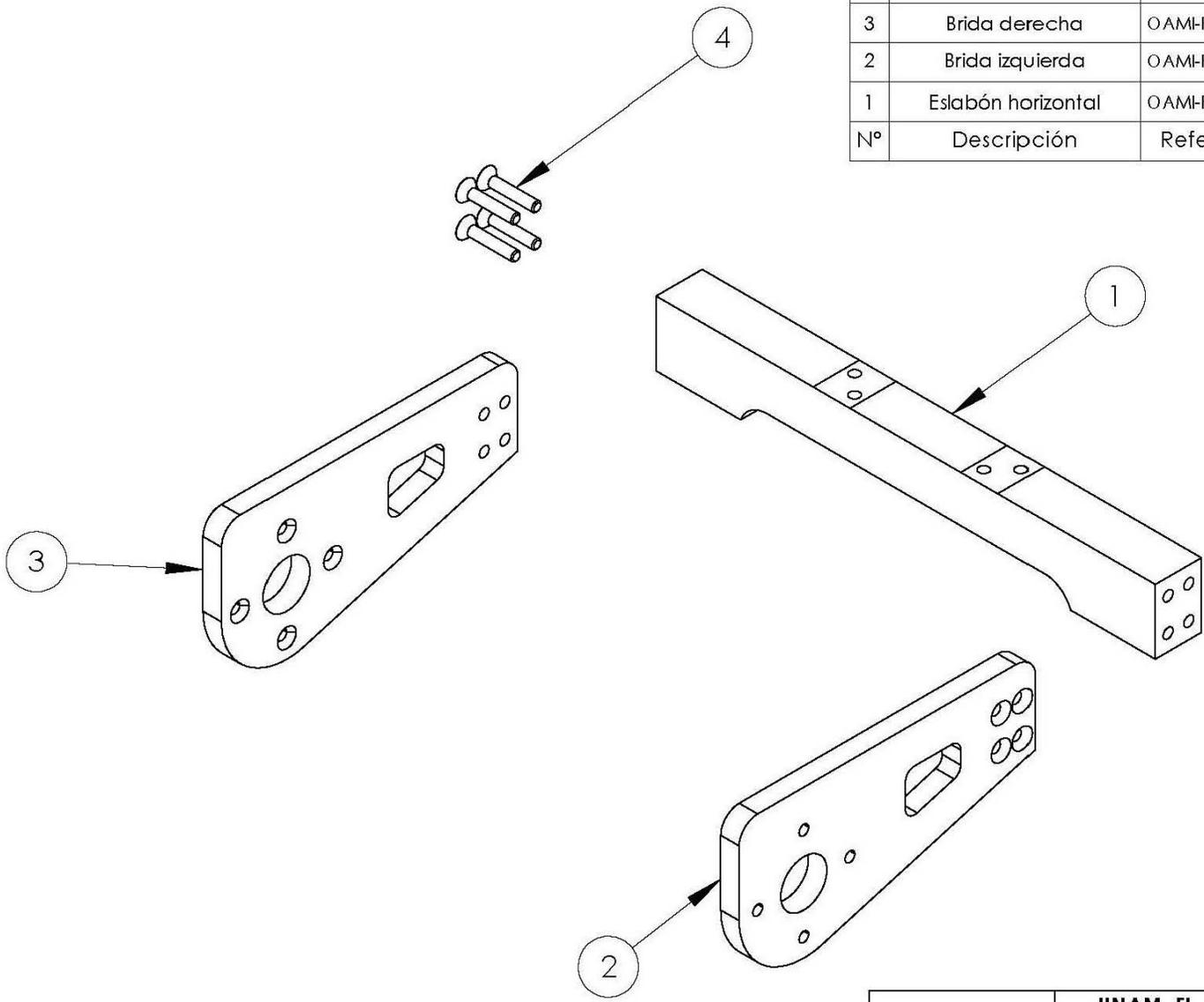
Acot.: in

Esc.: 1:5

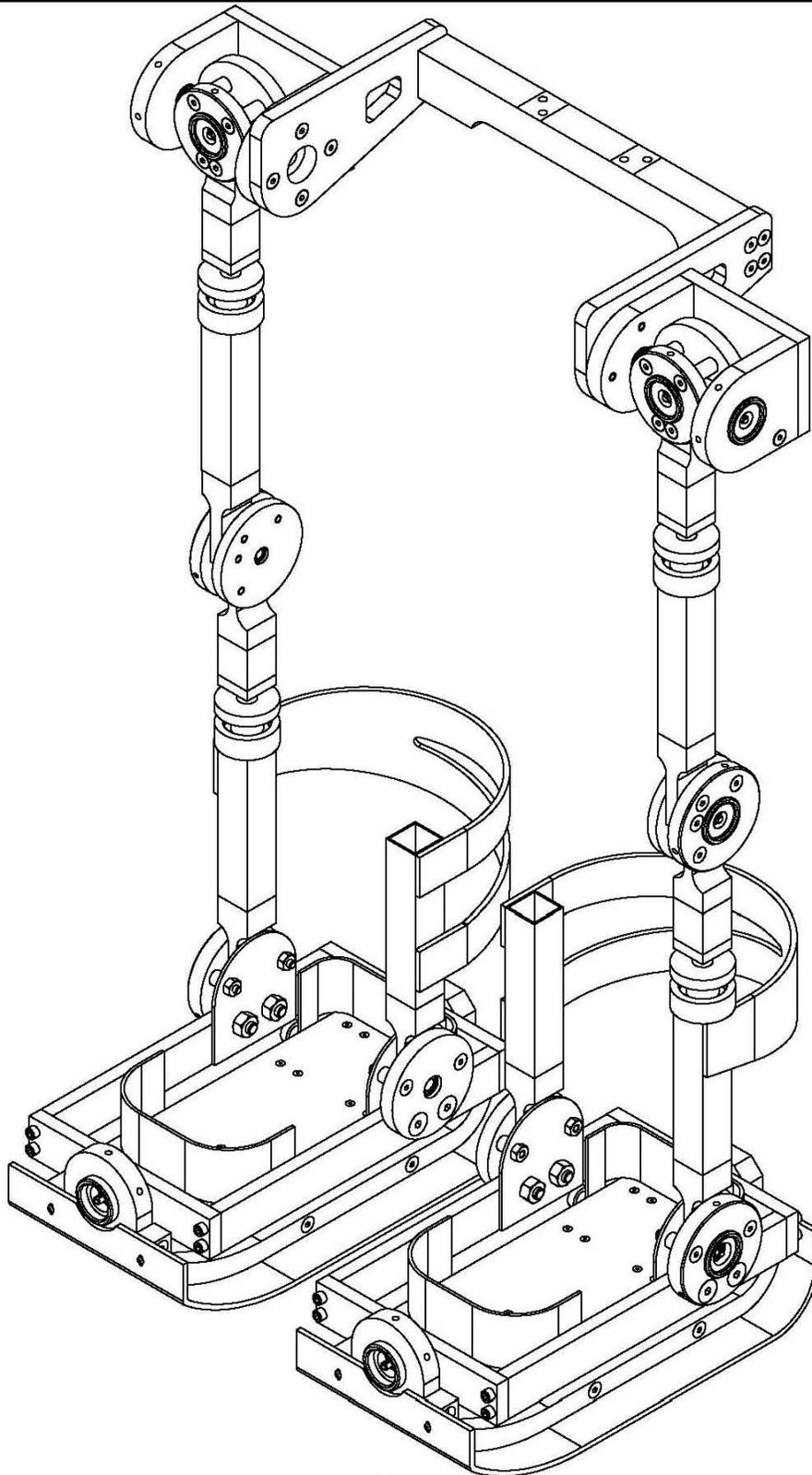
Cantidad: 1

ANSI A

4	Tornillos cabeza plana	0.25-20 UNC x 1.375	-	8
3	Brida derecha	OAMI-PMP-549-D	Acero 1045	1
2	Brida izquierda	OAMI-PMP-548-D	Acero 1045	1
1	Eslabón horizontal	OAMI-PMP-547-D	Aluminio 6061	1
N°	Descripción	Referencia	Material	Cantidad



UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica			
<h1>SP Ensamble</h1>		R.:	Fecha: 21/04/10
		Dibujó:	MANP
		Revisó:	HMA
OAR-ESP-502-D	Material:	PAPIIT IN109109	
Acot.: in	Esc.: 1:3	Cantidad: 1	ANSI A



UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica

OAMI Sistema
Óseo y Articular

R.: Fecha: 13/04/10

Dibujó: MANP

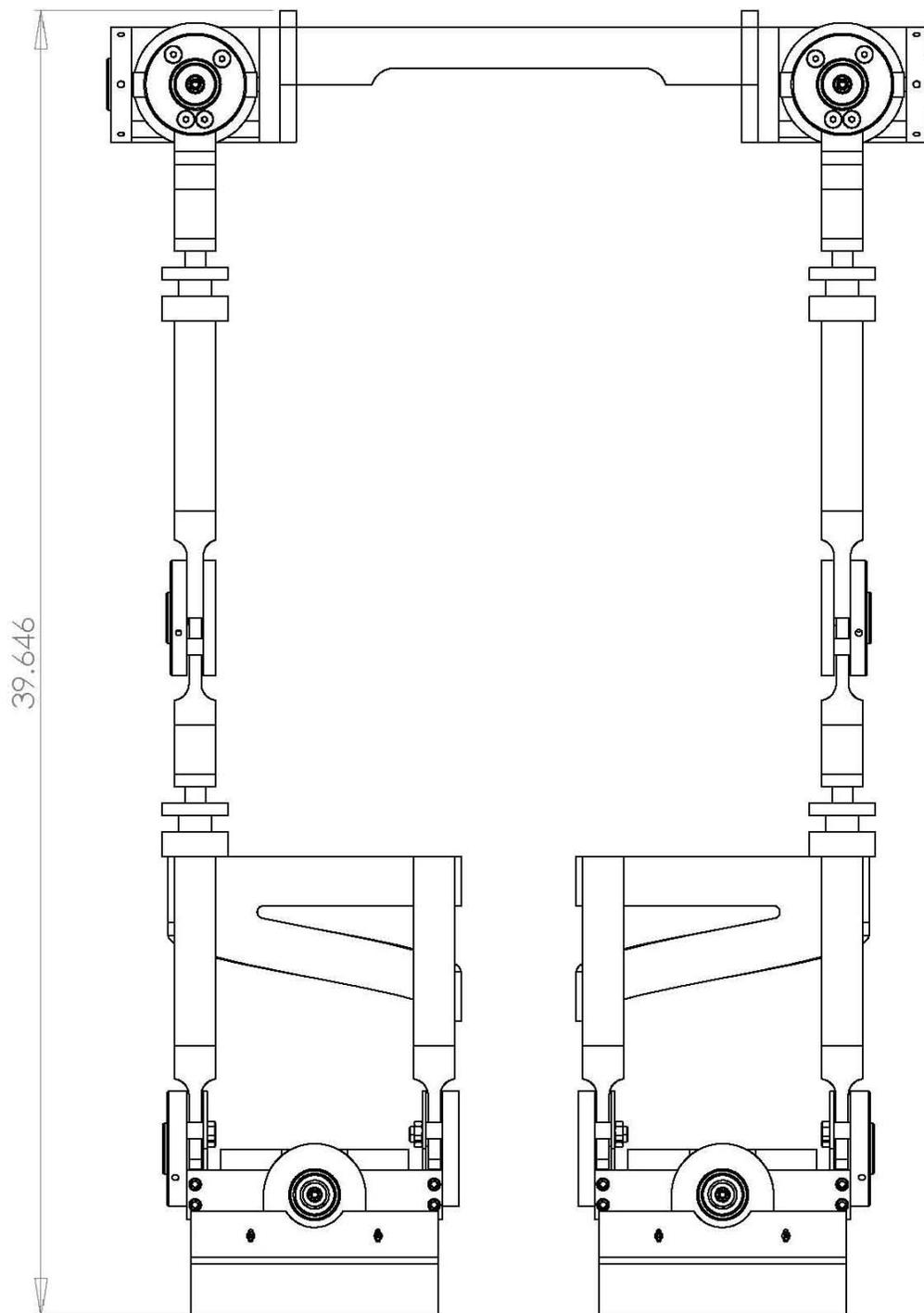
Revisó: HMA

OAR-EGO-501-D Material:

PAPIIT IN109109

Acot.: in Esc.: 1:5 Cantidad: 1

ANSI A



UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica

OAMI Vista
Frontal

R.: Fecha: 13/04/10

Dibujó: MANP

Revisó: HMA

OAR-EGO-502-D

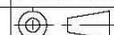
Material:

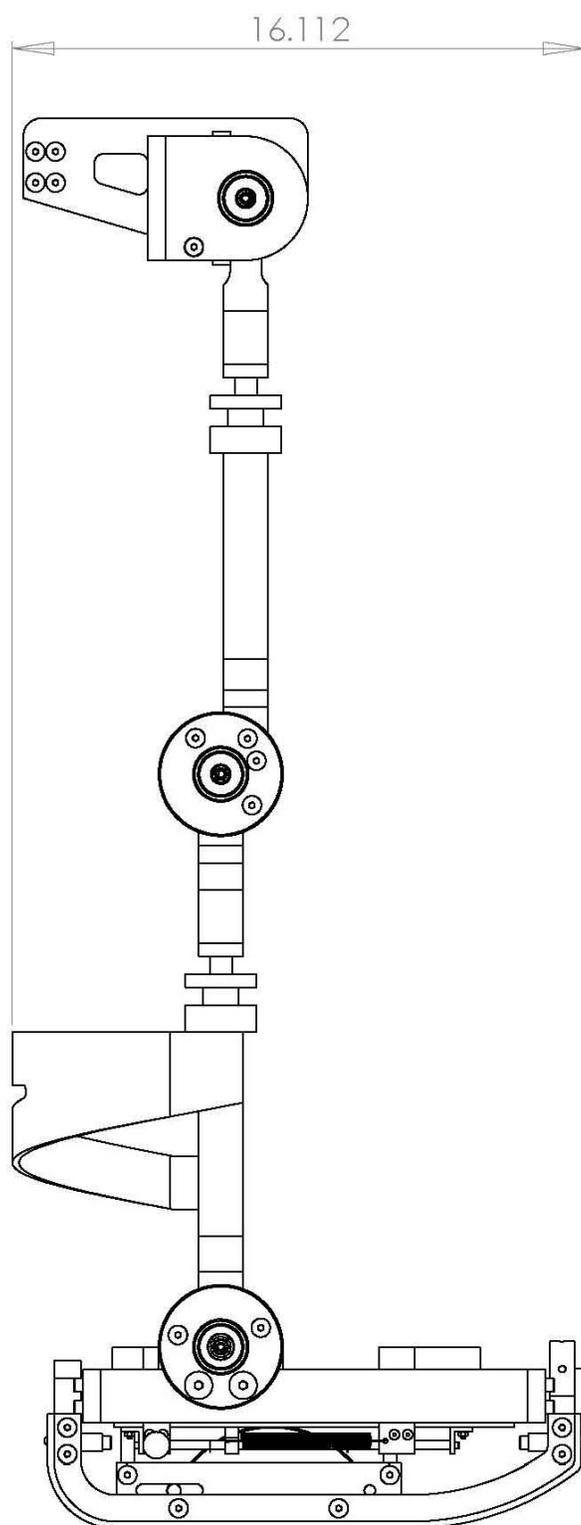
PAPIIT IN109109

Acol.: in

Esc.: 1:5

Cantidad: 1

 ANSI A



UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica

OAMI Vista
Lateral

R.: Fecha: 13/04/10

Dibujó: MANP

Revisó: HMA

OAR-EGO-503-D

Material:

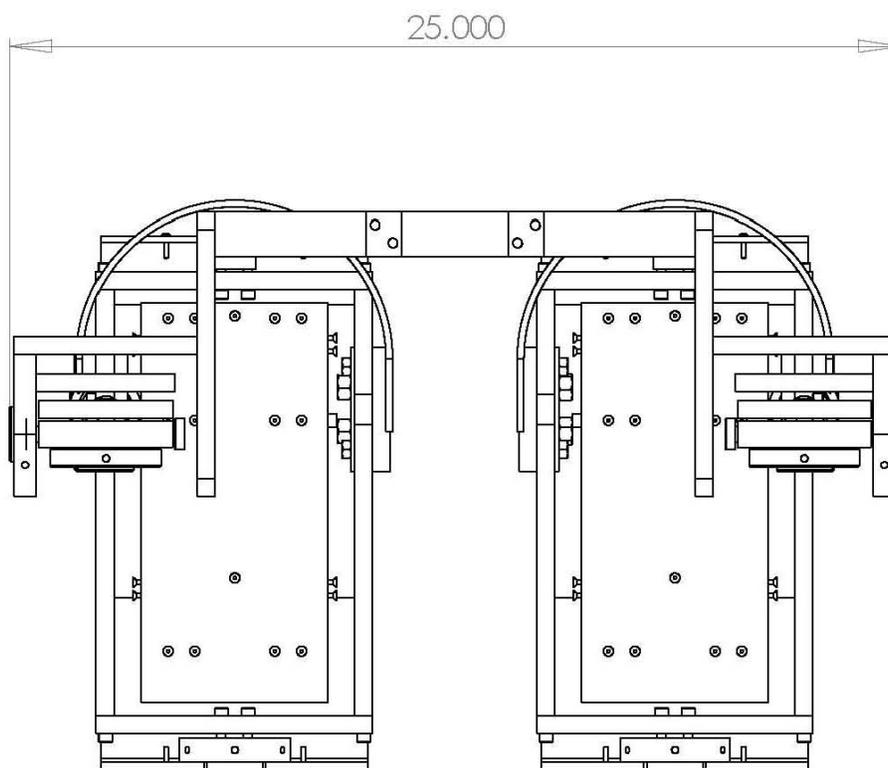
PAPIIT IN109109

Acot.: in

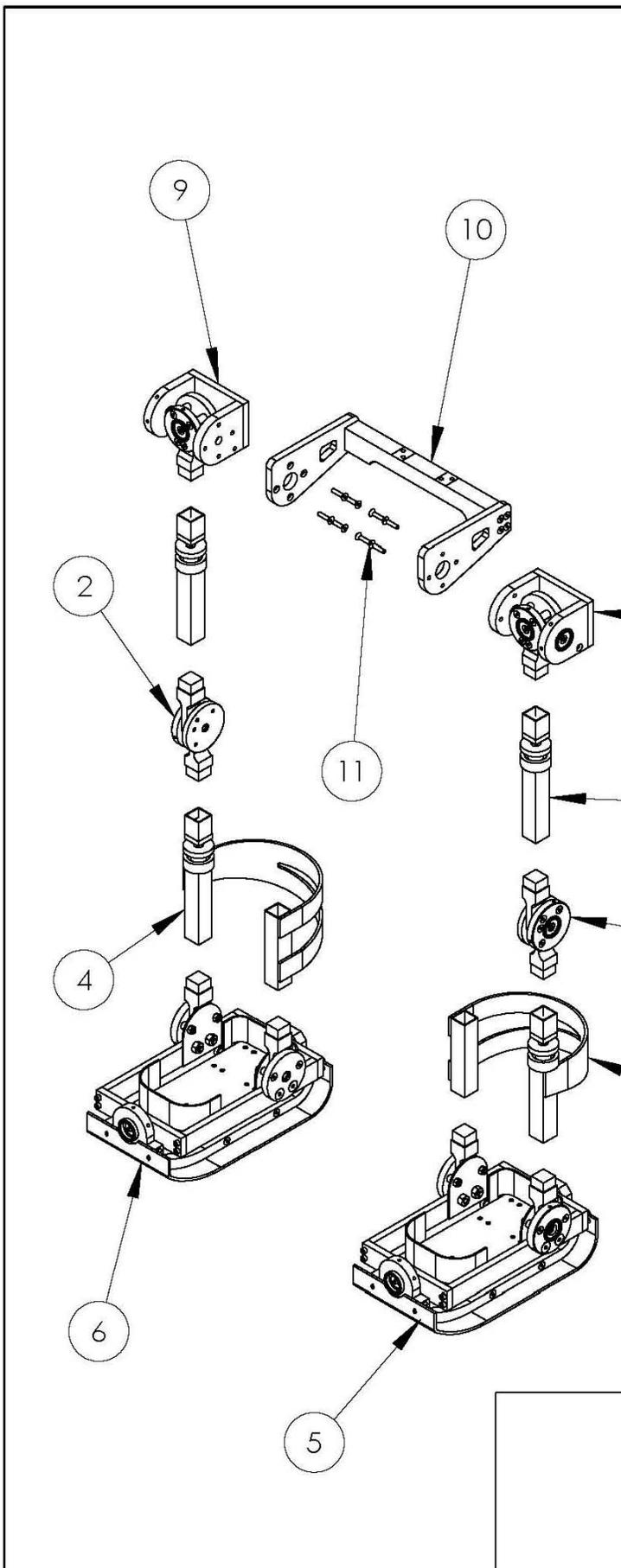
Esc.: 1:5

Cantidad: 1

ANSI A

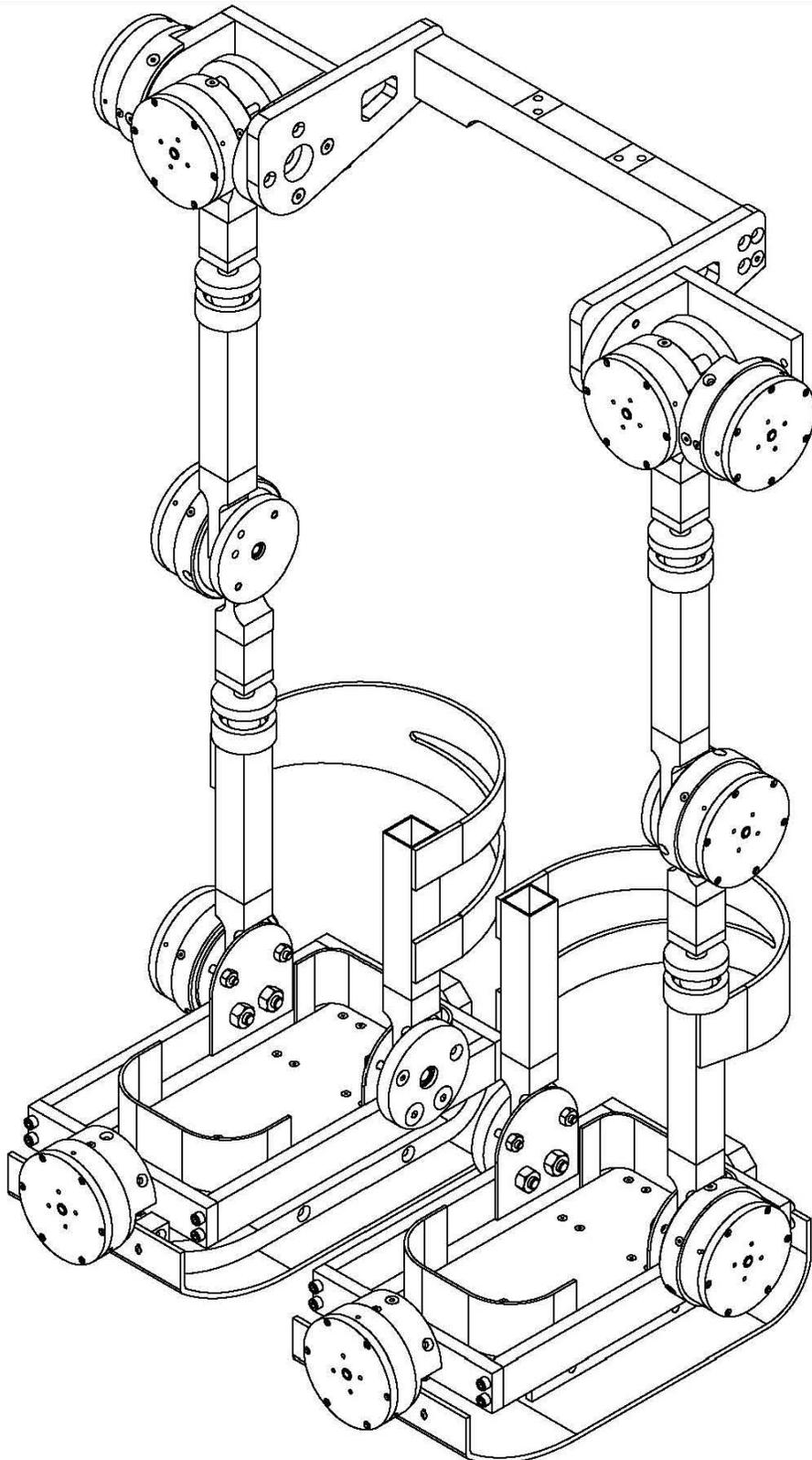


UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica			
OAMI Vista Superior		R.:	Fecha: 13/04/10
		Dibujó:	MANP
		Revisó:	HMA
OAR-EGO-504-D		Material:	PAPIIT IN109109
Acot.: in	Esc.: 1:5	Cantidad: 1	 ANSI A



11	Tornillos cabeza plana	0.25-20 UNC x 1.125	8
10	Soporte Pelvico	OAR-ESP-501-D	1
9	Articulación Cadera Der	OAR-EAC-502-D	1
8	Articulación Cadera Izq	OAR-EAC-501-D	1
7	Soporte Femoral Izq y Der	OAR-ESF-501-D	2
6	Articulación Pie Der	OAR-EAP-502-D	1
5	Articulación Pie Izq	OAR-EAP-501-D	1
4	Soporte Tibio-Peroneal Der	OAR-EST-502-D	1
3	Soporte Tibio-Peroneal Izq	OAR-EST-501-D	1
2	Articulación Rodilla Der	OAR-EAR-502-D	1
1	Articulación Rodilla Izq	OAR-EAR-501-D	1
Nº	Descripción	Referencia	Cantidad

UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica		
OAMI Ensamble		R.: Fecha: 13/04/10
		Dibujó: MANP
		Revisó: HMA
OAR-EGO-505-D	Material:	PAPIIT IN109109
Acot.: in	Esc.: 1:10	Cantidad: 1
		ANSI A



UNAM, FI, Departamento de Mecatrónica

OAMI Reductores

R.: Fecha: 14/04/10

Dibujó: MANP

Revisó: HMA

OAR-EGO-506-D

Material:

PAPIIT IN109109

Acot.: in

Esc.: 1:5

Cantidad: 1


 ANSI A

Apéndice 4



Ortesis Activa de Miembro Inferior



Alumno : Mario Alberto Narváez Pérez
 Correo Electrónico: narvaezum@gmail.com
 Carrera: Ing. Mecatrónica
 Profesor: Ing. Serafín Castañeda Cedeño
 Tutor: Humberto Mancilla Alonso

PROYECTO DE INGENIERÍA

Abstract

The present project arises as a necessity and an interest to synergically group the knowledge of electronics, control, mechanical design and the biomechanic of the human gait, in the development of an Low Extremity Active Ortesis. We are attempting that the órtesis become a product of technological innovation with characteristics superiores to the conventional órtesis, and at the same time contribuyes in the advance of bioengineering.

Resumen

El presente proyecto PAPITT IN109109, surge del interés para agrupar de manera sinérgica los conocimientos de electrónica, control, diseño mecánico y la biomecánica de la marcha humana, en el desarrollo de una Ortesis Activa de Miembro Inferior. Se busca que la órtesis sea un producto de innovación tecnológica con características superiores a las órtesis convencionales, y al mismo tiempo contribuya en el avance de la bioingeniería.

Objetivo

El objetivo principal del proyecto es generar una Ortesis Activa de Miembro Inferior para la asistencia de la marcha en lesionados completos de médula nivel D5. Aplicando metodologías de diseño, se busca lograr que un paciente parapléjico (consecuencia de una lesión al nivel antes mencionado) pueda caminar con la asistencia de la órtesis, de una manera lo más cercana a la natural. Brindándole al paciente una recuperación parcial de su calidad de vida y permitiéndole reincorporarse a sus actividades cotidianas.

Metodología

En colaboración con personal del Laboratorio de Análisis de Movimiento del Instituto Nacional de Rehabilitación, y como parte del proyecto general a 3 años, se realizó la primera etapa del proceso de diseño, denominada como Levantamiento.



Ciclo de la marcha

Lesión Medular.
 La lesión medular a nivel torácico compromete la movilidad del paciente de acuerdo al nivel donde ésta ocurre. En el caso de la lesión completa a nivel D5, los miotomas correspondientes a los niveles inferiores se encuentran totalmente incomunicados con la motoneurona que lo regula, es por ello que se pierde el control sobre los músculos irrigados a partir de la cadera.

Proceso de la Marcha.
 La marcha es un ciclo con fases definidas de acuerdo a la siguiente tabla y con respecto al ciclo de la derecha.

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

Resultados

Se ha completado casi en su totalidad el levantamiento general del proyecto, identificando las principales funciones biomecánicas y fisiológicas necesarias para la marcha humana. La lesión medular a este nivel implica muchos factores de carácter clínico, higiénico, psicológico y social no incluidos en este cartel, pero que en un diseño que toma como imperativo una solución integral, si bien no del todo óptima, de las necesidades reales del paciente, son de suma importancia. El análisis estático, cinemático y dinámico del ciclo de la marcha involucra parámetros de diseño de diferente índole: el índice de masa corporal, la biometría particular del paciente, las características anatómicas, el hemisferio que impera en el individuo, la velocidad instantánea durante todo el ciclo, la posición en el espacio del centro de gravedad, las características del terreno, el espacio de trabajo instantáneo del mecanismo, la resistencia de los materiales y su reactividad biológica, etcétera. Estos, como muchos otros factores hasta el momento no identificados, deberán recibir una atención adecuada en su momento. Sin embargo, el resultado fundamental y tal vez, la justificación del proyecto más favorable, es el determinio del fenómeno de la marcha, característica que implica su repetitividad y controlabilidad, y que, para nuestros intereses, define la viabilidad del proyecto.

Conclusiones

De acuerdo a los resultados de la primera etapa del proyecto y tomando como base las principales funciones hasta el momento identificadas, se tiene planeado continuar con la delimitación total del problema y la atomización de las funciones generales en subfunciones, para lograr al final de varios procesos subsiguientes, la configuración y composición del sistema, lo que es considerado la culminación de la segunda etapa denominada Diseño Conceptual. Como es de esperarse en proyectos de la magnitud de éste, se han identificado diferentes subsistemas que por sí mismos justifican la integración y anexión de un grupo de trabajo multidisciplinario que, en conjunto con el INR, permita una cobertura completa en la solución del problema.

CONFIGURACION MECÁNICA DE ORTESIS ACTIVA DE MIEMBRO
INFERIOR PARA PACIENTES CON PARAPLEJIA.Mario Alberto Narvóz Pérez
Serafin Castañeda Cedeño
Humberto Mancilla AlonsoDepartamento de Ingeniería Mecatrónica, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional Autónoma de México Circuito
Exterior, Cd. Universitaria, CP. 04510, México, D.F. (+55) 5550-0041 y (+55) 5622- 8050
sera_castaneda@cancon.fi-a.unam.mx**RESUMEN.**

El presente artículo resume los avances actuales en el diseño de una Órtesis Activa de Miembro Inferior. Basados en la idea de un dispositivo mecatrónico que brindará asistencia en la marcha a pacientes con paraplejia, se realizó una búsqueda de información que convergiera en las características que deberá cumplir dicho dispositivo. Considerando las particularidades inherentes a sujetos en condición de parapléjica, combinado con el análisis biomecánico de la marcha humana y con un ligero estudio del estado del arte en órtesis y exoesqueletos, se logró definir el proceso y los requerimientos del aparato propuesto, permitiendo proponer una configuración inicial.

ABSTRACT.

The present paper summarizes the actual advances on the design of a Lower Limb Active Orthosis. Based on the idea of a mechatronic device that will offer attendance in the gait of patients with paraplegia, an information search was performed that converged in the characteristics that this device will have to fulfill. Considering the inherent particularities of subjects in condition of paraplegic, combined with the biomechanic analysis of the human gait and with a light study of the state of art in orthosis and exoskeletons, it was managed to define the process and the requirements of the proposed apparatus, allowing to propose a initial configuration.

NOMENCLATURA.

Biomecánica, Órtesis Activa, Exoesqueleto, Marcha Humana.

1. INTRODUCCIÓN.

La paraplejia es la parálisis completa o parcial de las extremidades inferiores y/o porción inferior del cuerpo. Es causada principalmente por lesión traumática de la columna vertebral (lesión medular), pero también puede deberse a varias enfermedades, tales como mielitis transversa, lesiones quísticas de la médula y paraplejia de Pott (producida por tuberculosis), así como otra serie de trastornos [1].

En México no existen informes exactos de la incidencia y la prevalencia de la lesión medular (LM), sin embargo se estima que hay una incidencia de 18.1 por millón de habitantes cada año, que se presenta más en hombres que en mujeres en edad productiva, es decir, entre los 16 y 35 años de edad. Estos datos son muy similares a los que se presentan en todo el mundo [2].

En Estados Unidos existen aproximadamente 250,000 lesionados medulares, y alrededor de 11,000 individuos cada año sufren LM. De acuerdo con estadísticas elaboradas en la Universidad de Alabama en 2002 [3], se sabe que en ese país el 82% de los pacientes con LM es del sexo masculino y que la edad promedio de los lesionados es de 33.4 años. La LM es consecuencia de accidentes vehiculares (37%), actos violentos (28%), caídas (21%), accidentes deportivos (6%) y otros (8%). 47% de las LM ocasionan paraplejia, mientras que 52% resultan en cuadriplejia. Hasta 45% de las LM corresponde a anomalías completas (pérdida total de sensación y función debajo del nivel de la lesión) y 55% a incompletas (pérdida parcial de la función). Por desgracia sólo 0.9% de las LM experimenta una recuperación total, sin embargo, si bien es posible una mejoría neurológica local, la LM completa no presenta una recuperación distal motora.