



**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA EQUINOCCIAL**

**FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA E  
INDUSTRIAS**

**CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

**SISTEMA MECATRÓNICO DE MARCHA ASISTIDA**

**TRABAJO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO  
DE INGENIERO EN MECATRÓNICA**

**BAUS VILLAVICENCIO FRANK RAFAEL**

**DIRECTOR: DANIEL MIDEROS, PHD.**

**Quito, octubre del 2016**

## DECLARACIÓN

Yo **Baus Villavicencio Frank Rafael**, declaro que el trabajo aquí descrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

La Universidad Tecnológica Equinoccial puede hacer uso de los derechos correspondientes a este trabajo, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normativa institucional vigente.



Frank Rafael Baus Villavicencio

C.I. 0603557430

**FORMULARIO DE REGISTRO BIBLIOGRÁFICO**  
**PROYECTO DE TITULACIÓN**

DATOS DE CONTACTO	
CÉDULA DE IDENTIDAD:	0603557430
APELLIDO Y NOMBRES:	Baus Villavicencio Frank Rafael
DIRECCIÓN:	Av. Amazonas s/n Isidro Ayora
EMAIL:	frankbausv@gmail.com
TELÉFONO FIJO:	032907345
TELÉFONO MÓVIL:	0992517048

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	<b>Sistema Mecatrónico de Marcha Asistida</b>
AUTOR O AUTORES:	<b>Frank Rafael Baus Villavicencio</b>
FECHA DE ENTREGA DEL PROYECTO DE TITULACIÓN:	<b>29 Agosto, 2016</b>
DIRECTOR DEL PROYECTO DE TITULACIÓN:	<b>Daniel Alejandro Mideros Mora, PhD</b>
PROGRAMA	PREGRADO <input checked="" type="checkbox"/> POSGRADO <input type="checkbox"/>
TÍTULO POR EL QUE OPTA:	<b>Ingeniero en Mecatrónica</b>
RESUMEN: Mínimo 250 palabras	El Sistema Mecatrónico de Marcha Asistida es un proyecto que se enfoca en dos aspectos, reproducir la marcha humana empleando actuadores controlados por una unidad de procesamiento para la rehabilitación física, pretende ser la base de para futuros trabajos en cuanto a la rehabilitación y el estudio

de la caminata humana asistida o potenciada por métodos artificiales, no sería apropiado caracterizarla como la solución a los problemas de movilidad, pero si como un proyecto pionero que eventualmente conduciría a comprender y reproducir mejor el modo particular de bipedestación que empleamos las personas para transportarnos de manera natural.

Es por esto debe ser escalable, es decir que se han empleado sistemas de control, de transmisión potencia y un diseño mecánico genéricos, que pueden ser remplazados, mejorados en posteriores trabajos de este orden, también están en capacidad de responder adecuadamente a la implementación de nuevos modelos de movimiento de los miembros inferiores, debido a que es estructuralmente compatible con el cuerpo humano, lo que significa que se conserva las proporciones y la ubicación de las articulaciones de organismo, es adaptable y se no está limitado por la antropometría del usuario por esto se ha establecido un rango amplio de peso y talla para que

pueda ser usado por cualquier persona dentro de lo que se determina en el diseño.

El sistema reproduce los movimientos imprescindibles que realizan piernas en una caminata normal, esto hace que la labor investigativa se encamine a encontrar los rasgos generales e identificar sus características más relevantes, mientras que el diseño se orienta a replicar estos conceptos, la construcción es una fiel reproducción del modelo virtual, así se llega a obtener un prototipo funcional que cumple con los objetivos del proyecto.

**PALABRAS CLAVES:**

**Exoesquelto, exoframe, marcha asistida**

**ABSTRACT:**

The Mechatronic Powered Walk System is a project that focuses on two aspects, reproduce the human gait using actuators controlled by and a processing unit for physical rehabilitation, intended to be the basis for future work regarding physical rehabilitation and the study of human walk assisted or powered by artificial methods, it would be inappropriate to characterize it as the solution to the problems of mobility but could be a

pioneering project that would eventually lead to better understood and reproduce the particular mode of bipedalism that employ people to transport naturally.

That is why it must be scalable using generic control systems transmission power and mechanical design they could be replaced or improved in later works of this order, they are also able to respond adequately to the implementation of new models of movement of the lower limbs, because it is structural compatible with the human body it means that the system keeps proportions and location of the joints, it is adaptable and it is not limited by the user anthropometry this has established a wide range of weight and height so it can be used by anyone according to the technical design.

The system execute the essential movements made legs in a normal walking, the goal of the research work is to find the general features and identify their most important characteristics while the design seeks replicate these concepts, construction

**KEYWORDS**

is a faithful reproduction of the virtual model, at the end it has been reached a functional prototype that satisfy the objectives of the project.

Exoskeleton, exoframe, powered walk.

Se autoriza la publicación de este Proyecto de Titulación en el Repositorio Digital de la Institución.



Baus Villavicencio Frank Rafael

CI: 0603557430

## DECLARACIÓN Y AUTORIZACIÓN

Yo, **Baus Villavicencio Frank Rafael**, CI: 0603557430 autor del proyecto titulado: **Sistema mecatrónico de marcha asistida** previo a la obtención del título de **Ingeniero en Mecatrónica** en la Universidad Tecnológica Equinoccial.

1. Declaro tener pleno conocimiento de la obligación que tienen las Instituciones de Educación Superior, de conformidad con el Artículo 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior, de entregar a la SENESCYT en formato digital una copia del referido trabajo de graduación para que sea integrado al Sistema Nacional de información de la Educación Superior del Ecuador para su difusión pública respetando los derechos de autor.
2. Autorizo a la BIBLIOTECA de la Universidad Tecnológica Equinoccial a tener una copia del referido trabajo de graduación con el propósito de generar un Repositorio que democratice la información, respetando las políticas de propiedad intelectual vigentes.

Quito, 20 de octubre de 2016

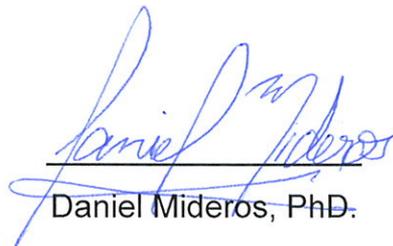


BAUS VILLAVICENCIO FRANK RAFAEL

CI: 0603557430

## CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo que lleva por título "**SISTEMA MECATRÓNICO DE MARCHA ASISTIDA**", que, para aspirar al título de **Ingeniero Mecatrónico** fue desarrollado por **Frank Rafael Baus Villavicencio**, bajo mi dirección y supervisión, en la Facultad de Ciencias de la Ingeniería e Industrias; y cumple con las condiciones requeridas por el reglamento de Trabajos de Titulación artículos 19, 27 y 28.



Daniel Mideros, PhD.

**DIRECTOR DEL TRABAJO**

C.I. 1713177325

# ÍNDICE DE CONTENIDOS

	PÁGINA
<b>1. INTRODUCCIÓN</b>	1
<b>2. MARCO TEÓRICO</b>	7
2.1. EXOESQUELETOS	8
2.2. LA MARCHA HUMANA	11
2.2.1. Antropometría	12
2.2.2. Características de la marcha normal	13
2.2.3. Biomecánica de la marcha humana normal	14
2.2.4. Trastornos motrices y funcionales	16
2.3. BIOMECÁNICA	16
2.3.1. Estudio Cinemático	16
2.3.2. Criterio de estabilidad de robots bípedos	20
2.3.2.1. Criterio de punto cero de momento (ZMP)	20
2.3.3. Modelos de caminata bípeda	21
2.3.3.1. Conceptos dinámicos para el modelamiento de sistemas.	21
2.3.3.2. Modelo de péndulo invertido con actuador lineal.	26
2.3.3.3. Modelo de doble eslabón	27
2.3.3.4. Modelo de una pierna	28
2.3.3.5. Modelo cinemático de siete eslabones	31
<b>3. METODOLOGÍA</b>	32
3.1. DISEÑO MECÁNICO	45
3.1.1. ANÁLISIS VIRTUAL DE ESFUERZOS Y DEFORMACIONES	63
3.2. DISEÑO ELECTRÓNICO	68
3.2.1. DISEÑO ELECTRO NEUMÁTICO	69
3.2.2. ADQUISICIÓN DE SEÑALES	73
3.3. DISEÑO DE CONTROL	74
3.3.1. Programa	78
3.3.2. HMI	81

3.4. MANUFACTURA, ACOPLADO PERMANENTE Y ENSAMBLAJE	83
3.4.1. MANUFACTURA DE PIEZAS MECÁNICAS	83
3.4.2. ACOPLADO PERMANENTE	87
3.4.3. Ensamblaje	88
<b>4. ANÁLISIS DE RESULTADOS</b>	<b>90</b>
<b>5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES</b>	<b>100</b>
BIBLIOGRAFÍA	105

# ÍNDICE DE FIGURAS

	PÁGINA
<b>Figura 1.</b> Propuestas de exoesqueletos desde 1860.	9
<b>Figura 2.</b> Prototipo moderno de exoesqueleto XOS	10
<b>Figura 3.</b> Proporciones del cuerpo humano.	13
<b>Figura 4.</b> Evolución del ciclo de la marcha humana normal.	14
<b>Figura 5.</b> Planos anatómicos.	15
<b>Figura 6.</b> Movimientos y dirección de extensión y flexión de la cadera.	17
<b>Figura 7.</b> Movimientos y dirección de flexión y extensión de la articulación de la rodilla en el plano sagital.	18
<b>Figura 8.</b> Movimientos y dirección de flexión y extensión de la articulación del tobillo en el plano sagital.	19
<b>Figura 9.</b> Desplazamiento real y virtual de una partícula por efecto de las ligaduras.	22
<b>Figura 10.</b> Modelo de péndulo invertido.	24
<b>Figura 11.</b> Muestra el enfoque basado en el péndulo invertido.	25
<b>Figura 12.</b> Modelado de péndulo invertido con actuador lineal.	27
<b>Figura 13.</b> Modelo de doble eslabón.	28
<b>Figura 14.</b> Modelo de una pierna.	29
<b>Figura 15.</b> Modelo de eslabones.	29
<b>Figura 16.</b> Modelo de 7 eslabones.	31
<b>Figura 17.</b> Modelo V para diseño Mecatrónico.	37
<b>Figura 18.</b> Diagrama de árbol para las sub funciones.	41
<b>Figura 19.</b> Árbol de componentes.	42
<b>Figura 20.</b> Mapa de matriz morfológica.	43
<b>Figura 21.</b> Diagrama básico para sistemas mecatrónicos.	44
<b>Figura 22.</b> Diagrama de interacción entre los subsistemas del Sistema Mecatrónico de Marcha Asistida.	44
<b>Figura 23.</b> Estrategia de resolución de problemas en el micro nivel.	45



<b>Figura 55.</b> Tuvo interior de diámetro menor.	86
<b>Figura 56.</b> Soporte cadera.	86
<b>Figura 57.</b> Almohadillas y cojinetes.	86
<b>Figura 58.</b> Soporte de cadera.	87
<b>Figura 59.</b> Piezas obtenidas mediante soldadura.	88
<b>Figura 60.</b> Ensamblaje total.	89
<b>Figura 61.</b> Pantalla del modo manual.	91
<b>Figura 62.</b> Movimiento del pistón.	91
<b>Figura 63.</b> Pantalla del modo automático.	92
<b>Figura 64.</b> Movimientos del modo automático.	92
<b>Figura 65.</b> Reconocimiento de las posiciones.	93
<b>Figura 66.</b> Rutina 1.	94
<b>Figura 67.</b> Inicio de la etapa de balanceo pie izquierdo	95
<b>Figura 68.</b> Balanceo del pie izquierdo.	95
<b>Figura 69.</b> Momento intermedio del ciclo de marcha	96
<b>Figura 70.</b> Inicio balanceo del pie derecho	97
<b>Figura 71.</b> Balanceo pie derecho.	97
<b>Figura 72.</b> Finalización del ciclo de marcha.	98

# ÍNDICE DE TABLAS

	PÁGINA
<b>Tabla 1.</b> Desplazamiento angular en las articulaciones.	39
<b>Tabla 2.</b> Medidas máximas y mínimas para las longitudes de las secciones.	39
<b>Tabla 3.</b> Fuerza excéntrica, y deformación máxima para el tubo de diámetro mayor.	52
<b>Tabla 4.</b> Fuerza y deformación máxima para el tubo de diámetro mayor.	55
<b>Tabla 5.</b> Características del material para el tubo deslizante.	64
<b>Tabla 6.</b> Inicio previo al ciclo de marcha	75
<b>Tabla 7.</b> Posiciones de las articulaciones de la marcha.	75
<b>Tabla 8.</b> Finalizar luego del ciclo de marcha	76
<b>Tabla 9.</b> Recorrido del bástado en mm.	76
<b>Tabla 10.</b> Tabla de resultados primera rutina, ángulos (DEG) alcanzados	99
<b>Tabla 11.</b> Tabla de resultados segunda rutina, ángulos (DEC) alcanzados	99
<b>Tabla 12.</b> Tabla de resultados tercera rutina, ángulos (DEC) alcanzados	99
<b>Tabla 13.</b> Velocidad de la marcha	100

## ÍNDICE DE ANEXOS

	PÁGINA
ANEXO 1	114
ANEXO 2	115
ANEXO 3	116

## RESUMEN

El Sistema Mecatrónico de Marcha Asistida es un proyecto que se enfoca en dos aspectos, reproducir la marcha humana empleando actuadores controlados por una unidad de procesamiento para la rehabilitación física, pretende ser la base de para futuros trabajos en cuanto a la rehabilitación y el estudio de la caminata humana asistida o potenciada por métodos artificiales, no sería apropiado caracterizarla como la solución a los problemas de movilidad, pero si como un proyecto pionero que eventualmente conduciría a comprender y reproducir mejor el modo particular de bipedestación que empleamos las personas para transportarnos de manera natural. Es por esto debe ser escalable, es decir que se han empleado sistemas de control, de transmisión potencia y un diseño mecánico genéricos, que pueden ser remplazados, mejorados en posteriores trabajos de este orden, también están en capacidad de responder adecuadamente a la implementación de nuevos modelos de movimiento de los miembros inferiores, debido a que es estructural mente compatible con el cuerpo humano, lo que significa que se conserva las proporciones y la ubicación de las articulaciones de organismo, es adaptable y se no está limitado por la antropometría del usuario por esto se ha establecido un rango amplio de peso y talla para que pueda ser usado por cualquier persona dentro de lo que se determina en el diseño.

El sistema reproduce los movimientos imprescindibles que realizan piernas en una caminata normal, esto hace que la labor investigativa se encamine a encontrar los rasgos generales e identificar sus características más relevantes, mientras que el diseño se orienta a replicar estos conceptos, la construcción es una fiel reproducción del modelo virtual, así se llega a obtener un prototipo funcional que cumple con los objetivos del proyecto.

## **ABSTRACT**

The Mechatronic Powered Walk System is a project that focuses on two aspects, reproduce the human gait using actuators controlled by and a processing unit for physical rehabilitation, intended to be the basis for future work regarding physical rehabilitation and the study of human walk assisted or powered by artificial methods, it would be inappropriate to characterize it as the solution to the problems of mobility but could be a pioneering project that would eventually lead to better understood and reproduce the particular mode of bipedalism that employ people to transport naturally.

That is why it must be scalable using generic control systems transmission power and mechanical design they could be replaced or improved in later works of this order, they are also able to respond adequately to the implementation of new models of movement of the lower limbs, because it is structural compatible with the human body it means that the system keeps proportions and location of the joints, it is adaptable and it is not limited by the user anthropometry this has established a wide range of weight and height so it can be used by anyone according to the technical design. The system execute the essential movements made legs in a normal walking, the goal of the research work is to find the general features and identify their most important characteristics while the design seeks replicate these concepts, construction is a faithful reproduction of the virtual model, at the end it has been reached a functional prototype that satisfy the objectives of the project.

## **1.INTRODUCCIÓN**

El desarrollo tecnológico actual se ha logrado gracias a una serie de adelantos concebidos por pensadores e innovadores que han tenido la visión de cambiar aquella realidad en su época, el avance científico y la vanguardia técnica nos permiten una vez más cambiar nuestra realidad con respuestas a las necesidades actuales, así se han llevado a cabo varios estudios y trabajos en temas como industria y movilidad, pero también el área de la salud se ha beneficiado con avances importantes, el uso de la tecnología ha permitido comprender mejor el funcionamiento del cuerpo humano, incluso se ha logrado que partes de este sean reemplazados por sistemas artificiales, modificando no solamente la anatomía del paciente, también equilibrando su fisiología, apoyando en la rehabilitación y fortaleciendo sus capacidades motrices.

En la naturaleza se pueden encontrar exoestructuras constituidas principalmente de calcio y otros minerales que recubren el cuerpo típicamente de los artrópodos para protegerlos del medioambiente, depredadores o dar firmeza y poder soportar su propio peso, a lo largo de la historia los seres humanos han ingeniado artilugios que emulan estas funcionalidades, principalmente con aplicaciones militares con el uso de armaduras para proteger sus cuerpos de objetos contundentes, también en medicina de rehabilitación emplean férulas para soportar e inmovilizar fracturas, el campo de aplicaciones se ha expandido convirtiéndose en una herramienta de trabajo. Los autores (Medrano & Zendejas, 2014) mencionan al sistema mecatrónico en el campo de la medicina, además añade que los exoesqueletos han comenzado a ser usados con propósitos industriales, protegiendo a las personas como bomberos o soportando más carga.

En donde los ámbitos médicos e ingenieriles se han fusionado, aparecieron líneas de investigación inexploradas, como la biónica, la biomecánica y la biomecatrónica, esta última integra los elementos propios de la mecatrónica con un enfoque terapéutico, ortopédico, equipamiento médico incluso órganos artificiales, para reparar o sustituir las funciones propias de los organismos biológicos por sistemas artificiales o facilitar su recuperación, con el uso de

órtesis activas que inducen movimientos periódicos a través de actuadores que pueden ser eléctricos, mecánicos o neumáticos.

Dentro de la rehabilitación física ha prosperado la tendencia de emplear herramientas tecnológicas para estudiar el desarrollo de las labores y rutinas físicas y fisiológicas de los seres humanos, se puede encontrar trabajos donde se emplean cámaras de video caseras y software libre para analizar las trayectorias de las articulaciones y modelar con aproximaciones a cuerpos geométricos la anatomía, hasta exoesqueletos de última generación y con sensores especializados y tecnología mioeléctrica, existen incluso intentos por desarrollar sistemas que permiten a pacientes parapléjicos caminar con relativa independencia controlando trajes robóticos paralelos al cuerpo “wearable robots” a voluntad mediante el uso de interfaces como hace referencia (Ceres, Mañas, & Azorín, 2011) sobre las interacciones cerebro-computador (BCI) que captan señales que pueden incluir técnicas invasivas como no invasivas que miden las señales electro-fisiológicas (EEG, EOG, EMG,...) así encontramos: electromagnéticas con magnetoencefalógrafos (MEG), señales metabólicas mediante tomografías de emisión de positrones (TEP) o mediante el uso de resonancia magnética funcional (IRMf). Interfaces que demandan técnicas invasivas con el uso de microelectrodos implantados en el cerebro para captar la actividad de las neuronas o grupos de estas. Interfaces oculares que miden el posicionamiento de la mirada utilizando cámaras de video, o la diferencia de potencial entre la córnea y la retina llamada electrooculografía (EOG) donde se requiere colocar electrodos cerca a los ojos. Interfaces multimodales que emplean varias técnicas, entre ellas las basadas en señales electrofisiológicas a las que se denomina con las siglas BNCI (Brain/Neuronal Computer Interaction), y las que identifican gestos y posturas.

El origen de estos progresos viene de la intención de mejorar la calidad de vida de los pacientes, sobretodo en el caso de personas que padecen parálisis en las extremidades inferiores. En su obra (Martínez, Gómez, & Romero, 2009) menciona que el patrón de marcha normal en un paciente se puede alterar en patologías como diabetes, parálisis cerebral, accidentes cerebro-

vasculares y distrofias neuromusculares, entre otras, debido a que afectan las funciones motrices y por las consecuencias de algún accidente traumático. Por esto es difícil que desarrollen sus vidas de forma normal y se convierten en dependientes de otros para que les asistan en actividades que una persona normal realizaría por sus propios medios. Su condición afecta otros aspectos de la salud que pueden ser: falta de tono muscular, problemas respiratorios y circulatorios debidos al sedentarismo al que están sometidos, entre otros. Para mitigar los efectos de este tipo de condiciones se han propuesto soluciones como los exoesqueletos u órtesis activas. Según (Medrano & Zendejas, 2014) con respecto a los primeros define como sistemas mecatrónicos impulsados por actuadores y que emplean sensores y son manejados por un controlador. Estas estructuras artificiales reemplazan las funciones que cumplen los sistemas esquelético y muscular trabajando en conjunto para dar soporte y movilidad a las extremidades y al cuerpo en general, emulando el funcionamiento del sistema locomotor humano, es posible inducir movimientos repetitivos y rutinas para aportar a la rehabilitación física, esta práctica se viene estudiando en sujetos que presentan atrofia muscular luego de permanecer hospitalizados, luego de sufrir fracturas o de padecer disfunciones neuronales, en el caso de pacientes con parálisis cerebral (PC) como afirma (Figueroa, Niño, & Portilla, 2014) en las últimas décadas, el empleo de robots basados en soporte peso corporal (BWS por sus siglas en inglés) en la rehabilitación activa mediante la inducción de movimientos repetitivos.

El sistema locomotor humano está compuesto por el sistema óseo que tiene por función soportar el peso y dar estabilidad, postura y forma al cuerpo, los músculos por su lado, en conjunto con los tendones y ligamentos producen movimientos de contracción y estiramiento que posibilitan la rotación de las secciones del cuerpo. Cuando estos sistemas dejan de funcionar adecuadamente se considera que padece una patología, en este aspecto los exoesqueletos de miembros inferiores son una excelente alternativa cuando se trata de rehabilitar o suplir las funciones de las piernas puesto que debido a su configuración transfieren al piso o superficie de apoyo todo o una parte

del peso del cuerpo y por medio de actuadores producen movimientos aproximados a las que se producirían de manera normal en la marcha de un paciente sano, así (Ceres, Mañas, & Azorín, 2011) se refieren a los robots de rehabilitación mencionando que son sistemas, que son montados sobre los miembros que requieren terapia con el propósito aprender o recuperar funcionalidades motoras perdidas o no desarrolladas como en afecciones neurológicas o en el caso de accidentes que involucran traumatismos o accidentes cerebrovasculares. Se pretende de esta manera mejorar el tono muscular, el funcionamiento de las articulaciones y la coordinación neuromotriz, además de prevenir atrofas y osteoporosis, más adelante el mismo autor con respecto a la forma en que las órtesis activas y los robots de rehabilitación aportan a los procesos de rehabilitación complementa mencionando que las posibilidades de rehabilitación que abre la robótica son muy amplias, además de ejecutar movimientos biomecánicos en la justa medida, el terapeuta puede establecer rutinas personalizadas y específicas progresivas además de valorar con mayor precisión cada sesión y verificar el progreso conseguido mediante el análisis de datos biomecánicos presentados por el sistema como la amplitudes lineales o angulares, tiempos de ejecución, fuerzas, pares ejercidos y periodicidad.

Según la Organización Mundial de la Salud (WHO) recoge (Vasquez, nd.), en nuestro país el 13,20% de los habitantes tienen algún tipo de discapacidad con un total de 1.636.800 con un 50% personas afectadas en edad económicamente activa, y conforme estadísticas del Consejo Nacional de Discapacidades (Conadis) recoge (Ministerio de Salud Pública, 2014). 193 905 personas tienen discapacidad física. Por tanto es imprescindible encontrar soluciones que ayuden a estos pacientes a sobrellevar su condición. Debido al elevado índice de sujetos en condiciones de discapacidad se encuentra oportuno el desarrollo de exoesqueletos que contribuyan a mejorar la calidad de vida del paciente.

Actualmente se puede encontrar sistemas disponibles de forma comercial, aunque el costo de estos es en relación a los estándares económicos actuales resulta elevado, tanto para terapia como para el uso diario. Entonces es

conveniente que se desarrollen proyectos que sean económicos, confiables, prácticos, y que sobretodo aporten a la calidad de vida de los usuarios, procurando que no afecte el aspecto cualitativo del producto, para que de esa forma tenga carácter inclusivo, por esto se plantean los siguientes objetivos:

**Objetivo general:** Diseñar y construir un sistema mecatrónico basado en conceptos antropométricos, capaz de inducir movimiento de los miembros inferiores en las articulaciones del tobillo, rodilla y cadera para personas que presentan patologías al caminar o no pueden hacerlo para aportar al proceso de su rehabilitación con intervención pasiva del paciente.

**Objetivos específicos:**

- Realizar un estudio antropométrico y biomecánico para determinar el modo de funcionamiento de las extremidades inferiores.
- Identificar y analizar los requerimientos y características que el sistema mecatrónico y los subsistemas mecánico, electrónico y de control.
- Integrar los subsistemas y evaluar su funcionamiento general.
- Probar y validar el producto de acuerdo a los requerimientos generales.

El sistema debe proveer movimientos mecánicos inducidos por el exoesqueleto en reemplazo de los de extensión y flexión que se presentan naturalmente las articulaciones como el tobillo rodilla y cadera en el plano sagital, para desplazar el centro de gravedad hacia adelante con movimientos rítmicos periódicos alternantes, mediante el uso de bastones incrementamos el apoyo para que contribuyan a distribuir el peso en un área más grande, y que las piernas tengan la función de generar empuje proveer frenado además de soportar la gravedad en cada zancada. Mediante el empleo de datos antropométricos se determina las proporciones apropiadas de las secciones de la estructura.

## **2.MARCO TEÓRICO**

## 2.1. EXOESQUELETOS

Conocido también como armadura de potencia, exoframe, o exosuit (Docsetools, 2015). Se refiere a estos como una estructura que se coloca sobre el cuerpo del paciente, emplea una unidad de procesamiento, suministro de energía y elementos actuadores para el movimiento de las secciones, para mejorar las capacidades físicas de los músculos o rehabilitar la movilidad del cuerpo, también pueden tener la función de proteger, sostener, inducir movimiento a una persona.

Varios modelos actuales cuentan con sensores que recogen información dieléctrica y la conducen a la unidad de procesamiento para que esta ejecute el algoritmo apropiado. Con respecto a estos sistemas (Chávez, Rodríguez, & López, 2009) menciona. “Pueden ser estructuras pasivas o activas, es decir que contengan o no actuadores... y por tanto necesiten o no un sistema de control”.

En los casos de exoesqueletos automatizados, tienen la capacidad de generar señales de activación sobre los actuadores que a su vez generan movimiento, el procesador central tiene definidas estrategias para la toma de decisiones y se vale de información enviada por sensores, tienen incorporados métodos de instrumentación electrónica con esto la información es más precisa.

Los sistemas pasivos por su parte utilizan movimientos mecánicos con acumuladores de energía y sistemas de amortiguamiento para que sea utilizada en cada zancada o para resistir cargas adicionales.

Dependiendo de la necesidad sus usos pueden ser industriales, militares o civiles con fines de recreación ya que permiten caminar distancias largas y son económicos energéticamente.

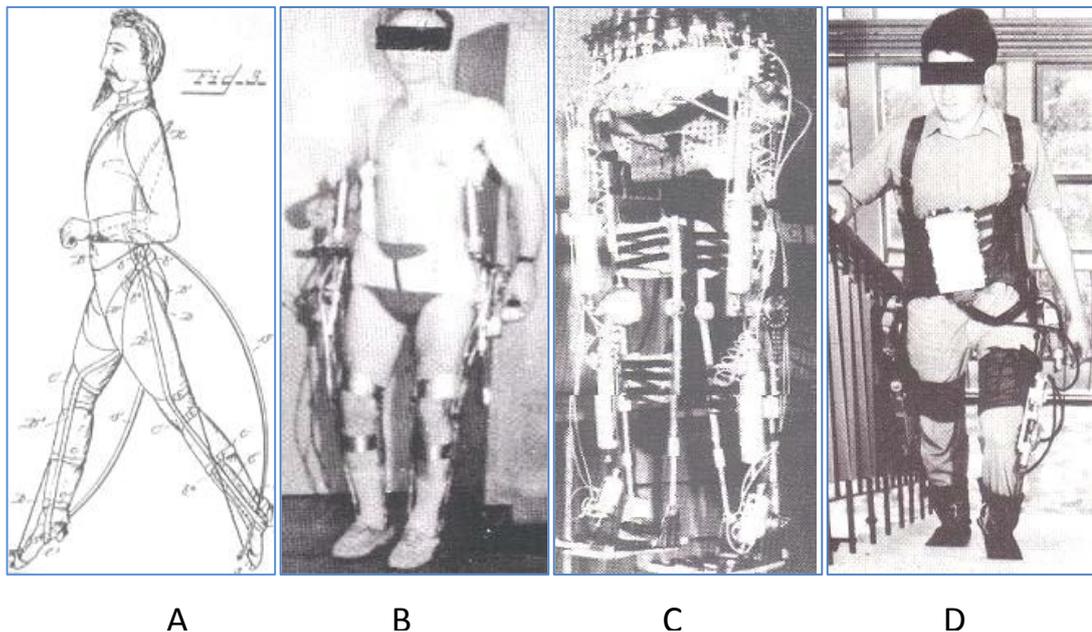
También cumplen la función de armaduras y son empleadas por bomberos y por la policía.

Estos sistemas no siempre son móviles o portátiles, en el caso de los aparatos terapéuticos algunos son estáticos y solamente mueven las extremidades estimulando los músculos induciendo movimientos artificiales.

Los diseños cuasi-pasivos incorporan actuadores para funciones específicas que no interfieren mayormente en la marcha, como por ejemplo control de embragues electrónicos entre otros.

Hace varios años han surgido ideas y proyectos que tenían como propósito desarrollar sistemas que faciliten el desplazamiento de personas con discapacidades. Para ilustrarlo (Valiente, 2005) recoge algunos ejemplos, la idea de usar exoesqueletos para aumentar el rendimiento de la locomoción humana data desde 1890.

Con Nicholas Yang quién desarrolla un aparato que permite al usuario caminar y correr con facilidad figura 1A, en 1969 aparece el “kinematic Walker” figura 1B, y en 1970 se desarrolla el primer exoesqueleto activo con 3 grados de libertad por cada extremidad figura 1C, 1978 se crea el “traje activo” figura 1D. Recientemente se han desarrollado prototipos como el XOS de la empresa Sarcos figura 2, entre otros.



**Figura 1.** Propuestas de exoesqueletos desde 1860.  
A. Aparato para caminar diseñado por Nicholas Yang, B. “kinematic Walker”, C. primer exoesqueleto activo, D. vestido activo. (Valiente, 2005).



**Figura 2.** Prototipo moderno de exoesqueleto XOS  
Diseñado como un traje robótico autónomo por Sarcos. (TechBlog, 2008).

Hasta ahora hay problemas sin resolverse o resueltos parcialmente, por ejemplo la independencia energética prolongada lo cual incide en su portabilidad, la generación de un modelo dinámico que se compare con la marcha humana natural, la rapidez de reacción, confiabilidad, precisión, seguridad y la flexibilidad para adaptarse a múltiples tareas y la adaptabilidad a diferentes usuarios.

Los avances en el campo de los trajes robóticos y exoestructuras han sido auspiciadas mayoritariamente por organizaciones con intereses militares que buscan mejorar el desempeño físico de los soldados para que sean capaces de llevar más peso, se desplacen por largas distancias con mínimo gasto energético, lo que implica que se pueda operar armas más pesadas, se movilen insumos con mayor rapidez, se cubran distancias más grandes, en general que se incremente su capacidad operativa.

En el ámbito terapéutico-clínico se los emplea para valorar y diagnosticar trastornos motrices, también contribuyen a rehabilitar la movilidad perdida en varios tipos de pacientes, según (Docsetools, 2015) en medicina se usan trajes que permiten a las enfermeras levantar enfermos de forma sencilla.

También la industria los utiliza como medidas protección frente accidentes de trabajo y para mejorar el rendimiento de los estibadores.

Una clasificación de los trajes robóticos puede hacerse según las funciones para las que esté configurado. La clasificación que plantea (Chica, 2015) es la siguiente:

**Robots Ortópticos:** su función es reemplazar las funciones perdidas en una sección del cuerpo.

**Robots Prostéticos:** que cumple la función rehabilitar un miembro cuyo sistema motor está atrofiado.

**Robots Extensores:** se los usa para aumentar las habilidades como la fuerza o el ahora energético del miembro al que se está adjunto.

Otra clasificación la trae (Veslin, Ghislain, Suell, & Lengerke, 2009), en su trabajo menciona que investigadores como Kazerooni, quien divide exoesqueletos en dos grupos, los sistemas unidos a los brazos o exoesqueletos y tronco llamados de partes superiores, y los que están unidos a las piernas, llamados exoesqueletos extremidades inferiores.

## **2.2. LA MARCHA HUMANA**

La cinesiología determina como marcha humana al característico modo bípedo de desplazarse que empleamos los seres humanos sin despegarse del suelo, se lo considera como un hábito aprendido y desarrollado en la infancia, puede tener varias modificaciones como los saltos y la carrera.

El acto de caminar es llevado a cabo por las extremidades inferiores con movimientos repetidos y periódicos. Según (Marco, 2015) “También se puede definir como un desequilibrio permanente hacia delante... es una sucesión de impulsos y frenados, en los que el motor o el impulso se sitúa a nivel del miembro inferior posterior y el frenado en el anterior”. Esta condición nos permite movilizarnos en casi todo tipo de terreno de forma cómoda y con mínimo gasto de energía.

En ocasiones la marcha puede distorsionarse por varias causas, en ese caso se dice que presenta una patología o un trastorno.

### **2.2.1.ANTRÓPOMETRÍA**

Es un método que permite cuantificar las proporciones físicas de la anatomía humana. Para (Malina, 1995) se las debe definir como una serie de mediciones técnicas sistematizadas que permiten cuantificar secciones del cuerpo, solo se enfoca en aspectos externos, es decir no es invasiva.

Se pueden determinar varios métodos para mediciones según la necesidad, pero siempre es necesario registrarse por algunas consideraciones como la ubicación de puntos de referencia de acuerdo a las convenciones, entre los principales conceptos tenemos:

#### **El tamaño corporal total**

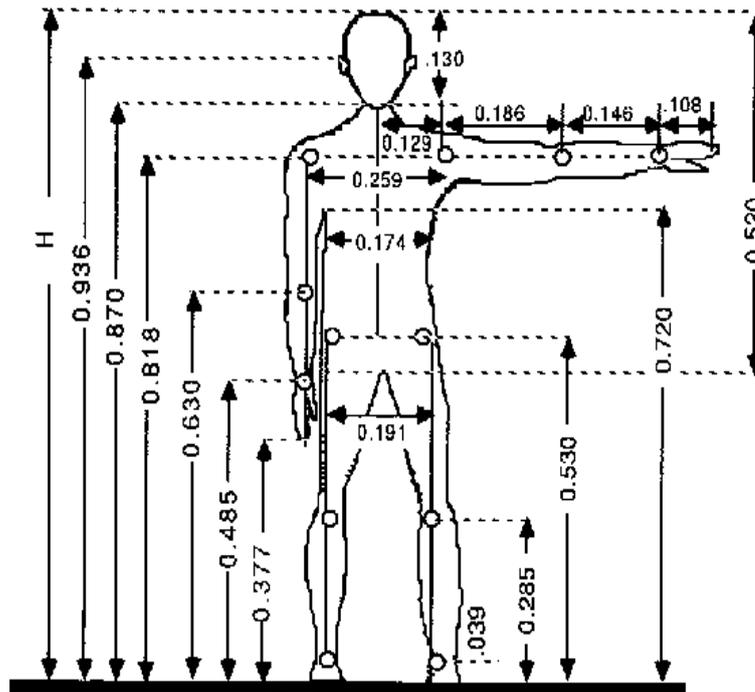
Se compone de dos dimensiones, el peso corporal y la altura total, el peso corporal es la medida de la masa del cuerpo, esta se la debe tomar mientras el individuo usa ropa ligera sin elementos que agreguen carga adicional.

La altura total se toma como la distancia entre la superficie de contacto con los pies hasta la parte más elevada del cuerpo del paciente, llamada vértice craneal, para su cuantificación se debe evitar usar zapatos, y permanecer en posición erguida sobre una superficie plana.

#### **Longitudes segmentarias específicas**

Comprende la medición directa de los segmentos del cuerpo humano, estas medidas se las puede tomar directamente, también puede ser obtenidas como múltiplos de la altura total, del individuo, estos valores se los toma como normales,

La figura 3 indica los puntos entre los que se deben tomar estas mediciones y su aproximación en términos de la estatura del paciente, de estos se derivarían las longitudes seccionales del equipo, previo a un estudio antropométrico comparativo que determine la estatura del segmento de población al que se enfoca el proyecto.



**Figura 3.** Proporciones del cuerpo humano. Se muestra las longitudes de las secciones corporales como porcentajes de la altura total del individuo. (Singaña, Manjarrés, Molina, & Sacho, 2015)

## 2.2.2. CARACTERÍSTICAS DE LA MARCHA NORMAL

Por su naturaleza periódica debe definirse un ciclo como la cadena de eventos que se dan entre el contacto del talón con el suelo hasta el subsiguiente contacto del mismo talón con el suelo, donde el resto de las partes del cuerpo a excepción de las piernas y la cadera desempeñan una labor menos relevante. La longitud del paso comprende la distancia lineal sobre el plano en el que se desarrolla la caminata, medido desde el primer contacto del talón hasta el segundo contacto del mismo.

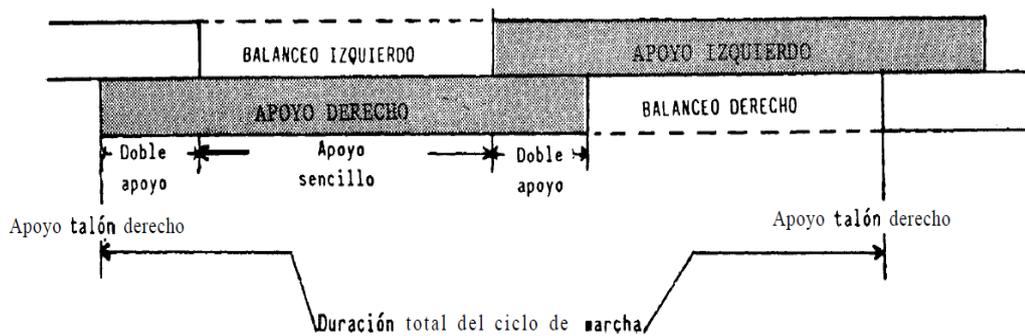
Se han determinado dos fases importantes en el ciclo.

**Fase de apoyo:** es cuando el pie de referencia está en contacto con el suelo, totalmente apoyado (Marco, 2015).

**Fase de oscilación:** cuando el pie de referencia está suspendido en el aire desplazándose hacia su próximo punto de apoyo, mientras que el otro está en asentado en el suelo.

Los tiempos de desarrollo son similares en cada pie, y son regulares es su repetición, es decir que no hay variación en el tiempo de ejecución (Marco, 2015).

La figura 4 muestra en detalladamente cómo evoluciona un ciclo de bipedestación para una caminata ideal.



**Figura 4.** Evolución del ciclo de la marcha humana normal. Movimientos intermedios de cada pie donde se aprecia las fases de balanceo y de apoyo para cada uno, también los instantes de apoyo doble y sencillo, se toma el pie derecho como referencia para ilustrar un ciclo. (Corner, 2008).

### 2.2.3. BIOMECÁNICA DE LA MARCHA HUMANA NORMAL

En primer lugar se enlista las fuerzas que actúan en la marcha.

**La gravedad:** fuerza de origen natural que ejerce la tierra sobre el cuerpo, menciona (Marco, 2015) cuando este se incline hacia adelante luego de girar alrededor del pie de apoyo sobrepasando la base de sustentación esta fuerza genera un leve desplazamiento hacia abajo que es compensado al colocar el pie que no está en apoyo delante de la proyección perpendicular del centro de gravedad en el plano de desplazamiento.

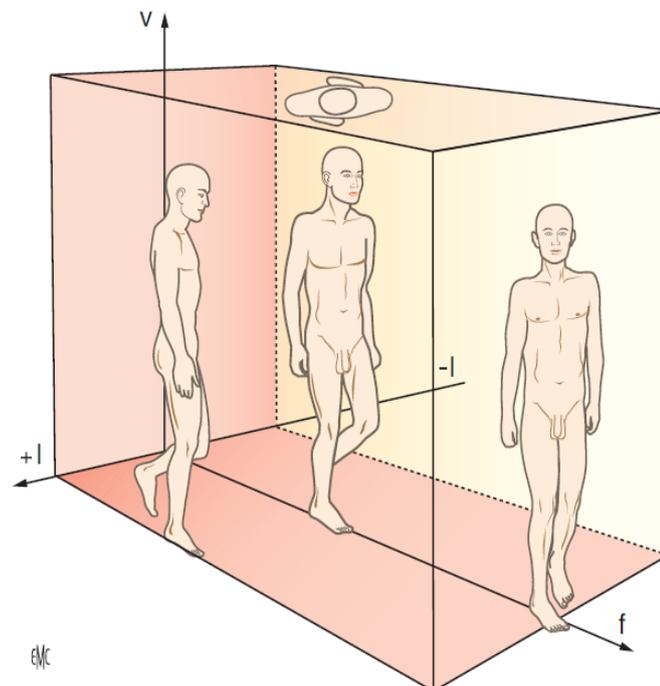
**Las fuerzas de reacción:** son las que se originan por el contacto de los pies en el suelo, (Marco, 2015) se las puede descomponer en dos, la primera es la componente vertical que es igual al peso del cuerpo producido por la gravedad y actúa en sentido normal. La horizontal que funciona en el plano horizontal frenando y empujando el cuerpo según se necesite, la figura 4 expone las fuerzas ejercidas sobre el suelo.

**Fricción:** (Marco, 2015) es importante que la fuerza de fricción compense la fuerza horizontal para que se produzca el desplazamiento, esta depende de las superficies en contacto, y su consideración evita resbalones.

### Planos anatómicos

Son representaciones imaginarias que dividen el cuerpo humano en secciones determinadas por una posición particular. Se identifican tres principales en que se llevan a cabo los movimientos de flexión y extensión de las secciones anatómicas de interés, en figura 5 se muestran los planos empleados en el análisis cinemático de la marcha humana.

En cada uno de ellos se desarrollan movimientos pero es en el plano sagital donde se producen los más importantes en las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo. En los planos frontal y transversal se llevan a cabo movimientos que no son determinantes para la marcha, estos, aportan mayoritariamente al control de la gravedad y el movimiento tridimensional del centro de masa.



**Figura 5.** Planos anatómicos.

Estos se emplean en el estudio de la marcha humana. Donde f-v es el plano sagital, l-v plano frontal, f-l es el plano transversal. (Willems, Schepens, & Detrenbleur, 2012)

## **2.2.4. TRASTORNOS MOTRICES Y FUNCIONALES**

Se entiende como toda patología que distorsiona el modelo aceptado como marcha normal del ser humano y su correcto funcionamiento, se pueden presentar en cualquier etapa del desarrollo o de forma congénita, pueden ser causados por varios factores. Para el (New York State Department of Health, 2015) los trastornos de la motricidad pueden ocasionar anomalías leves a graves del tono muscular, la postura corporal, movimiento y desarrollo de habilidades motoras. En general se agrupa en dos clases.

Para el (Consejo Nacional de Fomento Educativo, 2010) la clasificación es:

**1.- Trastornos físicos periféricos:** son las que afectan a los huesos, las articulaciones, extremidades y a los músculos, también pueden ser consecuencias de enfermedades. Las lesiones espinales producto de traumatismo en la espalda pueden interrumpir la comunicación del sistema nervioso con las extremidades.

**2.- Trastornos neurológicos:** Son los daños originados en el área del cerebro y los grupos neuronales encargados de procesar o enviar la información u instrucciones de movimiento.

## **2.3. BIOMECÁNICA**

Comprende el estudio del movimiento de los seres vivos considerándolos como máquinas compuestas por varios elementos, (Ormachea & Cabas, 2009) plantea un entendimiento etimológico de esta ciencia al mencionar que se compone de dos términos, Bio que significa vida, y mecánica que es el estudio del movimiento.

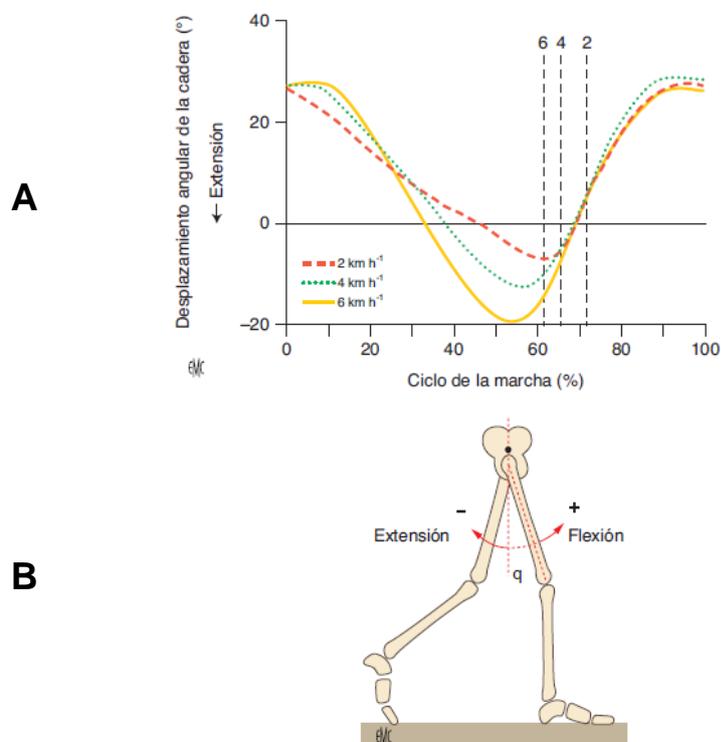
### **2.3.1. ESTUDIO CINEMÁTICO**

Comprende el estudio de los movimientos del cuerpo y sus partes sin considerar las causas que los originaron, típicamente se pueden encontrar movimientos combinados de rotación y traslación en tres dimensiones, cuando se aplica a los seres humanos recibe el nombre de cinesiología

humana, su importancia radica en que nos permite determinar los movimientos que realizan las articulaciones de interés para que sean reproducidos por un sistema artificial.

### Desplazamiento de la cadera en el plano sagital:

La cadera tiene dos movimientos en este plano uno de flexión y otro de extensión figura 6B en el plano sagital. Los ángulos máximos pueden ser aproximadamente de 30 grados para la flexión y de 5 grados para la extensión a velocidad lenta 2 kilómetros por hora estos datos se obtienen a partir de la figura 6A.

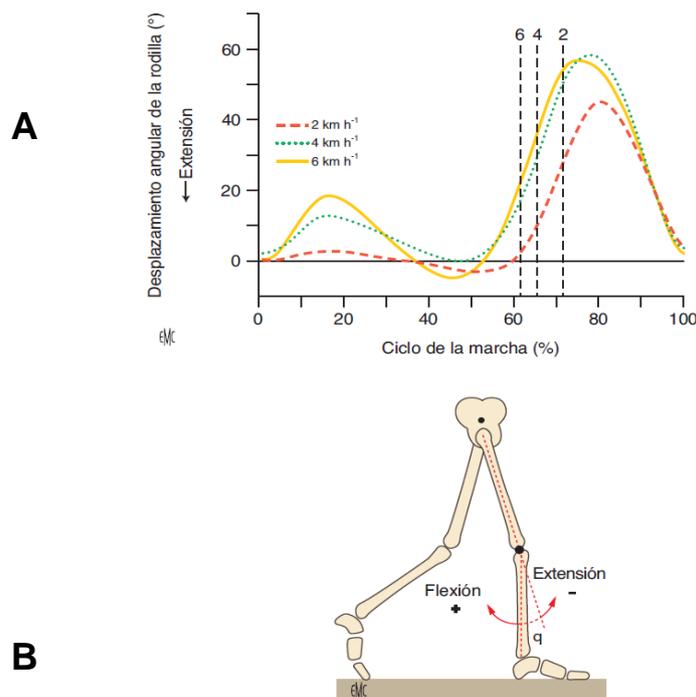


**Figura 6.** Movimientos y dirección de extensión y flexión de la cadera. Se muestra el movimiento característico de la cadera en el plano de desplazamiento sagital. **A.** Valores de extensión de la cadera para distintas velocidades. **B.** Dirección de los movimientos de flexión y extensión de la cadera. (Willems, Schepens, & Detrenbleur, 2012).

También en la figura 6A se presentan curvas para velocidades altas y medias, donde se marca el final de la fase de apoyo con líneas verticales entrecortadas para 2, 4 y 6 km por hora. Para (Willems, Schepens, & Detrenbleur, 2012) con

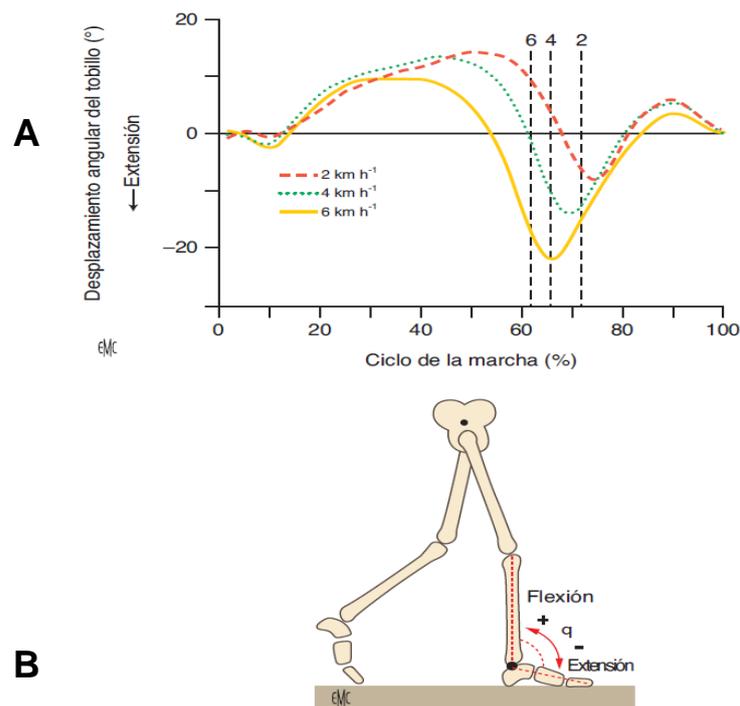
estos datos es posible determinar la posición angular de la articulación de la cadera.

**Desplazamiento angular de la rodilla en el plano sagital:** para cada fase (apoyo y suspensión) se presentan ángulos máximos y mínimos en el plano sagital figura 7A, los sentidos del movimientos se muestran en la figura 7B. En el apoyo, el ángulo de flexión de la rodilla es 5 grados para velocidades bajas y 20 grados para las altas según a curva de la figura 7A para velocidades bajas de 2 kilómetros por hora. Para la fase de suspensión el ángulo se incrementa llegando a ser de 60 grados para velocidades altas y de 45 para las bajas, se aprecia que el final de la fase de apoyo se produce superando el 70% del ciclo de la marcha, así se aprecia en la misma figura 7A según muestra la línea vertical 2.



**Figura 7.** Movimientos y dirección de flexión y extensión de la articulación de la rodilla en el plano sagital. A. Comparación de los grados de extensión y flexión a distintas velocidades. B. Dirección de los movimientos de flexión y extensión de la rodilla. (Willems, Schepens, & Detrenbleur, 2012)

**Desplazamiento angular de tobillo en el plano sagital:** su desempeño se da a lo largo de todo el ciclo con dos tipos de movimientos como se presenta en la figura 8A, con movimientos de flexión y extensión según la dirección que se muestra en la misma figura, por esto al inicio del ciclo de marcha, cuando el talón toca el suelo el tobillo presenta un movimiento de flexión, esta fase de apoyo se prolonga con movimientos en el mismo sentido para que el cuerpo pase sobre el pie actuando como pivote, cuando alcanza el final de la fase de apoyo sobre el 70% del progreso del ciclo de la marcha el pie realiza un movimiento de extensión con el que impulsa al cuerpo hacia adelante produciendo un desequilibrio que es contrarrestado por la extremidad que empieza la fase de apoyo, en la figura 8A se aprecia la curva de giro angular para velocidades altas, medias y bajas, una vez que termina esta fase de balanceo, la articulación que se encuentra en extensión se transforma en un movimiento de flexión al finalizar como preparación para el próximo apoyo.



**Figura 8.** Movimientos y dirección de flexión y extensión de la articulación del tobillo en el plano sagital.

A. Curva característica promedio tomada de una muestra de 4 pacientes sanos caminando a una velocidad de 4 kilómetros por hora, B. Dirección de los movimientos de flexión y extensión del tobillo. (Willems, Schepens, & Detrenbleur, 2012).

### **2.3.2.CRITERIO DE ESTABILIDAD DE ROBOTS BÍPEDOS**

La estabilidad del sistema comprende el equilibrio de las fuerzas de reacción y las presentes en el sistema como resultado de la acción de la gravedad para que no se generen momentos en laterales o frontales que produzcan volcamientos, y el exoesqueleto conserve una posición apropiada para la bipedestación.

#### **2.3.2.1. Criterio de punto cero de momento (ZMP)**

Es necesario identificar el centro de masa del cuerpo humano, este se localiza en la posición anterior de la segunda vertebra del sacro. Es el punto donde actúa el vector gravedad en el individuo, que es proporcional a su masa. Para (Gonzales, Ramirez, & Avellana, 2015) el propósito es determinar donde se anulan las fuerzas verticales y no se generan momentos en la dirección horizontal, es decir donde las fuerzas están en equilibrio, considerando que el contacto con el piso es plano y tiene suficiente fricción para evitar deslizamientos, mantener el pie estacionario y generar empuje. Como sentencia (Gonzales, Ramirez, & Avellana, 2015) el ZMP (Zero moment point) es condición suficiente y necesaria para garantizar la estabilidad.

Este criterio es válido cuando los movimientos son lentos y los efectos dinámicos son despreciados, se utiliza para generar trayectorias de las secciones en el plano sagital.

Polígono de apoyo: es la figura geométrica imaginaria que se forma sobre el plano de desplazamiento, cuando se unen imaginariamente los puntos de soporte del equipo al momento del contacto con el suelo, para distribuir el peso de este, se presenta en toda la marcha y equilibra sus fuerzas de reacción y minimizar el efecto de los momentos.

El punto de presión es en donde se aplica la fuerza o se soporta el sistema en el suelo y este presenta reacciones como consecuencia del apoyo.

### 2.3.3.MODELOS DE CAMINATA BÍPEDA

Un modelo de caminata es una representación de la realidad de los aspectos más importantes que forman parte de la marcha humana, tiene la característica de ser precisa y sirve para el modelamiento del exoesqueleto.

#### 2.3.3.1. Conceptos dinámicos para el modelamiento de sistemas.

- **Dinámica Lagrangiana**

Los autores (Contreras & Vargas, 2006) plantea el modelo cinético lagrangiano, estas también llamadas ecuaciones dinámicas del sistema, pueden hallarse a través de la formulación Euler-Lagrange. Donde se considera la variación con respecto al tiempo, y la tasa de cambio en la energía, también considera la influencia de las coordenadas.

$$L = T - V \quad [ 1 ]$$

Siendo  $L$  la función lagrangiana para un sistema,  $T$  la energía cinética que tiene este,  $V$  la energía potencial necesaria para el equilibrio.

En su obra (Soldovieri & Terenzio, 2013) plantea este método como una aplicación directa de las Leyes de la dinámica Newtoniana al movimiento de sistemas mecánicos para encontrar las ecuaciones genéricas de movimiento, desarrollado por el matemático Joseph Louis Lagrange.

- **Ecuaciones de Lagrange para el análisis del movimiento del sistema obtenidas con base en el Principio de D'Alembert**

Se considera la segunda ley de Newton donde:

$$\vec{F}_i = \dot{\vec{p}}_i \quad [ 2 ]$$

$$\vec{\Phi}_i = \vec{F}_i - \dot{\vec{p}}_i = 0 \quad [ 3 ]$$

En este caso con un sistema de fuerzas donde  $\vec{F}_i$  son iniciales y  $\vec{p}_i$  son las fuerzas efectivas invertidas en un instante por tanto la función de trabajo virtual sería.

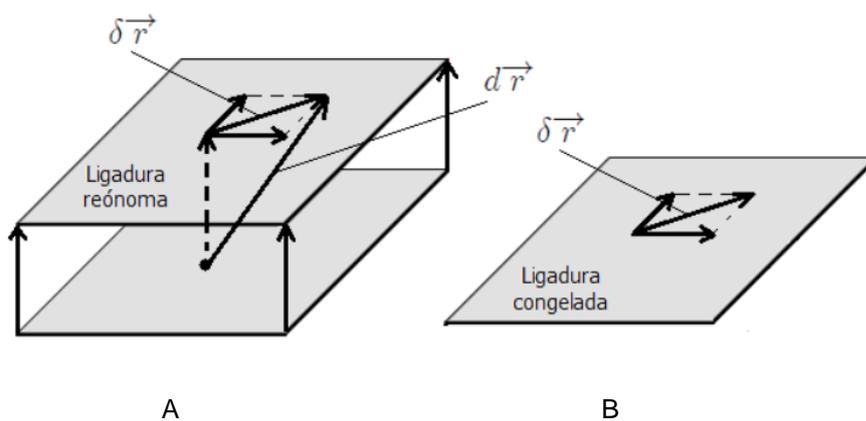
$$\delta W = \sum_{i=1}^N (\vec{F}_i - \vec{p}_i) \cdot \delta \vec{r}_i = 0 \quad [4]$$

Donde  $\delta W$  es el trabajo virtual y  $\delta \vec{r}_i$  es el desplazamiento virtual.

La expresión que describe los desplazamientos virtuales del sistema queda como se muestra en la figura 9.

$$\delta \vec{r}_i = \sum_{j=1}^n \frac{\partial \vec{r}_i}{\partial q_j} \delta q_j, \text{ con } i = 1, 2, 3, \dots, n \quad [5]$$

Donde  $\partial \vec{r}_i$  son los desplazamientos reales,  $\delta q_j$  son los desplazamientos reales en coordenadas generalizadas, que permiten conocer en cada momento la posición de determinada partícula, y  $\partial q_j$  la coordenada real en el instante j.



**Figura 9.** Desplazamiento real y virtual de una partícula por efecto de las ligaduras.

A. Desplazamiento real  $\partial r_i$  bajo el efecto de una ligadura reónoma, B. Desplazamiento virtual, puesto que el desplazamiento no es efectivo se lo congela en el tiempo. (Soldovieri & Terenzio, 2013)

Desarrollando la ecuación 4 se obtienen las siguientes dos términos especiales 1 y 2:

$$\delta W = \sum_{i=1}^N \vec{F}_i \cdot \delta \vec{r}_i - \sum_{i=1}^N \dot{\vec{p}}_i \cdot \delta \vec{r}_i = 0 \quad [6]$$

$$\text{Término 1} = \sum_{j=1}^n Q_j \cdot \delta q_j \quad [7]$$

$$\text{Término 2} = \sum_{j=1}^n \left[ \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial T}{\partial \dot{q}_j} \right) - \frac{\partial T}{\partial q_j} \right] \delta q_j \quad [8]$$

Donde  $\partial T$  es la energía cinética que obtenida a partir de la velocidad generalizada,  $Q_j$  puede ser una fuerza o un momento en términos generalizados. Con esto las ecuaciones para el modelo Lagrangiano quedan de la siguiente manera

- **Principio de D'Alembert en Coordenadas Generalizadas**

$$\sum_{j=1}^n \left[ \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_j} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_j} - Q_j^{NU} \right] \delta q_j = 0 \quad [9]$$

Aquí  $Q_j^{NU}$  es una función generalizada para la energía,  $L$  es la función lagrangiana.

Entonces el modelo lagrangiano quedaría en función de las siguientes variables

$$L(q_i, \dot{q}_i, t) = T(q_i, \dot{q}_i, t) - U(q_i, \dot{q}_i, t) \quad [10]$$

### Para sistemas sin ligaduras

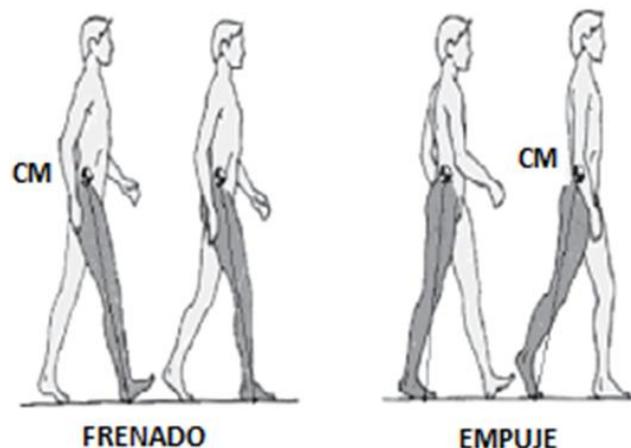
Aquí, las  $3N$  coordenadas generalizadas  $q_j$  son independientes, es decir que el sistema no presenta fuerzas adicionales a las iniciales, por lo tanto, lo son también todos los desplazamientos virtuales  $\delta q_j$  instantáneos, Entonces, para que se satisfaga esta última se requiere que cada coeficiente de los  $\delta q_j$ , se anule por separado resultando,

### Ecuaciones de Lagrange sin ligaduras

$$\frac{d}{dt} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_j} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_j} = Q_j^{NU} \text{ con } j = 1, 2, 3, \dots, n = 3N \quad [ 11 ]$$

- **Modelo de péndulo invertido**

Este modelo es considerado el más simple de la caminata, donde (Contreras & Vargas, 2006) plantea una analogía entre la masa del péndulo y el centro de gravedad del cuerpo humano, considerando el pie de referencia como el pivote cuando este está apoyado. Se presenta en dos casos para el empuje y para el frenado, se utiliza también el modelo dinámico de Lagrange. La figura 10 ilustra este método.

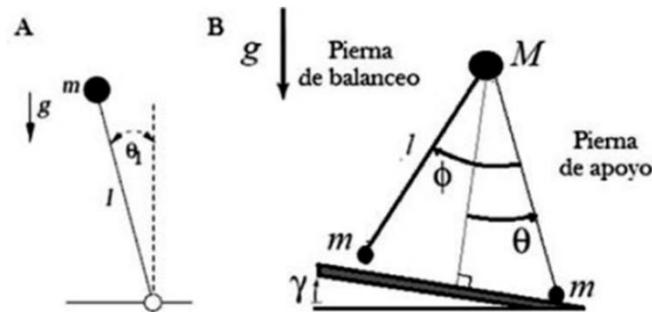


**Figura 10.** Modelo de péndulo invertido.

Es el modelo más empleado en el modelamiento de robots con movimientos bípedos, donde CM es el centro de masa. (Contreras & Vargas, 2006)

Para (Cifuentes, Martínez, & Romero, 2010) la aceleración del péndulo depende de su posición con respecto al pivote.

Este es un modelo bípedo que se asemeja a un sistema de péndulo invertido, como se ilustra en la figura 11A: los miembros inferiores se los modela como cuerpos indeformables de longitud constante y masa despreciable empleados para soportar la masa total, la figura 11B muestra este enfoque con dos péndulos invertidos convergentes en el punto M.



**Figura 11.** Muestra el enfoque basado en el péndulo invertido. A. Ilustra la concepción clásica del péndulo invertido. B. Representa la concepción de la marcha con dos péndulos coincidentes en M empleados para modelar la marcha (Cifuentes, Martínez, & Romero, 2010).

La trayectoria descrita por el péndulo invertido puede aproximarse al movimiento global del cuerpo humano, como:

$$\dot{\theta} = \frac{g}{l} \cos \theta_1 \quad [12]$$

La trayectoria circular de la marcha humana en cada extremidad se aproxima a la descrita por el péndulo invertido, sin embargo hay limitaciones cuando se utilizan dos de estos sistemas alternantes. Con esta analogía el centro de gravedad coincide con la masa M y cada pie con la masa m donde las secciones intermedias son rígidas y sin masa considerable, teniendo en cuenta la inclinación del plano de desplazamiento donde se produce la caminata. Se establece entonces el parámetro siguiente

$$\beta = \frac{m}{M} \approx 0 \quad [13]$$

Esto permite plantear las ecuaciones clásicas del sistema de péndulo invertido que estaban planteadas así:

$$\begin{aligned}
 & \begin{bmatrix} 1 + 2\beta(1 - \cos\phi) & -\beta(1 - \cos\phi) \\ \beta(1 - \cos\phi) & -\beta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\theta} \\ \ddot{\phi} \end{bmatrix} \\
 & + \begin{bmatrix} -\beta \sin\phi (\dot{\phi}^2 - 2\dot{\theta} \cdot \dot{\phi}) \\ \beta \dot{\theta}^2 \sin\phi \end{bmatrix} \\
 & + \begin{bmatrix} \left(\frac{\beta g}{l}\right) [\sin(\theta - \phi - \gamma) - \sin(\theta - \gamma)] - g/l \sin(\theta - \gamma) \\ \left(\frac{\beta g}{l}\right) \sin(\theta - \phi - \gamma) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix}
 \end{aligned} \tag{14}$$

Y un conjunto reducido de patrones dinámicos que caracterizan la marcha humana, llegando a la siguiente relación:

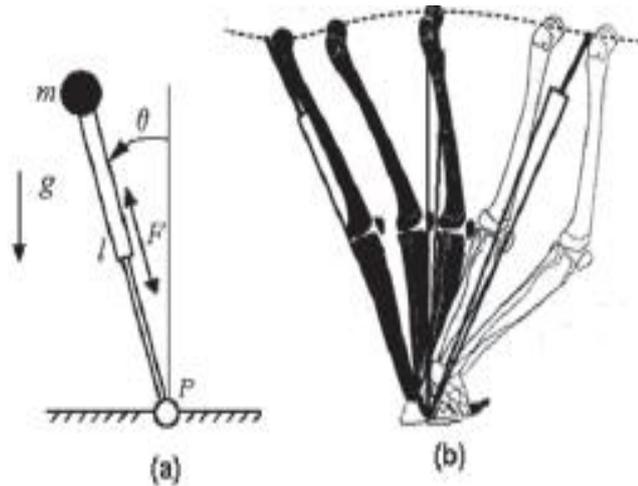
$$\frac{d^2\theta(t)}{dt^2} - \sin(\theta(t) - \lambda) = 0 \tag{15}$$

$$\frac{d^2\theta(t)}{dt^2} - \frac{d^2\phi(t)}{dt^2} + \frac{d^2\theta(t)}{dt^2} \sin\phi(t) - \cos(\phi(t) - \lambda) \sin\phi(t) = 0 \tag{16}$$

### 2.3.3.2. Modelo de péndulo invertido con actuador lineal.

Se considera como base el modelo de péndulo con la adición de un actuador lineal colocado longitudinalmente sobre la extremidad, esto permite que se provea de movimientos de alargamiento y acortamiento análogos a los efectos de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo con esto se producen descensos suaves de la cadera como se muestra en la figura 12.

Este modelo permite un movimiento positivo del pistón para los momentos de doble apoyo, y negativos cuando está en fase de balanceo. También se aprecia un desplazamiento suave del centro de masa con respecto al eje vertical. (Contreras & Vargas, 2006).



**Figura 12.** Modelado de péndulo invertido con actuador lineal. Se basa en el la extensión y contracción de toda la extremidad por medio de un solo actuador. (Contreras & Vargas, 2006)

El vector de coordenadas generalizadas; para este caso sería:

$$q = \begin{bmatrix} \theta \\ r \end{bmatrix} \quad [ 17 ]$$

Donde los valores  $\theta$  y  $r$  son coordenadas polares que definen la ubicación del péndulo.

Se puede encontrar a través del principio de Euler - Lagrange las ecuaciones que determina la dinámica del sistema.

$$\ddot{\theta} = \left(\frac{g}{r}\right) \sin \theta - \left(\frac{2}{r}\right) \dot{r} \dot{\theta} \quad [ 18 ]$$

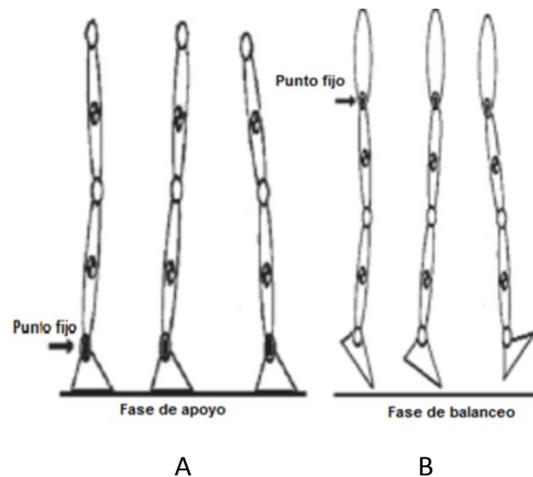
$$\ddot{r} = r \dot{\theta}^2 - g \cos \theta - \left(\frac{k}{m}\right) (r - r_0) \quad [ 19 ]$$

### 2.3.3.3. Modelo de doble eslabón

Se considera la articulación del tobillo como un pivote fijo, mientras que el muslo y la pierna son representados por eslabones independientes, articulados entre sí por una junta de pasador simple, según (Contreras & Vargas, 2006) esto permite reproducir movimientos de extensión y flexión de

la cadera y rodilla, en cada fase del ciclo de la marcha, lo que a su vez facilita los movimientos de característicos de la marcha humana, La figura 13 muestra gráficamente el contenido de este modelo.

En la figura 13A, es posible apreciar la fase de apoyo de la marcha, donde se comprueba el comportamiento de pivote que presenta el tobillo, mientras que para la fase de balanceo la pierna puede ser vista como un péndulo simple que pende de la articulación de la cadera, leves movimientos en las direcciones de flexión y extensión generan las diferencias de altura necesario para que se produzca la bipedestación, para comprender mejor la mecánica de este enfoque se debe considerar la extremidad como aparece en figura 13 B.



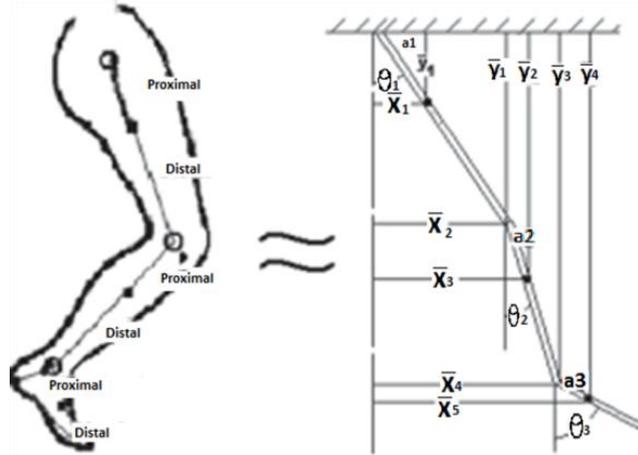
**Figura 13.** Modelo de doble eslabón.

Representa por separado las secciones de la pierna y el muslo, articulados por un pivote en la rodilla, el tobillo. A. Fase de apoyo, la articulación del tobillo se mantiene fija y actúa como pivote para que el resto de secciones gire en torno a él. B. La fase de balanceo se produce que la pierna este suspendida en el aire y la articulación de la cadera asuma una posición fija con respecto al movimiento circular que se da para el resto de la extremidad. (Contreras & Vargas, 2006).

#### 2.3.3.4. Modelo de una pierna

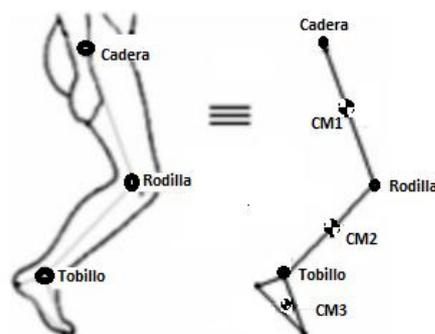
Se conoce que cada sección de los miembros inferiores tiene movimientos independientes, de flexión y extensión, por lo que es necesario hacer un análisis cinético y geométrico para determinar sus características, la

antropometría provee de las medidas de cada tramo de la pierna, este modelo es válido si se considera cada sección como un eslabón. La figura 17 sugiere el análisis que se debe hacer.



**Figura 14.** Modelo de una pierna.  
Análisis de posicionamiento de cada sección de la extremidad inferior.  
(Contreras & Vargas, 2006).

Se necesita conocer los centros de masa de cada eslabón y características cinéticas, el modelado se logra con el uso de la mecánica Newtoniana, además de emplear los datos de posición y características que especifiquen la morfología de la pierna, las consideraciones para este modelo serían que el centro de masa de los segmentos corporales (muslo, pierna y pie) se encuentra ubicado en el centro geométrico, figura 15, el movimiento se da en el plano sagital, el miembro inferior se puede separar en segmentos que van entre articulaciones, el centro de gravedad se desplaza con movimientos combinados de rotación y traslación.



**Figura 15.** Modelo de eslabones.

Se ilustra la pierna de referencia considerando los centros de masa para determinar la inercia. (Contreras & Vargas, 2006).

Para establecer este modelo se determinan la matriz  $q_k$  y  $V_i$  y el vector de desplazamiento de inercia  $\dot{q}_i$ :

$$q_k = \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \\ \theta_3 \end{bmatrix} \quad \dot{q}_i = \begin{bmatrix} \omega_1 & \omega_2 & \omega_3 \\ Vx_1 & Vy_1 & Vx_2 \\ Vy_2 & Vx_3 & Vy_3 \end{bmatrix} \quad [20]$$

Se deben establecer las relaciones geométricas de ángulos considerando que las longitudes de los segmentos son  $l_1$ ,  $l_2$ ,  $l_3$  que corresponden a las longitudes del muslo, canilla y pie, como sigue:

$$\sin \theta_1 = \frac{\vec{X}_1}{a_1} \quad \cos \theta_1 = \frac{\vec{Y}_1}{a_1} \quad [21]$$

$$\sin \theta_2 = \frac{\vec{X}_2 - \vec{X}_1}{a_2} = \frac{\vec{X}_2 - l_1 \left( \frac{\vec{X}_1}{a_1} \right)}{a_2} \quad [22]$$

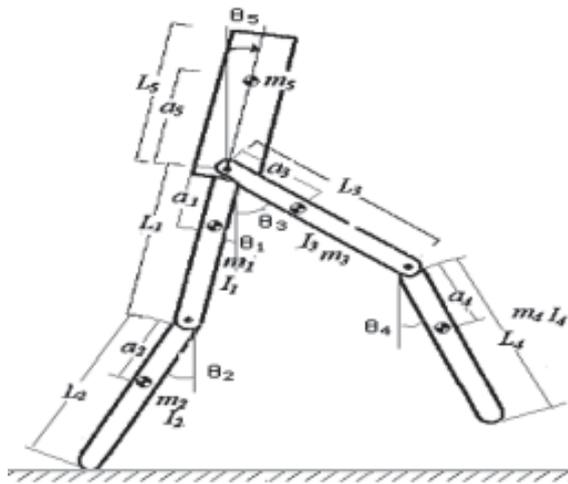
$$\cos \theta_3 = \frac{\vec{Y}_3 - \left\{ l_1 \left( \frac{\vec{Y}_1}{a_1} \right) + l_2 \left[ \frac{\vec{Y}_2 - l_1 \left( \frac{\vec{Y}_1}{a_1} \right)}{a_2} \right] \right\}}{a_3} \quad [23]$$

$$\sin \theta_2 = \frac{\vec{X}_3 - \vec{X}_2}{a_3} = \frac{\vec{X}_2 - (l_1 \sin \theta_3 + l_2 \sin \theta_2)}{a_2} \quad [24]$$

$$\cos \theta_3 = \frac{\vec{X}_3 - \left\{ l_1 \left( \frac{\vec{X}_1}{a_1} \right) + l_2 \left[ \frac{\vec{X}_2 - l_1 \left( \frac{\vec{X}_1}{a_1} \right)}{a_2} \right] \right\}}{a_6} \quad [25]$$

### 2.3.3.5. Modelo cinemático de siete eslabones

El análisis se lleva a cabo empleando diagramas de cuerpo libre para cada uno de los componentes, las reacciones, y demás datos pueden ser calculados aplicando mecánica newtoniana o mediante la dinámica inversa. Las suposiciones usadas en el modelo son las siguientes: el movimiento de caminata está contenido en el plano sagital. Los movimientos en el resto de planos son pequeños y se pueden despreciar no intervienen mayormente en la marcha y el desplazamiento del centro de gravedad, la masa del cuerpo recae en el centro de gravedad de este, las articulaciones funcionan como juntas revolutas.



**Figura 16.** Modelo de 7 eslabones. Donde se considera las longitudes, centros de masa, y desplazamientos angulares. (Contreras & Vargas, 2006).

La ventaja del uso de este modelo radica en la posibilidad de manipulación arbitraria de las secciones del cuerpo, esto facilita el diseño ya que se pueden programar algoritmos y rutinas de acuerdo a la necesidad del paciente, también permite la adaptación a las morfologías diversidad de los pacientes, al no depender los ángulos de las longitudes de las secciones ni ninguna condición dinámica de otra facilita la implementación del sistema de control, todo esto sin perjuicio del objetivo de contribuir a la rehabilitación de la marcha humana.

### **3.METODOLOGÍA**

Generalmente se plantean procedimientos secuenciales que proponen el desarrollo de un producto en pasos sucesivos lo que en el ámbito de la mecatrónica resulta difícil de aplicar, para (Abdelhameed, 2014) esto se debe a que esta área de la ingeniería resulta sinérgica, se nutre de otros campos como la electrónica, informática, mecánica y el control automático, en orientaciones hacia tecnologías emergentes resulta complejo unificar teorías de diversas ciencias, por esto se puede decir que es un campo heterogéneo de conocimiento, cuya complejidad depende de los lineamientos del proyecto, donde el resultado final es algo más que la simple suma de sus componentes, con esto se evidencia la diferencia entre un proyecto y otro en el desarrollo particular, entonces es importante determinar una metodología apropiada y flexible validada de aplicación general para el desarrollo de un exoesqueleto, esto implica seleccionar y gestionar métodos, herramientas, materiales y pruebas apropiados.

La pregunta que se debe plantear y resolver es ¿Cómo debe abordarse la tarea de desarrollo del proyecto?, para esto la Asociación de Ingenieros Alemanes VDI (Verein Deutscher Ingenieure) presenta una guía que reúne los mencionados requisitos para diseño con elementos que se ajustan particularmente a cada propósito. El procedimiento utilizado para desarrollar el presente trabajo se basa en los lineamientos de la guía VDI 2206 (metodología de diseño para sistemas mecatrónicos). Esta directriz considera la complejidad y la heterogeneidad.

**Complejidad:** está determinada por número de partes y subsistemas que componen los productos y sus interacciones entre varios ámbitos de la ingeniería, según (Gausemeier & Moheringer, 2003) en este caso, la complejidad está determinada por la interacción entre los sistemas: mecánicos que están conformados por los elementos estructurales y actuadores, biomecánica que proporciona los límites y describe el funcionamiento de las articulaciones del tobillo, rodilla y cadera, rehabilitación física proporciona aproximaciones y permite pronosticar el impacto que tendría el uso del exoesqueleto en los pacientes, la electrónica permite la manipulación y transmisión de la corriente eléctrica de alimentación del

sistema y las señales de control que permiten operar el sistema y el control automático que por medio de una unidad de procesamiento recibe, procesa y devuelve instrucciones para la operación de los elementos actuantes. La guía VDI 2206 presenta 4 requerimientos para superarla.

**1. Intercambiar entre el nivel de análisis entre detalle y la abstracción:** es importante que se analice permanente las soluciones detalladas en base al contexto global y las metas planteadas para el sistema, se emplea herramientas como cuadros ilustrativos en donde se sintetiza las distintas opciones consideradas para el diseño donde se incluyen materiales, tipos de juntas, tipo de actuador, etc.

**2. Definir la estructura y la jerarquía de los sistemas intervinientes y sus componentes:** definir la importancia de los elementos y que tan prescindibles son para reducir las interacciones y minimizar la complejidad, en este caso se identifica la biomecánica y la rehabilitación como la ciencia rectora del trabajo, las demás ramas de la ingeniería intervinientes se considerarían como secundarias, por lo que un análisis descriptivo apropiado de la mecánica de los miembros inferiores es de vital importancia para el proyecto, y así determinar las características de funcionamiento que el producto final debe presentar.

**3. Modelación anticipada y simulación:** Anticipar el modo de interacción entre sistemas y componentes que los conforman, con la modelación y simulación previas, se plantea el uso de software especializado en mecánica y electrónica para modelar y simulará los subsistemas además del uso de modelos analíticos para predecir el funcionamiento.

**4. Integración y verificación/validación de las características:** consiste en la evaluación de las propiedades de los componentes y sub sistemas desde el modo de consecución y desarrollo hasta su funcionamiento técnico, integrándolos al sistema global y contrastándolos con la solución especificada y los requisitos generales con enfoque sistemático. Para la validación y verificación de las características se emplearía un sujeto de pruebas para

validar el producto para asegurar que cumple con los lineamientos propuestos.

**Heterogeneidad:** se refiere al trabajo interdisciplinario que demandan los productos, puesto que cada área tiene su nomenclatura, método, prioridad, etc. Según (Gausemeier & Moheringer, 2003) para el caso particular al tratarse de un trabajo unipersonal se opta por establecer un cronograma que prioriza las disciplinas intervinientes de acuerdo a su jerarquía de este modo la cronología de desarrollo sería.

1. Un estudio biomecánico y antropométrico.
2. Diseño mecánico.
3. Diseño Electrónico.
4. Diseño de control.

### **La integración multidisciplinaria demanda 4 requisitos**

1. **Combinación entre tareas de diferentes campos de ingeniería:** donde es necesario combinar información y experiencias relativas a los campos de conocimiento intervinientes, el cronograma planteado permite un flujo de información desde la mayor jerarquía que sería utilizada por el resto de ramas de la ingeniería.

2. **Determinar un estándar para expresar los resultados:** es encontrar un lenguaje común y método de presentación que resulte conveniente de interpretar bajo cada enfoque, los resultados de los estudios realizados no presentan variación en la presentación de la información por lo que resulta fácil de utilizar durante todo el trabajo.

3. **Distribución de las tareas por área:** Consiste en determinar las responsabilidades en concordancia al campo de acción de cada área de trabajo. La jerarquización de las actividades y el estricto cumplimiento del cronograma planteado permite que el desarrollador se centre en cada tarea sin perjudicar a las demás.

**4. Intercambio/Integración de modelos:** probar e integrar virtualmente cada modelo de solución por área, de forma total en integral mediante herramientas computacionales o por medio de modelos a escala, prototipos, etc.

Para examinar el resultado y anticipar los efectos no deseados, corregirlos, modificar el diseño.

### **Niveles micro y macro de diseño.**

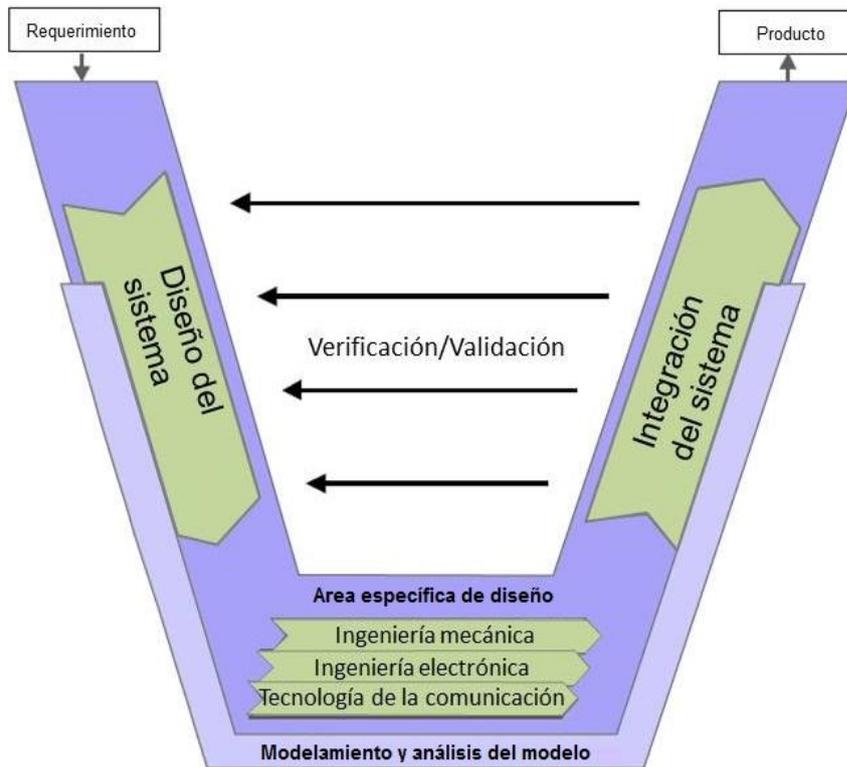
Para (Gausemeier & Moheringer, 2003) se debe distinguir los problemas que le competen al diseñador o encargado de un campo específico al momento del diseño o rama ingenieril específica (micro nivel) de los que corresponden a las etapas y características generales del proyecto y gestión de recurso (macro nivel).

En el ámbito del micro nivel se resuelven temas precisos orientados al funcionamiento específico, asociativo, metódico o técnico e imprevistos. Mientras que el macro nivel tiene un carácter generalizado de gestión y sistemático, se encarga del establecimiento de hitos y de encausar el trabajo, gestionar los recursos y la consecución de los objetivos establecidos.

### **Macro nivel**

Según los lineamientos de la VDI este nivel comprende el diseño mecatrónico propiamente dicho, así lo recoge (Gausemeier & Moheringer, 2003) en este caso se utiliza una adaptación del modelo "V" utilizado en la ingeniería de software para aplicarlo a las necesidades de la mecatrónica, se lo ha seleccionado puesto que combina conceptos de diseño e integración de áreas, permite una verificación constante entre objetivos y avances.

La figura 17 ilustra el procedimiento genérico aplicable a la mayoría de procedimientos mecatrónicos.



**Figura 17.** Modelo V para diseño Mecatrónico.  
 Modelo genérico para el macro diseño de productos mecatrónicos, se muestra el diseño en V para el desarrollo de productos planteados en la metodología VDI2206 (Gausemeier & Moheringer, 2003)

Considerando el punto de vista de (Gausemeier & Moheringer, 2003) puede decirse que cada fase es muy importante dentro del proceso de gestión del producto final, es necesario que se especifique las funciones y el alcance de cada una.

**Los requerimientos:** comprende el establecimiento claro y detallado de los objetivos que debe cumplir el producto, generalmente estos se obtienen de las necesidades del cliente, no es importante la discriminación entre campos de la ingeniería pero si es indispensable que se los formule de forma técnicamente factible y lógica, también deben definirse los criterios de evaluación, de esta forma en las etapas de diseño mecánico, electrónico y de control se establecen requisitos y objetivos que se deben cumplir, en concordancia con las especificaciones generales.

Cada equipo de diseño debe cumplir con los parámetros establecidos de manera que puedan ser integrados en un sistema general, para que sean probados y validados como sistema integral.

## **REQUERIMIENTOS DEL SISTEMA MECATRÓNICO**

“El objetivo final del diseño mecánico es obtener un producto útil...” (Mott, 2006).

Para su diseño y construcción se consideran tres tipos de requerimientos funcionales, de adaptabilidad y constructivas, las primeras hacen referencia al funcionamiento general del sistema, la adaptabilidad implica como el sistema puede ser usado por pacientes antropométricamente diversos y las constructivas tienen que ver con los materiales que se usarían para minimizar los costos sin perjudicar a la operatividad, a continuación se presentan las características que debe presentar el producto.

### **Características que el producto debe presentar.**

- El sistema debe ser capaz de reproducir los movimientos de bipedestación y suplir las funciones del sistema locomotor humano en el plano sagital, lo que significa proveer movimiento a los miembros inferiores, actuado sobre las articulaciones de la cadera, rodilla, y tobillo en el plano sagital con movimientos de flexión-extensión.
- Soportar el peso del cuerpo y generar empuje y frenado, para una masa de 81 kg.
- Emplear el modelo de caminata bípeda de 5 eslabones que permite aproximarse al modelo natural de la marcha.
- Es necesario contar con 6 actuadores que provean movimiento para cada coordenada, mismos que tienen que actuar en forma síncrona para generar el ciclo de la marcha.
- Los rangos de movimiento angular de cada junta resultan análogos a los del cuerpo, así como sigue en la tabla 1:

**Tabla 1.** Desplazamiento angular en las articulaciones.

Articulación	Ángulo aproximado de flexión máxima (deg)	Ángulo aproximado de extensión máxima (deg)
Cadera izquierda y derecha	26,63	-7,01
Rodilla izquierda y derecha	38,57	-2,66
Tobillo izquierdo y derecho	15	-10

- Es necesario que la ejecución del programa de control sea realizado por un dispositivo programable robusto y confiable.
- El tamaño del exoesqueleto y las longitudes de sus secciones se basan en un estudio antropométrico cuyo resultado se presenta en la tabla 2, también se considera la altura normal presentada por Lema (2013) p. 329 para la población ecuatoriana.

**Tabla 2.** Medidas máximas y mínimas para las longitudes de las secciones.

Sección	Longitud mínima (mm)	Longitud máxima (mm)
Altura Normal	1 622	1 825
Ancho de las caderas	311	349
Longitud del muslo	397	447
Longitud de la canilla	399	448
Altura del tobillo	63.27	71.18

- Considerar los datos presentados para la población mestiza debido a que su presencia en la población total del Ecuador que según (Lema, 2013) se ubica en el 78 por ciento en la región sierra. Enfocándose en el género masculino.
- Cumplir con el cronograma de la marcha presentado en la figura 4, 6A, 7A, 8A.

## **Consideraciones de adaptabilidad**

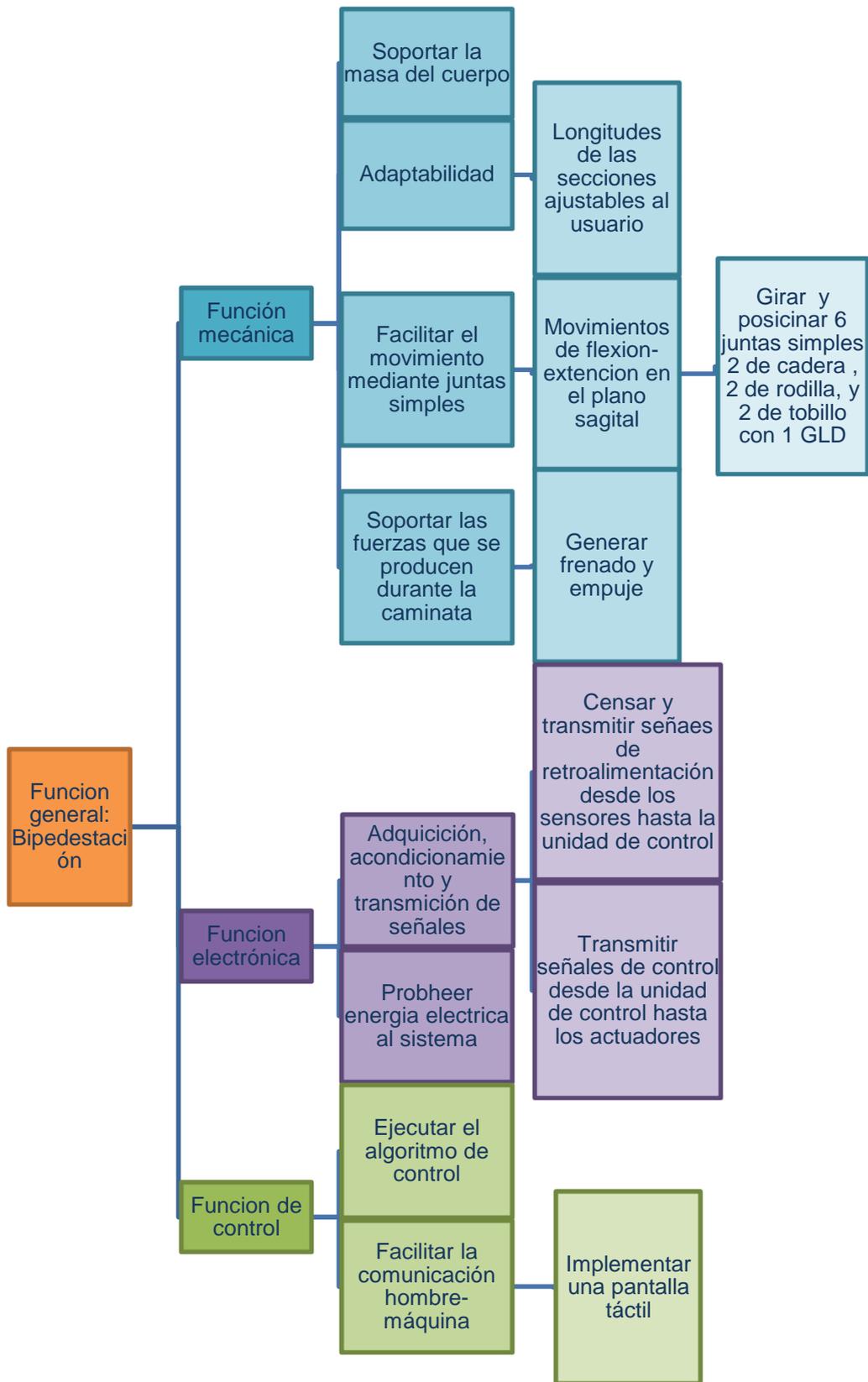
- El sistema debe simular la anatomía humana y adaptarse a esta con control independiente de cada sección.
- El sistema debe estar sujeto a las piernas, muslos, y espalda mediante sujetadores que permitan soportar el peso del usuario y traspasarlo al exoesqueleto.
- Las longitudes de sus secciones deben ser ajustables al tamaño del individuo.
- El prototipo debe ajustarse para personas de máximo 1,82 metros de estatura correspondiente a los datos de la tabla 2, y al menos 81 g de peso si se considera el percentil 5 a 95 según la propuesta por (Palacios, 2015).

## **Consideraciones constructivas**

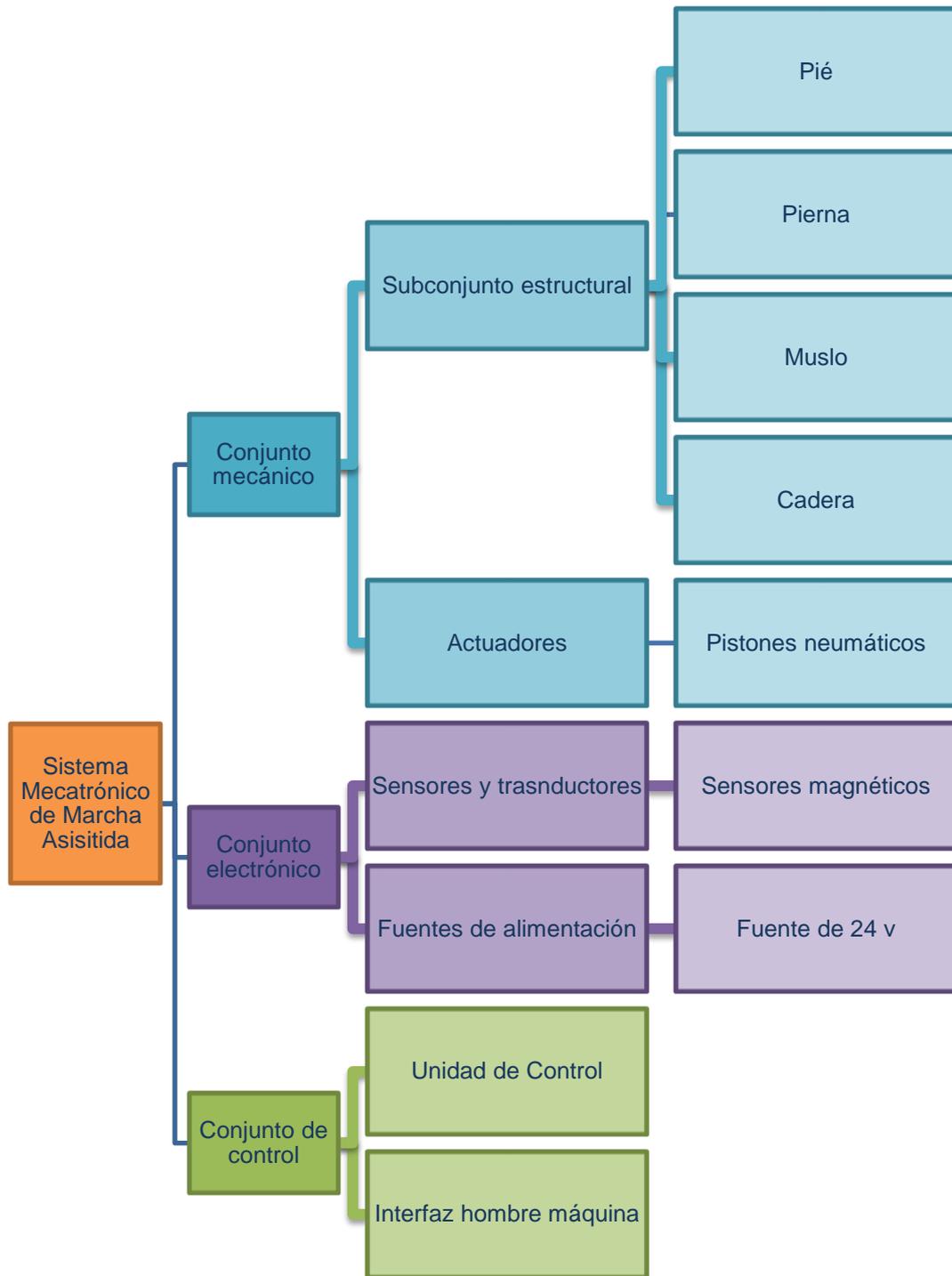
La estructura y componentes deben ser construidos con materiales económicos y resistentes.

**Diseño del sistema:** en esta etapa debe definirse las funciones de cada subsistema y como se integrarán y complementarán, en este caso se subdivide en áreas mecánica, electrónica y de control, y la consecución de los objetivos planteados y en el apartado de integración y validación se evidencia cómo interactúa cada subsistema. Se realiza un árbol de funciones que según (García, 2013) denota la jerarquía y la dependencia de las funciones del sistema y los subsistemas en figura 18.

También un árbol de componentes figura 19 donde se muestra la jerarquía y los componentes más importantes del sistema con estos gráficos es posible construir una mapa matriz de dominio que muestra la dependencia con la cual se determina la jerarquía de las funciones, componentes y su interacción.



**Figura 18.** Diagrama de árbol para las sub funciones. Se muestra las funciones que se cumplen dentro de cada área como mecánica, electrónica y de control.



**Figura 19.** Árbol de componentes.  
Se aprecia los componentes principales del sistema agrupados por su área de ingeniería.

La figura 20 muestra, que la función más importante es el posicionamiento de las articulaciones, puesto que se interrelaciona con todos los subconjuntos y

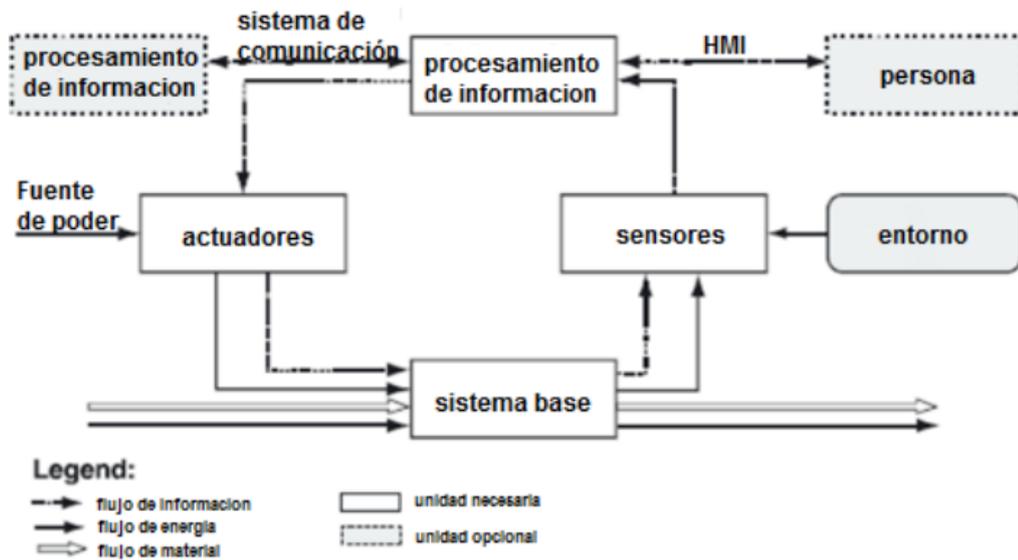
componentes, por esto se concluye que la mecánica es la ciencia rectora del trabajo.

	Conjunto mecánico					Conjunto electrónico		Conjunto de control		Resultado
	Pie	Pierna	Muslo	Cadera	Pistones neumáticos	Posicionador	Fuente	Controlador	Interfaz	
Función mecánica	Soportar la masa del cuerpo	X	X	X	X	X				5
	Secciones ajustables al tamaño	X	X	X	X					4
	Girar y posicionar articulaciones 1(GLD)	X	X	X	X	X	X	X	X	9
	Generar frenado	X				X		X		3
Función electrónica	Transmitir señales de control					X	X	X		3
	Proveer energía eléctrica					X	X			2
Función de control	Ejecutar el algoritmo de control					X	X	X	X	4
	Comunicación hombre máquina							X	X	2
<b>Resultado</b>	4	3	3	3	4	3	5	4	3	

**Figura 20.** Mapa de matriz morfológica.

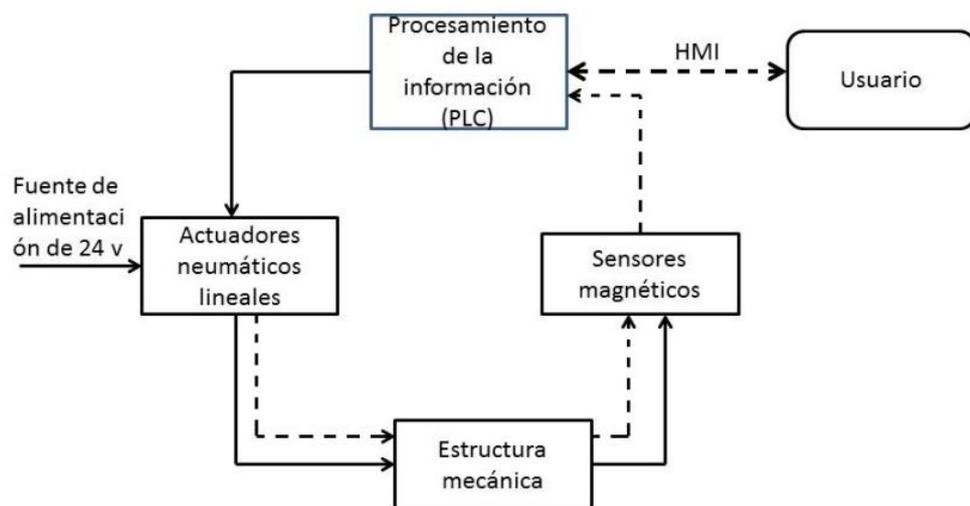
Nos muestra las dependencias entre componentes y sub sistemas, su interdependencia y la jerarquía de estos de acuerdo a cuanto se interrelacionan unos con otros.

La figura 21 nos muestra una plantilla genérica de funcionamiento de los sistemas mecatrónicos se puede ver las interacciones de los subsistemas.



**Figura 21.** Diagrama básico para sistemas mecatrónicos. (López, 2016).

Si se adapta este modelo al proyecto obtendremos la figura 22.

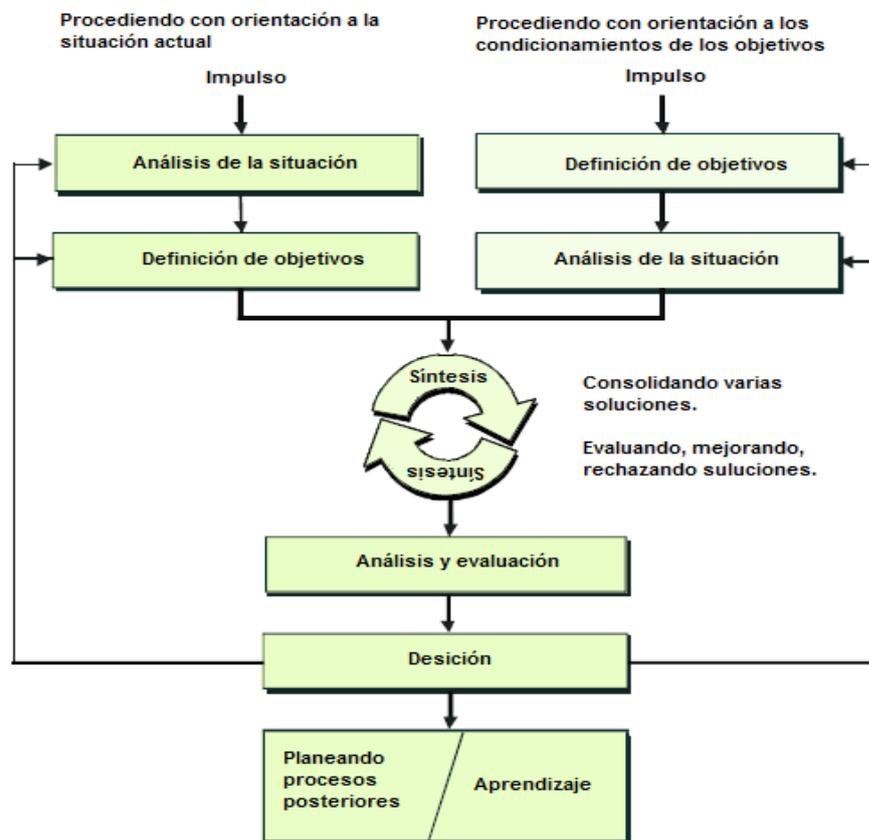


**Figura 22.** Diagrama de interacción entre los subsistemas del Sistema Mecatrónico de Marcha Asistida.

**Diseño específico por áreas:** en este punto cada área de ingeniería es aborda de forma separada, y se centra en un diseño de micro nivel. Se elaboran cálculos y se practican simulaciones, en cada área se practicó lo siguiente:

### El micro nivel

El método de solución de problemas de nivel micro conlleva los siguientes pasos organizados en la figura 23, mismos que se explican a continuación según la perspectiva de (Gausemeier & Moheringer, 2003).



**Figura 23.** Estrategia de resolución de problemas en el micro nivel. (Gausemeier & Moheringer, 2003)

### 3.1. DISEÑO MECÁNICO

Comprende la labor de diseño de piezas, componentes y módulos mecánicos y su comprobación analítica y virtual.

## **Planteamiento de objetivos**

Los objetivos para el subsistema mecánico son los siguientes.

1. Considerando las proporciones antropométricas, debe tener 6 grados de libertad distribuidos conforme la tabla 1 numeral 5, con un máximo de 1 GLD para cada articulación, debido a que solo puede presentarse movimientos de rotación.
2. Las longitudes regulables corresponden a las medidas y desviación estándar presentadas en la tabla 2.
3. Soportar las fuerzas que se produzcan sobre el sistema y una masa de al menos 81 kilogramos.
4. Se han seleccionado actuadores neumáticos de carrera lineal.
5. Los ángulos de desplazamiento de las articulaciones debe ser los especificados en la tabla 1.
6. El armazón debe tener 5 eslabones dispuestos conforme el modelo análogo.
7. El sistema debe estar sujeto a las piernas, muslos, y espalda mediante sujetadores que permitan soportar el peso del usuario y traspasarlo al exoesqueleto.
8. El prototipo debe ajustarse para personas de estatura en un rango de 1,62 a 1,82 metros de estatura correspondiente a los datos de la tabla 2, y 81 kg de peso si se considera el percentil 5 a 95 que aparece en la tabla propuesta por (Palacios, 2015).

## **Síntesis y análisis**

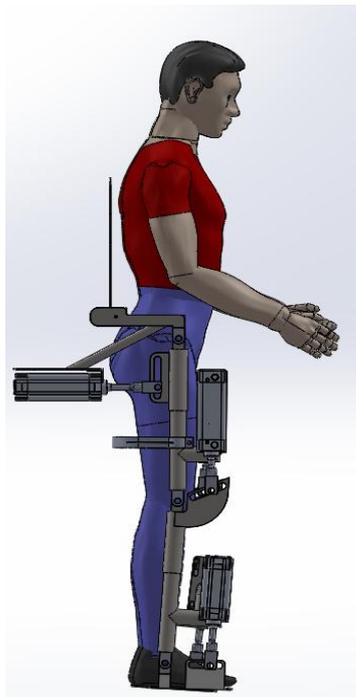
Puesto que el modelo de siete eslabones permite implementar de mejor manera los objetivos planteados, debido a que permite el control independiente de las posiciones angulares de las secciones en el plano sagital con el uso de actuadores para cada articulación, es posible considerar extender las longitudes de las secciones para darle adaptabilidad. Por esto se

considera como un modelo apropiado para el diseño e implementación del exoesqueleto, se ha seleccionado la configuración de la solución que se ilustra la figura 16.

Se modela las articulaciones de la cadera y rodilla como juntas universales con un grado de libertad, las longitudes de las secciones se las definió conforme lo establece la tabla 2, así, la solución queda definida según el diseño de la figura 24.

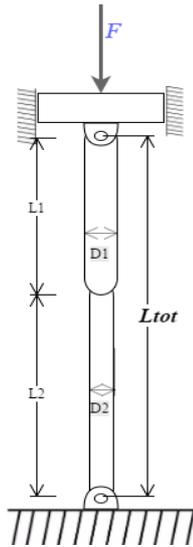
El sistema tiene la capacidad de mover cada articulación de forma independiente gracias a la actuación de los pistones neumáticos.

### Selección del material



**Figura 24.** Configuración del ensamblaje mecánico.  
Se presenta un la configuración con pistones neumáticos y 5 secciones que funcionan según la configuración de siete eslabones.

Asumiendo la secciones rectas análogas al muslo y la canilla como columnas, se procede a con su diseño y la selección del material como sigue.



**Figura 25.** Configuración de columna.

Se puede ver la acción de la fuerza sobre la sección del miembro inferior que actúa como columna

### Columna de diámetro menor

Puesto que se está diseñando una sección extensible se selecciona una configuración de dos tubos con diferente diámetro que embonan uno en otro, en caso de no contar con diámetros apropiados, es importante un proceso de rectificado, con el tubo de diámetro mayor llamado columna 1 ubicado en la parte superior no es extensible, y un tubo de diámetro menor llamado columna 2 que extiende su longitud deslizándose dentro de la columna 1.

Se procede a seleccionar el material requerido para la construcción de la columna vertical tenemos los siguientes datos:

$$L_{tot\ max} = 447mm$$

$$L_{tot\ min} = 397mm$$

$$L_{ext} = L_{tot\ max} - L_{tot\ min} = 50mm$$

Donde  $L_{tot\ max}$  es la longitud máxima y  $L_{tot\ min}$  es la longitud mínima de la misma sección del muslo,  $L_{ext}$  es la longitud extensible de la sección.

Para la columna 1 se selecciona arbitrariamente una longitud de 172mm.

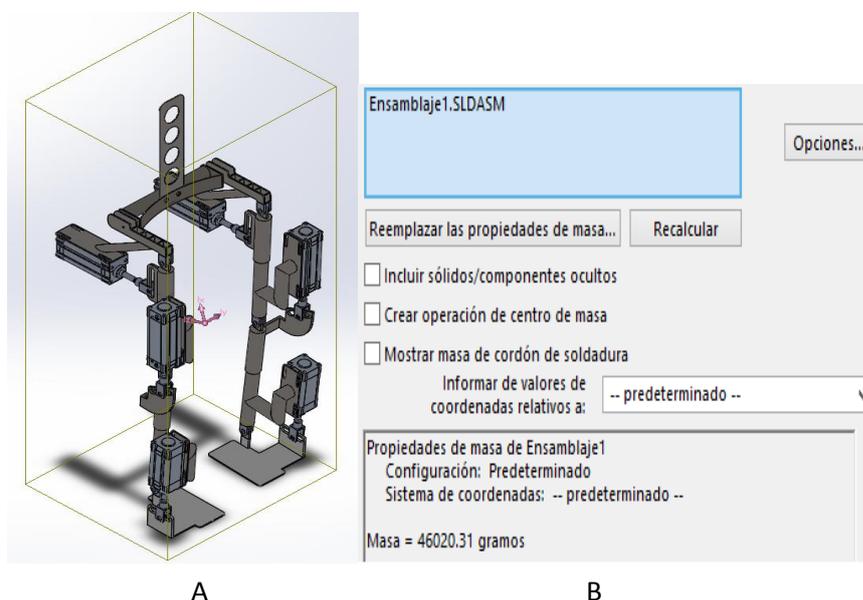
$$L_1 = 172mm$$

$$L_{2max} = L_{tot\ max} - L_1 = 275mm$$

Donde  $L_{2max}$  es la longitud máxima del tubo deslizante de menor diámetro cuando la sección está totalmente extendida. El peso que soporta el diseño corresponde al promedio de una persona el cual es de 81 kg pero se sobredimensiona este valor hasta 100kg y se adiciona el peso que el pre diseño virtual muestra en la figura 26 que mediante Solidworks muestra en la figura 26 es de 45.2 kg.

$$P = 100 \text{ Kgf} + 45.2 \text{ kgf} = 145 \text{ kgf} = 1\,423,9 \text{ Newton}$$

Donde  $P$  es la carga real del sistema.



**Figura 26.** Propiedades físicas del ensamblaje del diseño. A. es el ensamblaje logrado a en el entorno Solidworks. B. Se muestra las propiedades físicas como la masa y el volumen que serían utilizados para los cálculos resistencia del material.

### Análisis de columna recta con carga central

Debemos notar que la estructura se encuentra articulada-articulada, aunque en realidad la base de la articulación superior no está sujeta a la bancada, entonces esta se comportará como una columna empotrada libre por esto se selecciona un valor de constante de sujeción de  $K=2$ .

Longitud de la columna  $L_{2max} = 275mm$  que se procede a calcular corresponden a la longitud máxima del muslo, se tiene los siguientes datos.

$$N = 3$$

$$E = 206 * 10^9 Pa$$

$$F_y = 250 * 10^6 Pa$$

Donde  $E$  es el módulo de elasticidad del acero,  $F_y$  es el límite de fluencia, según la tabla de propiedades mecánicas presentado por (Metaza, 2014), el acero a escoger es un ASTM A569 cédula 80 y  $N$  es el factor de seguridad. El esfuerzo admisible  $F_a$  según el anexo 1 se calcula por tanteo, donde es necesario que la relación de esbeltez  $KL/r$  sea menor que  $C_c$  constante de columna, puesto que la sección trabaja con esfuerzos de flexo compresión,

$$C_c = \sqrt{\frac{2\pi^2 E}{F_y}}$$

$$C_c = 127,535$$

Con un factor de relación de esbeltez  $KL/r = 50$ :

$$F_a = 167,9 MPa$$

$$A_{req} \geq \frac{P}{F_a}$$

$$A_{req} \geq 8,761 * 10^{-6} m^2 = 8.76 mm^2$$

Donde  $A_{req}$  es el área mínima requerida para soportar el esfuerzo admisible.

Según el anexo 2 se selecciona un tubo de acero redondo cédula 80 con las dimensiones:

$$D = 42,2 mm$$

$$e = 3,56 mm$$

$$A = 432,1 mm^2$$

Donde  $D$  es el diámetro externo,  $e$  es el espesor y  $A$  es el área.

Se obtiene el radio de giro  $r$ :

$$r = \frac{\sqrt{D^2 + d^2}}{4}$$

$$r = 10,33 mm$$

Comprobación

$$\frac{KL}{r} = 53,26 \approx 53$$

Por lo que satisface la condición:

$$\frac{KL}{r} \leq C_c$$

$$53 \leq 127,53$$

Según el anexo 1 para una relación de esbeltez  $KL/r=53$

$$F_a = 1679 \frac{kg}{cm^2} = 164,6 MPa$$

$$P_a = A * F_a$$

$$P_a = 67869,518 \text{ Newton}$$

Condición  $P_a > P$

$$67869,5 \text{ Newton} > 1186.604 \text{ Newton} \quad \text{Si satisface.}$$

Se procede a realizar una segunda comprobación.

Considerando

$$\frac{KL}{r} < C_c$$

Se determina que es una columna corta.

Se calcula la carga crítica  $P_{cr}$ :

$$P_{cr} = AF_y \left[ 1 - \frac{F_y \left( \frac{KL}{r} \right)^2}{4\pi^2 E} \right]$$

$$P_{cr} = 94106,13 \text{ Newton}$$

La carga admisible es

$$P_a = \frac{P_{cr}}{N}$$

$$P_a = 31368,7 \text{ Newton}$$

Condición  $P_{cr} > P_a > P_{real}$

94 106,13 Newton  $> P_a = 31\ 368,7$  Newton  $> 1\ 423,9$  Newton

### Esfuerzo de flexión con carga excéntrica

Debido a que la carga admisible planteada en el análisis estático genera un esfuerzo de flexión demasiado grande que excede el límite de fluencia, se concluye que cuando esa carga es aplicada de forma descentrada con una excentricidad de 0.350 m la sección deslizante quedaría deformada permanentemente, entonces es importante determinar una nueva carga admisible mediante interacciones sucesivas, estos valores se muestran a continuación.

$$\sigma_{req} = \frac{NP_a}{A} \left[ 1 + \frac{ec}{r^2} \sec \left( \frac{KL}{2r} \sqrt{\frac{NP_a}{AE}} \right) \right]$$

Donde  $\sigma_{req}$  es el esfuerzo requerido.

$$Y_{max} = e \left[ \sec \left( \frac{KL}{2r} \sqrt{\frac{P}{AE}} \right) \right]$$

Donde  $Y_{max}$  es la deformación máxima,  $e$  es la excentricidad.

**Tabla 3.** Fuerza excéntrica, y deformación máxima para el tubo de diámetro mayor.

$P$	$\sigma_{req}$ (MPa)	$Y_{max}$ (mm)
150	200	2.16
160	213	2.30
170	227	2.45
180	240	2.59
190	254	2.74
200	267	2.88

Debido a que un valor de  $P = 180 \text{ kgf}$  se aproxima al límite de fluencia para este acero, se determina que es la fuerza máxima que el sistema soportará antes de fallar.

### **Columna de diámetro mayor**

Longitud de la columna  $L_1 = 172 \text{ mm}$  corresponden a una longitud fija, se tiene los siguientes datos.

Donde  $E$ ,  $F_y$  y  $N$  son iguales a las empleadas en el cálculo del tubo deslizante, debido a que el diámetro de la columna deslizante es de  $33,4 \text{ mm}$  se selecciona un tubo redondo de acero cédula 40 con las siguientes dimensiones de sección transversal.

$$D = 48,3 \text{ mm}$$

$$e = 3,68 \text{ mm}$$

$$A = 432,1 \text{ mm}^2$$

Por el método de tanteo se estima un valor adimensional de  $KL/r=50$ , cumpliendo con la condición que una columna sometida a pandeo por flexión es siempre modelada como columna corta. Se llega a los mismos valores obtenidos para  $F_a$  según el anexo 1 con  $A_{req}$  y  $P_a$  similares a los de la columna de diámetro menor.

Considerando los materiales disponibles en el mercado presentados en anexo 2, se selecciona un tubo estructural redondo con:

Se obtiene el radio de giro  $r$ :

$$r = \frac{\sqrt{D^2 + d^2}}{4}$$

$$r = 13,7 \text{ mm}$$

Comprobación

$$\frac{KL}{r} = 40,09 \approx 40$$

Según el anexo 1

$$F_a = 1\,816 \frac{kg}{cm^2} = 178,01 MPa$$

$$P_a = A * F_a$$

$$P_a = 79\,918,12 \text{ Newton}$$

Condición  $P_a > P_{real}$

$$79\,918,12 \text{ Newton} > 1\,186.604 \text{ Newton} \Rightarrow \text{Si satisface.}$$

Se realiza una segunda comprobación.

$$C_c = \sqrt{\frac{2\pi^2 E}{F_y}}$$

$$C_c = 127,5$$

Teniendo en cuenta la condición:

$$\frac{KL}{r} < C_c$$

Se puede concluir que se trata de una columna corta.

Se aplica la fórmula de J.B. Johnson para calcular la carga crítica  $P_{cr}$ :

$$P_{cr} = AF_y \left[ 1 - \frac{F_y \left( \frac{KL}{r} \right)^2}{4\pi^2 E} \right]$$

$$P_{cr} = 102\,700,34 \text{ Newton}$$

La carga admisible es

$$P_a = \frac{P_{cr}}{N}$$

$$P_a = 34\,233.447 \text{ Newton}$$

Condición  $P_{cr} > P_a > P_{real}$

$$102\,700.34 \text{ Newton} \geq 34\,233.447 \geq 1\,423.9 \text{ Newton}$$

### Esfuerzo de flexión con carga excéntrica

El efecto de aplicar una carga sobre esta columna con una excentricidad de  $e = 0.350m$  es un esfuerzo que produce un pandeo el cual no debe superar el límite de fluencia, la carga admisible determinada en el análisis estático aplicada con la excentricidad mencionada produce un esfuerzo que supera ampliamente la resistencia de esta columna, se determina la carga máxima de falla por flexión empleando una hoja de cálculo para interactuar con valores de  $P$ .

$$\sigma_{req} = \frac{NP_a}{A} \left[ 1 + \frac{ec}{r^2} \sec \left( \frac{KL}{2r} \sqrt{\frac{NP_a}{AE}} \right) \right]$$

Donde  $\sigma_{req}$  es el esfuerzo requerido con la condición de que  $\sigma_{req} \leq F_y$ .

$$Y_{max} = e \left[ \sec \left( \frac{KL}{2r} \sqrt{\frac{P}{AE}} \right) \right]$$

Donde  $Y_{max}$  es la deformación máxima,  $e$  es la excentricidad.

**Tabla 4.** Fuerza y deformación máxima para el tubo de diámetro mayor.

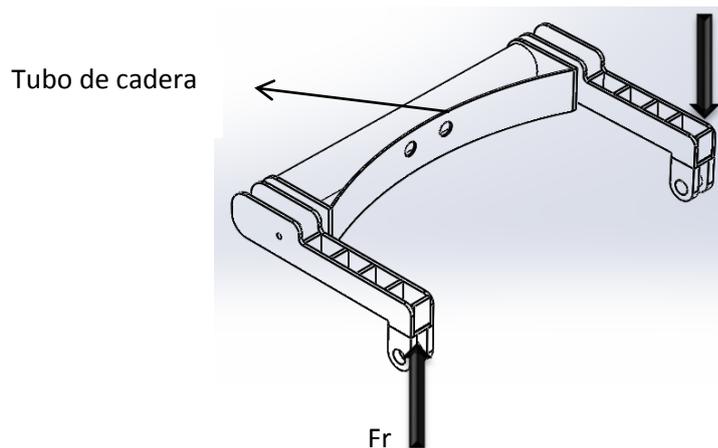
$P$	$\sigma_{req}$	$Y_{max}$
150	137	1.16
160	146	1.24
170	155	1.31
180	164	1.4
190	174	1.47
200	183	1.55
210	192	1.63
220	201	1.71
230	211	1.78
240	220	1.86
250	229	1.94
260	238	1.02
270	247	2.10
280	257	2.18
290	266	2.25
300	275	2.37

Un valor de carga de  $P = 270 \text{ kgf}$  produce un esfuerzo que no supera  $F_y$ , se determina que esta es la fuerza máxima que puede soportar esta sección.

Debido a que la columna deslizante es el elemento más propenso a fallar se toma su carga crítica como la de falla del sistema que es de 180kgf, para este valor la columna de diámetro mayor soportaría el esfuerzo producido por esta con un valor de 164,9 MPa con una deformación de 1,4mm.

### Tubo de cadera

Se pretende que actúe soportando esfuerzo de torsión producido por la aplicación de fuerzas en un extremo produciendo un torcimiento del material, este tendería a deformarlo, el esfuerzo causa una fuerza cortante por torsión, la figura 27 muestra el sistema de fuerzas que actúan sobre este elemento



**Figura 27.** Torsión de tubo de cadera.

Se aprecia las fuerzas que causan la torsión en la cadera,  $F$  es la fuerza generada por la carga, y  $F_r$  es la reacción con igual magnitud pero con sentido opuesto.

Se conoce que la longitud del elemento es  $L = 350 \text{ mm}$  que corresponde a la separación entre las piezas que sujetan a la cadera paralela al plano sagital, que soporta un torque generado por una fuerza de 1423,9 N a una distancia  $dt$  205mm.

El límite de fluencia del material es  $F_y = 250 * 10^6 \text{ Pa}$ , y  $E = 206 * 10^9 \text{ Pa}$ , y se selecciona un factor de seguridad de 3.

En presencia de torques:

$$\tau_{max} = \frac{Fy}{2} = 125 \text{ MPa}$$

Donde  $\tau_{max}$  es el esfuerzo cortante por torsión máximo, es cuando el elemento fallaría de llegarse a rebasar este valor de esfuerzo.

El torque que genera la fuerza mencionada es:

$$T = F * d$$

$$T = 293 \text{ Nm}$$

El esfuerzo de torsión resultante  $\tau$  es:

$$\tau = \frac{T}{Zp}$$

Donde T es el torque, Zp es el módulo de sección polar para un tubo se calcula:

$$Zp = \pi \frac{D^4 + d^4}{16D}$$

Donde D es el diámetro mayor o exterior, d es el diámetro menor o interno. Por disponibilidad de material se selecciona el tubo utilizado para la columna de diámetro menor con sección transversal de:

$$D = 42.2 \text{ mm}$$

$$d = 35.08 \text{ mm}$$

Entonces el esfuerzo total es.

$$\tau = \frac{293.18 \text{ Nm}}{7.71 * 10^{-3} \text{ m}^3} = 38 \text{ Kpa}$$

El esfuerzo cortante por torsión permisible es:

$$\tau_{perm} = \frac{\tau_{max}}{3} = 41 \text{ MPa}$$

Con la condición:

$$\tau_{max} > \tau_{perm} > \tau$$

$$125 \text{ MPa} > 41 \text{ MPa} > 38 \text{ Kpa}$$

Se determina que el elemento es válido para la tarea de contrarrestar la torsión. La deformación es:

$$\theta = \frac{T * L}{J * G}$$

Donde  $\theta$  es la deformación el elemento que actúa como eje. T es el torque, L la longitud del tubo, G el módulo de elasticidad de material en cortante, J es el momento polar de inercia.

El módulo de elasticidad en corte se calcula como sigue:

$$G = \frac{E}{2(1 + \nu)}$$

Donde E es el módulo de elasticidad,  $\nu$  es la relación de poisson que para estos materiales se determina con un valor de 0.27.

$$G = \frac{206 * 10^6 \text{ Pa}}{2(1 + 0.27)} = 81 \text{ GPa}$$

El momento polar de inercia es:

$$J = \pi \frac{D^4 - d^4}{32}$$

$$J = 162 * 10^{-9} \text{ m}^4$$

Entonces la deformación es:

$$\theta = \frac{293.18 \text{ Nm} * 0.350 \text{ m}}{162 * 10^{-9} \text{ m}^4 * 81 \text{ G} \frac{\text{N}}{\text{m}^2}} = 7 * 10^{-3} \text{ rad}$$

Se evidencia que la deformación del elemento es despreciable, por tanto se da como válida la selección.

## CÁLCULOS NEUMÁTICOS

Mediante el siguiente análisis se determina los pistones neumáticos para esto se determina los siguientes datos:

Si se considera el caso extremo en el que cada actuador neumático soporte todo el peso del sistema.

$$F = 150 \text{ kgf} = 1471 \text{ Newton}$$

Donde F es la fuerza operativa del sistema que ejerce sobre cada pistón.

$$P = 100 \text{ psi} = 68\,9476 \frac{\text{Newton}}{\text{m}^2}$$

Encontramos el área efectiva necesaria

$$A = \frac{F}{P}$$

Donde A es el área efectiva

$$A = \frac{1\,471 \text{ Newton}}{68\,9476 \frac{\text{Newton}}{\text{m}^2}}$$

$$A = 21,34 \text{ cm}^2$$

Puesto que se requiere pistones de doble efecto, se considera el área que genera la fuerza de retorno como la de interés dado que el área menor en un cilindro de este tipo.

$$A_{\text{retroceso}} = \frac{\pi(D_b^2 - D_v^2)}{4}$$

$$A_{\text{retroceso}} = 17.62 \text{ cm}$$

Donde  $D_b$  es el Diámetro interno del embolo,  $D_v$  diámetro del vástago.

Entonces es necesario seleccionar un pistón tipo FVBC en la marca E.MC con un radio interno de 63mm, si seleccionamos un diámetro de vástago de 16 mm.

Por lo que el área en retroceso es mayor que el área crítica se seleccionan las medidas indicadas.

## Caudal

El sistema está desarrollado para funcionar a bajas velocidades según (Willems, Schepens, & Detrenbleur, 2012). Esto corresponde a máximo 2m/s, considerando el caso crítico en el que todos los cilindros se deslicen hacia adelante, es decir que utilicen el área efectiva y volumen máximos.

## Consumo de aire

$$Q_n = 1,41 \left( \frac{\pi * D^2 * L * N_c (P_t + 1,013)}{4 * 10^6} \right) \left[ \frac{L}{min} \right]$$

Donde  $Q_n$  es el consumo de aire medido en Litro/minuto en un pistón,  $D$  es el diámetro del embolo,  $L$  longitud de la carrera,  $N_c$  es el número de repeticiones por minuto, considere el avance y el retroceso como dos repeticiones,  $P_t$  la presión de trabajo.

Si a la fórmula anterior se le reemplaza el número de ciclos por minuto ( $N_c$ ), por el número de repeticiones para cualquier tiempo ( $NC$ ), entonces:

$$Q_n = 1,41 \left( \frac{\pi * D^2 * L * NC (P_t + 1,013)}{4 * 10^6} \right) [L]$$

Para los cilindros de 100 mm de carrera:

Consumo de aire 6.87 L por pistón, total  $Q_{n1} = 27.5$  L

Para los cilindros de 50 mm de carrera:

Consumo de aire 3.44 L, por pistón, total  $Q_{n2} = 6.87$  L

El consumo de aire del sistema en un ciclo es de  $Q_n = 34.34$  L

El número de repeticiones máximo para una caminata de baja velocidad, 2km/h se determina como sigue:

Se considera el tamaño mínimo ajustable del sistema es decir con las longitudes de muslo y canilla mínimas, puesto que la longitud de zancada es menor y se necesitará más ciclos para cubrir la misma distancia, se toma como referencia el 50% del ciclo de la marcha puesto que es el instante en el

que la zancada es mayor esto se muestra en la figura 28 y 29, para definir la longitud como suma de vectores.

Se determina la distancia de zancada como la suma de vectores

$$\vec{L1} = \vec{j}L1$$

$$\vec{L2} = \vec{i}\cos(85^\circ)L2 + \vec{j}\sin(85^\circ)L2$$

$$\vec{L3} = \vec{i}\cos(85^\circ)L3 + \vec{j}\sin(85^\circ)L3$$

$$\vec{L4} = \vec{i}\sin(25^\circ)L4 - \vec{j}\cos(25^\circ)L4$$

$$\vec{L5} = \vec{i}\sin(25^\circ)L5 - \vec{j}\cos(25^\circ)L5$$

$$\vec{L6} = -\vec{j}L6$$

$$\begin{aligned} \vec{R} = & \vec{i}(\cos(85^\circ)L2 + \cos(85^\circ)L3 + \sin(25^\circ)L4 + \sin(25^\circ)L5) \\ & + \vec{j}(L1 + \vec{j}\sin(85^\circ)L2 + \sin(85^\circ)L3 - \cos(25^\circ)L4 - \cos(25^\circ)L5 \\ & - L6) \end{aligned}$$

$$\vec{R} = \vec{i}405,7 + \vec{j}71,55[mm]$$

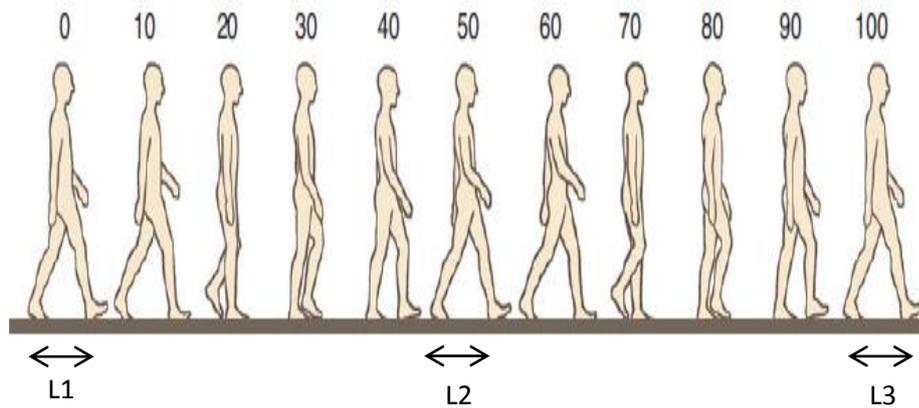
Donde las componentes en i corresponden a la longitud del pazo y el componente j es el levantamiento del tobillo para que se produzca el impulso.

Entonces la longitud del ciclo corresponde al triple de la longitud del paso para cada pierna como lo muestra la figura 28.

$$L_{ciclo} = 1.25m$$

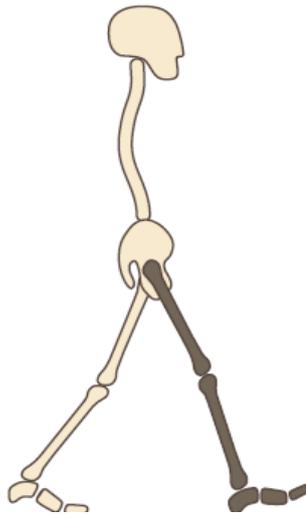
Para alcanzar una velocidad de marcha de 2 Km/h, la cantidad de ciclos  $N_{ciclos}$  que deber realizarse son:

$$N_{ciclos} = \frac{2 \frac{Km}{h}}{\frac{1.25m}{60 min}} = 26.6 \frac{ciclos}{min}$$



**Figura 28.** Longitudes de las zancadas.

- A. Instante de mayor longitud de zancada, es donde se termina la fase de balanceo para la extremidad de referencia y comienza la de la otra extremidad.  
 B. se aprecia que la longitud total del ciclo corresponde al triple de la longitud de cada zancada. (Willems, Schepens, & Detrenbleur, 2012)



**Figura 29.** Longitud máxima de zanca.

Se aprecia la longitud mayor alcanzada al 0%, 50% y 100 % del ciclo de marcha.

Para alcanzar la velocidad máxima con el diseño planteado, es necesario proporcionar al sistema la cantidad de aire siguiente:

$$C_{a2km/h} = 26.6 \frac{\text{ciclos}}{\text{min}} * 34.34 L = 915.73 \frac{L}{\text{min}}$$

Donde  $C_{a2km/h}$  es el consumo de aire a 2 Km/h.

Para calcular la velocidad de marcha que se puede dar con un compresor estándar se procede de la siguiente forma.

La cantidad de aire que entrega un compresor estándar es de 3CFM (CFM = pie cúbico por minuto) con una presión de trabajo de  $P_t=100\text{psi}=6,9\text{bar}$ , entonces el número de carreras que se puede dar con los pistones seleccionados por minuto es:

$$Q_{n \text{ compresor}} = 3 \text{ CFM} * 0.7 = 59.4 \frac{L}{\text{min}}$$

Donde  $Q_{n \text{ compresor}}$  es la cantidad de aire entregada por el compresor con un factor de seguridad de 30%.

$$N_{\text{max ciclos}} = \frac{59.4 \frac{L}{\text{min}}}{34.34 \frac{L}{\text{min}}} = 1.7 \text{ ciclos}$$

Donde  $N_{\text{max ciclos}}$  es el número máximo de ciclos que se daría con un compresor estándar.

### 3.1.1. ANÁLISIS VIRTUAL DE ESFUERZOS Y DEFORMACIONES

Se procede con un análisis virtual de las piezas estructurales que intervienen en el sistema con el propósito de verificar el comportamiento de cada elemento mecánico que interviene, se emplea una fuerza equivalente a **34233.4 N** correspondiente a la carga admisible calculada, se plantea un estudio estático puesto que los conceptos cinéticos quedan inaplicables en este tipo de movimiento, así se propone identificar la respuesta de los materiales a la aplicación de cargas y determinar las deformaciones y posibles fallas antes de que ocurran, este estudio se lo realiza empleando la herramienta de simulación que se encuentra dentro del entorno de Solidworks, siguiendo el procedimiento descrito en el centro de ayuda online de este programa.

Las librerías de materiales del entorno SolidWorks no contemplan las características del acero ASTM A569, por lo que se personaliza un material

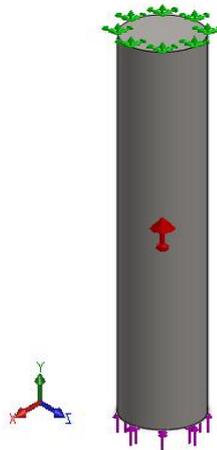
nuevo con los valores y características mecánicas correspondientes, así en la tabla 5 se presta las características con las que se ha realizado el estudio.

**Tabla 5.** Características del material para el tubo deslizante.

<b>Nombre:</b>	ASTM A500 Acero Personalizado
<b>Tipo de modelo:</b>	Isotrópico elástico lineal
<b>Límite elástico:</b>	2.5e+008 N/m <sup>2</sup>
<b>Módulo elástico:</b>	2e+011 N/m <sup>2</sup>
<b>Densidad:</b>	7850 kg/m <sup>3</sup>

### Tubo deslizante

Configurando un análisis de malla con los parámetros que apresen en la figura 30 y las características de material de la tabla 3 se llega a los siguientes resultados, presentados en el sistema de unidades métrico internacional. Con esto se busca validar el diseño y anticipar fallas estructurales por las fuerzas que se ejercen sobre cada uno.



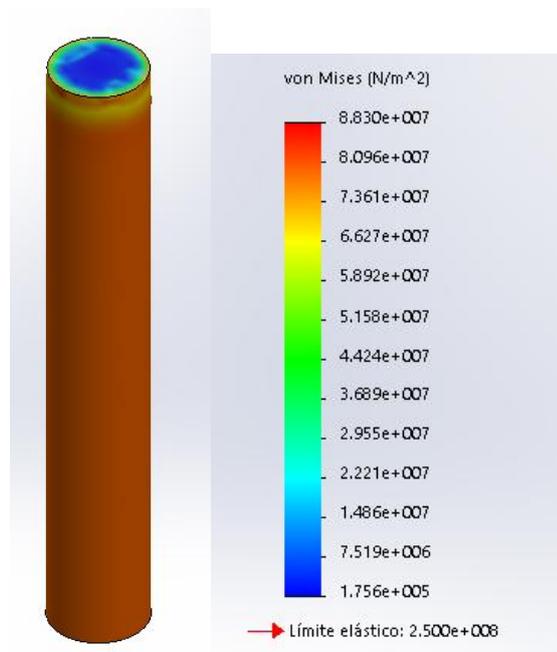
**Figura 30.** Análisis estático tubo deslizante.

Se aprecia la configuración de las sujeciones y el centro de masa donde actúa fuerza de gravedad y las fuerzas ejercidas por el sistema sobre el miembro, se considera la pieza como una columna.

Los resultados que presenta el programa en las figuras 31,32 y 33. Según la figura 31 se dice que ninguna zona del elemento alcanza el límite de Von

Mises o límite de fallo elástico, lo que significa que la resistencia a la compresión se da de forma distribuida a través de todo el elemento.

Se puede decir que su operación estará libre de fallas por compresión, lo que significa que puede trabajar bajo las condiciones que se han especificado.

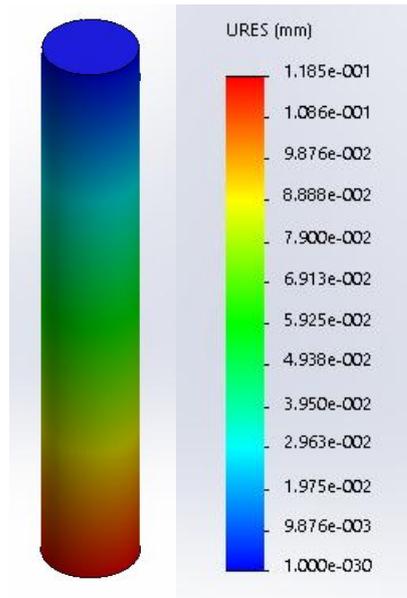


**Figura 31.** Tensiones de Von Mises.

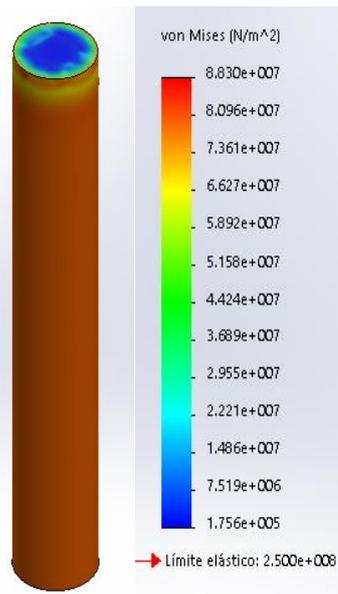
Se puede ver que el modelo no tiene puntos donde el valor de falla elástica es alcanzado, las tensiones que pueden producir fallas en el elemento deformando de manera irreversible.

En la figura 32 se presenta el resultado de los desplazamientos del elemento con relación al sistema general de coordenadas cartesiano, como efecto de la compresión debida a la aplicación de una fuerza, se evidencia que estas son mínimas por lo tanto despreciables, sus efectos en la operación del sistema no son considerables.

La figura 33 presenta el resultado de las deformaciones unitarias, se dice que la totalidad del elemento soporta el fenómeno de aplastamiento por la compresión que efectúa la fuerza y deformaciones mínimas en el material. Podemos concluir que el elemento no fallará con las cargas de 1186.06 Newton por lo tanto se considera como un diseño válido,



**Figura 32.** Desplazamientos del tubo deslizando. Nos muestra los desplazamientos en varias zonas del elemento como consecuencia de la aplicación de fuerzas sobre el elemento.



**Figura 33.** Deformaciones estáticas del tubo deslizando. Se puede ver las deformaciones estáticas alcanzadas para el elemento.

### Tubo estático

Configurando un análisis de malla con la configuración que con los parámetros que se aprecian en la figura 34 y las características de material de la tabla 3.

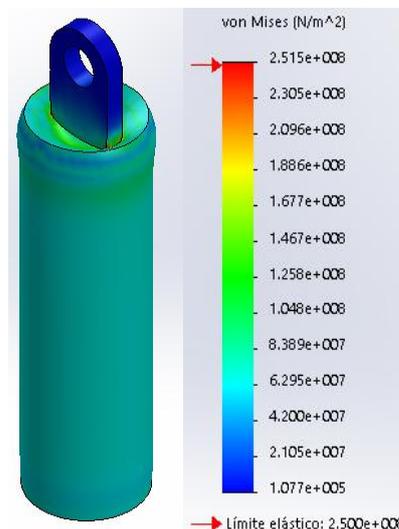


**Figura 34.** Análisis estático tubo estático.  
Se aprecia la configuración de las sujeciones y el punto donde actúa fuerza de gravedad y las fuerzas ejercidas por el sistema, se considera la pieza como una columna.

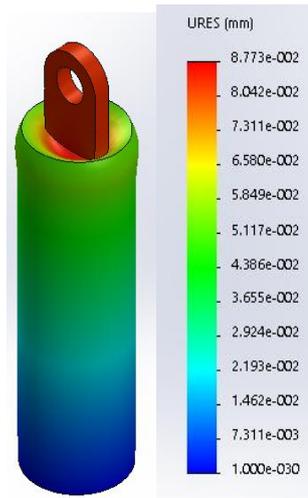
En la figura 35 se presenta las tensiones de Von Mises, que nos indica las tensiones de fallo estático cuando alcanza el límite de recuperación elástica, es decir antes de que el material se deforme permanentemente, se puede ver el efecto del aplastamiento y que este se encuentra lejos del límite permisible.

La figura 36 ilustra los desplazamientos que sufre el material como producto de la fuerza aplicada.

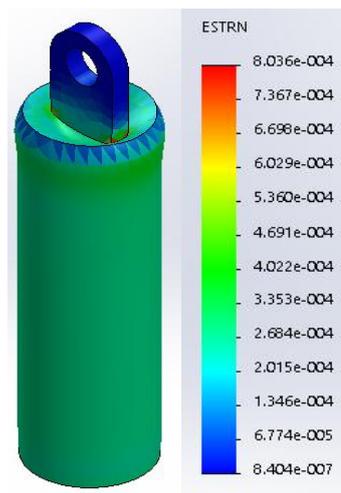
La figura 37 indica la deformación unitaria en el miembro.



**Figura 35.** Tensiones de Von Mises para el tubo exterior.  
Se aprecia que las tensiones presentes en el tubo no alcanzan los valores de falla.



**Figura 36.** Desplazamientos para el tubo exterior.  
Se puede ver donde hay mayor desplazamiento dentro del elemento, también que estos son despreciables.



**Figura 37.** Deformaciones unitarias para el tubo deslizante.  
Se puede observar que en donde se da mayormente las deformaciones unitarias.

Por lo expuesto, se dice que el diseño es válido, esto permite generar los planos para la manufactura del módulo mecánico, estos se presentan en el anexo para las condiciones que se han especificado en el anexo 3.

### 3.2. DISEÑO ELECTRÓNICO

Consiste en modelar mediante software un diseño que permita operar los actuadores y accionar el circuito electro neumático, transmitir señales de

control desde la unidad de control, llevar los pulsos enviados por los sensores de posición y alimentar con energía el sistema,

### **Planteamiento de objetivos**

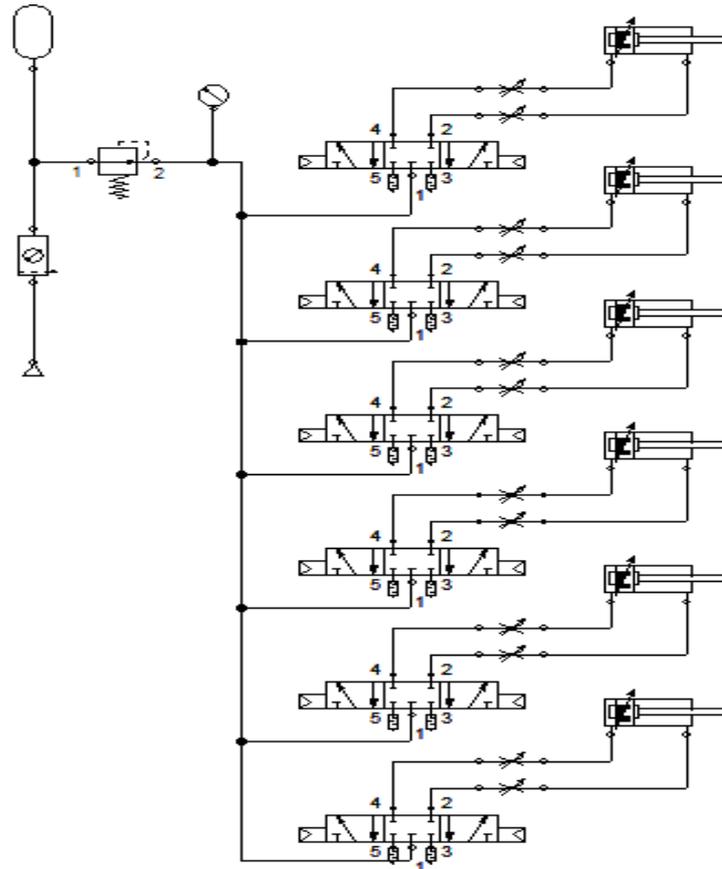
1. Censar la posición de los actuadores mediante sensores magnéticos.
2. Transmitir las señales de posición hasta el PLC
3. Transmitir las señales de control hasta las electroválvulas.
4. Proveer energía eléctrica al sistema.

#### **3.2.1.DISEÑO ELECTRO NEUMÁTICO**

El sistema electro neumático nos provee de la potencia y presión de aire necesario para accionar los actuator lineales de doble efecto, el sistema consta de una fuente de aire (compresor), una unidad de mantenimiento FLR, un medidor de presión, seis electroválvulas de cinco conductos y tres posiciones, doce estranguladores de caudal, cuatro cilindros FVBC 63X100 y dos cilindros FVBC 63X50 en los dos casos cuenta con amortiguador regulable y vástago de 16 mm con rosca M16X1.5, que soportan una presión nominal de 0.9 MPa, con esto se garantiza que el circuito está en capacidad de operar sin problemas.

El empleo de válvulas de bobina electro magnéticamente accionados, permiten también el control del paso de aire del sistema por parte de la unidad de control (PLC) considerando las rutinas de programación ejecutadas tomando la información que envían los sensores magnéticos colocados en la carcasa del cilindro neumático, estos envían señales digitales cuando detectan un campo magnético producido por el material imantado de la base del émbolo, la figura 38 muestra el esquema del circuito electroneumático.

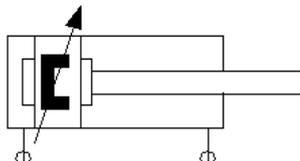
Se utiliza conducto flexible de 6mm, y uniones de 1/8 NPT a 6mm. A excepción de la alimentación del aire del distribuidor que tiene conducto de ½ pulgada para abastecer suficiente aire al sistema.



**Figura 38.** Circuito electro neumático.

Se muestra el esquema de distribución de los actuadores neumáticos para cada articulación, y el circuito neumático del sistema diseñado en FluidSIM.

Se puede utilizar un sistema de compresión (figura 39), con 5.3 CFM, de capacidad a 115 psi de presión, esta distribución de equipos permite la regulación manual del caudal de aire mediante el uso de válvulas estranguladoras de caudal, esto permite controlar el avance del pistón sin perjudicar la fuerza de empuje.

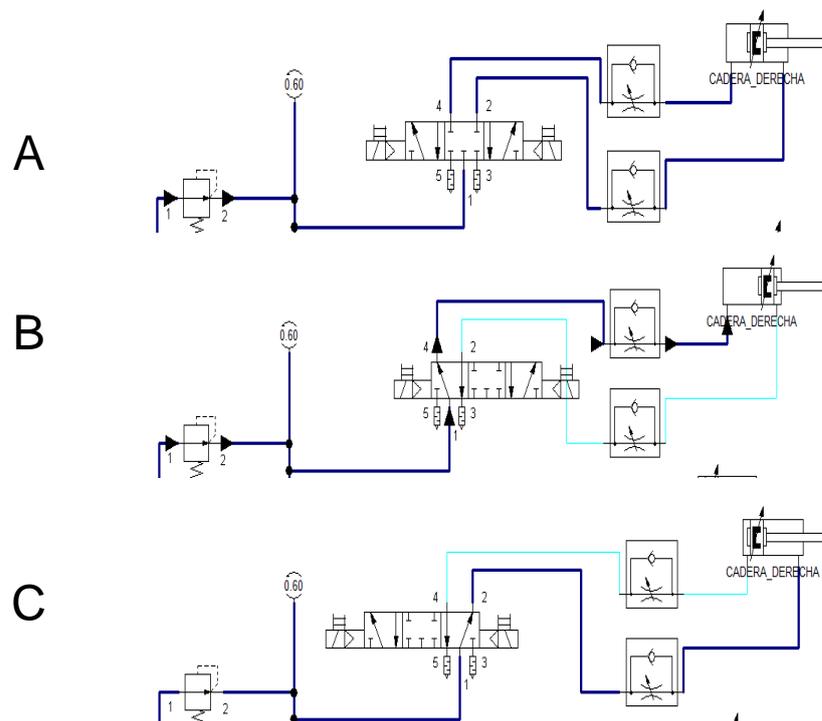


**Figura 39.** Cilindro neumático de doble efecto.

Se muestra el símbolo del cilindro FVBC 63X50 y 63x100, este equipo genera movimiento lineal con fuerza proporcional a la presión de aire. Se observan marcas (A, B, C, D, E) correspondientes a las posiciones de los sensores magnéticos montados sobre el elemento.

## Condiciones de funcionamiento

El circuito neumático figura 40, está controlado por el PLC, que envía señales de control a las válvulas 5/3 seleccionando la posición necesaria según los sensores de posición magnéticos montados sobre el cilindro, de esta manera se logra posicionar el vástago en el lugar preciso conforme se requiere, de esta manera se puede establecer posiciones angulares en la articulación deseada para que se produzca la marcha.



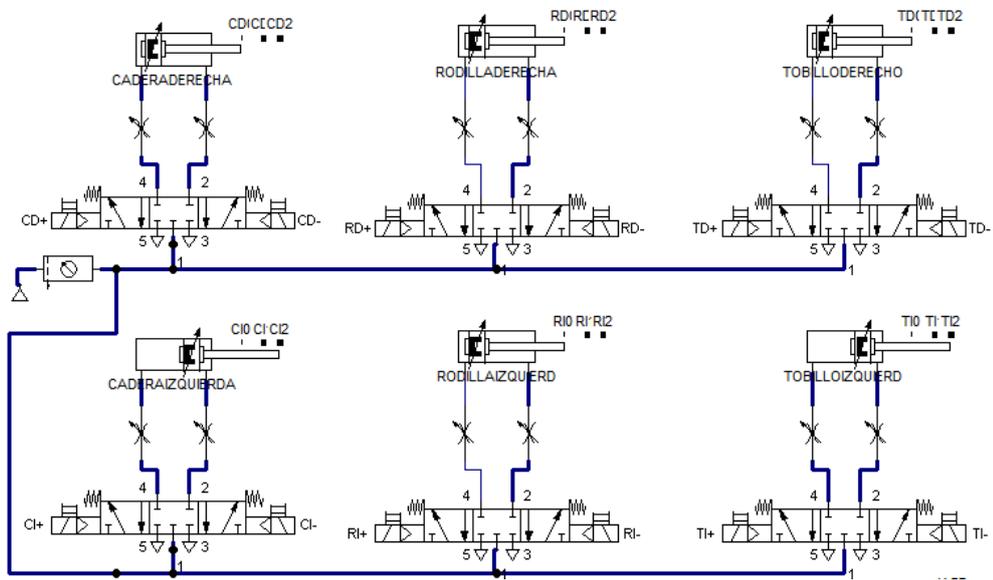
**Figura 40.** Funcionamiento de una válvula 5/3.

- A. estado de bloqueo, no se permite la entrada ni la salida de aire por tanto el vástago se encuentra en equilibrio en una posición fija.
- B. estado de avance, la válvula permite la entrada de aire al cilindro neumático, se produce un desplazamiento del pistón.
- C. estado de retroceso, el ingreso de aire al actuador se produce delante del embolo, como consecuencia este retrocede junto con el vástago.

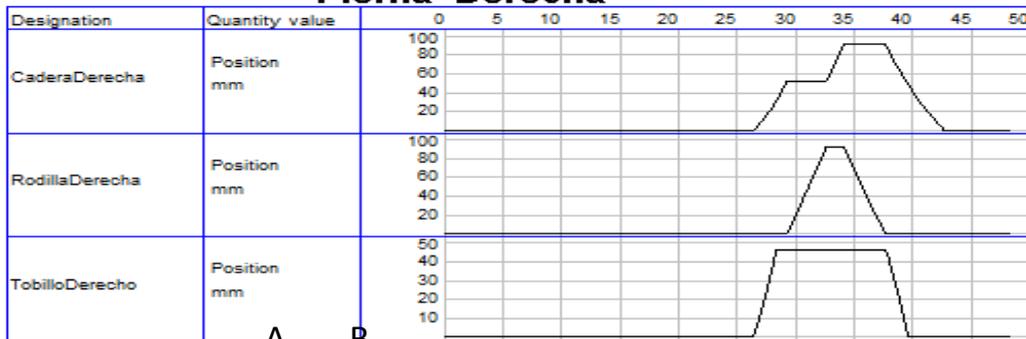
La velocidad de operación del sistema debe ser regulada manualmente, es importante calibrar el caudal del aire para que la reacción del vástago no sea violenta, es decir que se produzcan velocidades que pueden resultar perjudiciales para el paciente, además puede salir del área de influencia del sensor magnético, lo que causaría que se pueda perder la secuencia de la

rutina y una discordancia con el sensor correspondiente. La figura 41 muestra el posicionamiento de los cilindros empleando válvulas 5/3.

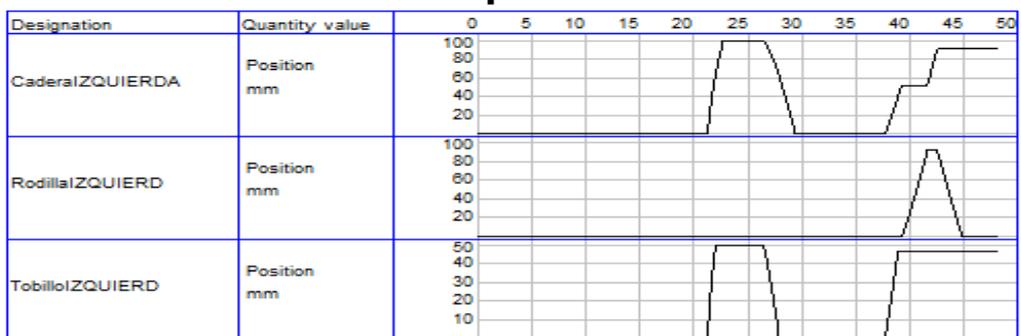
### Sistema Mecatrónico de Marcha asisitida



#### Pierna Derecha



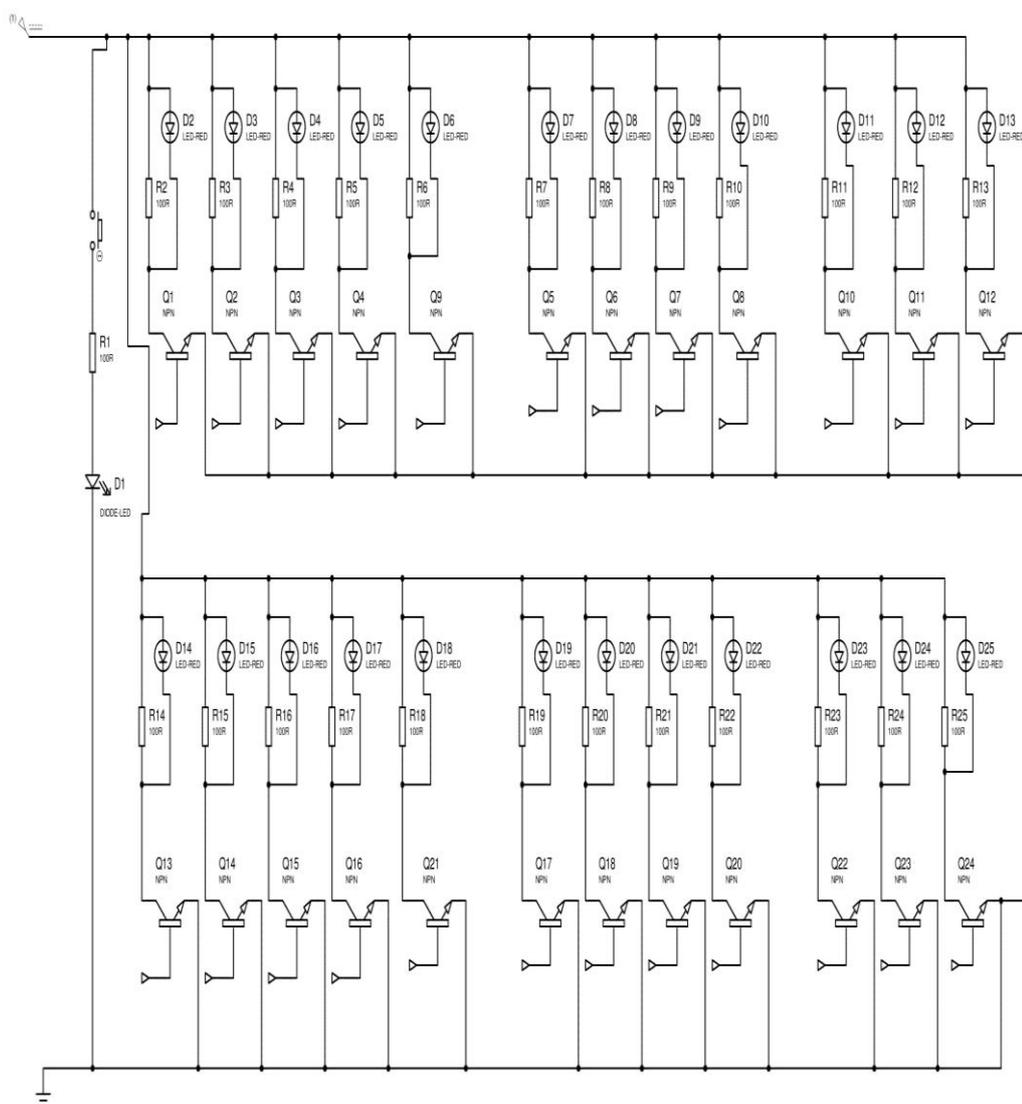
#### Pierna Izquierda



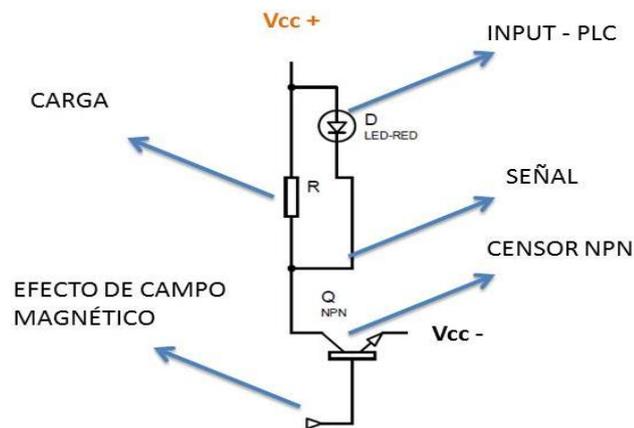
**Figura 41.** Funcionamiento general del sistema electro neumático. Se puede ver que el uso de las válvulas distribuidoras 5/3 con accionamiento eléctrico permite posicionar los pistones en diferentes longitudes de carrera. A configuración del circuito neumático de fuerza. B. desplazamientos de los pistones dependiendo del estado de la válvula en función del tiempo.

### 3.2.2. ADQUISICIÓN DE SEÑALES

Comprende el circuito que censa la posición del vástago magnético del pistón, este se compone de un sensor de campo electromagnético tipo NPN, en este caso de la marca EM-C serie HX-31N, en la figura 42, se puede apreciar el esquema de conexiones de estos sensores, modelados por un transistor NPN genérico. También se aprecia un pulsador que tiene la función de entregar una señal eléctrica que el controlador reconoce como una petición de parada. Que sería accionada por el paciente, en la figura 43 se puede apreciar la simbología que se utiliza.



**Figura 42.** Circuito de detección de posición de un pistón. Se puede ver como se conectan los sensores para detectar la ubicación del el embolo magnético del pistón FVBC 63-X.



**Figura 43.** Simbología utilizada en el circuito de sensado.

El diodo representa la entrada del módulo de ingreso de señales digitales del PLC. La resistencia R corresponde a la carga equivalente a la entrada del PLC. El transistor representa al sensor de efecto magnético. Y la etiqueta conectada con la base corresponde al campo mismo.

### 3.3. DISEÑO DE CONTROL

#### Planteamiento de objetivos

1. Se necesita un controlador robusto que soporte el uso diario y por parte del personal sin capacitación técnica, que garantice la integridad y el funcionamiento de los equipos.
2. Que permita la interacción del usuario (terapista) y el sistema, mediante el uso de una pantalla táctil.
3. El sistema de control debe poder hacer el conteo de los pasos y el control de tiempos.
4. El sistema tiene dos modos de uso, el primero el estado estacionario, el segundo la marcha.
5. Se requieren dos modos de funcionamiento, un manual y un automático.

**Modo manual:** el terapeuta selecciona la articulación manualmente mueve las articulaciones presionando botones en la pantalla del HMI.

Modo automático: El terapeuta selecciona el número de ciclos de caminata, el sistema entra en el inicio antes del ciclo de marcha tabla 1, pasa al ciclo de la marcha tabla 2, al finalizar el ciclo entra en el Finalizar tabla 3.

En todos los casos:

Se debe observar las tablas 6, 7, 8 y la figura 44 para programar las rutinas que el controlador debe ejecutar.

El paciente tiene un botón de parada a su disposición para pausar la operación del sistema, en la pantalla aparece un botón que detiene la ejecución de la rutina y reinicia los valores a cero, esto permite al encargado de la terapia ajustar inspeccionar y tomar decisiones sobre la marcha.

**Tabla 6.** Inicio previo al ciclo de marcha

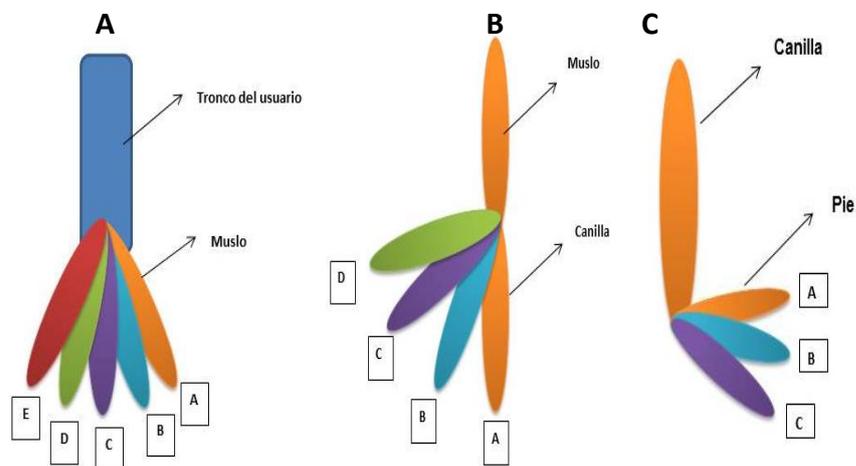
Porcentaje del tiempo de ciclo	0%	30%	60%	100%
Articulación				
MUSLO DERECHO	C	B	A	A
MUSLO IZQUIERDO	C	C	D	E
CANILLA DERECHA	A	D	B	A
CANILLA IZQUIERDA	A	A	A	B
PIE DERECHO	B	B	B	A
PIE IZQUIERDO	B	B	B	C

**Tabla 7.** Posiciones de las articulaciones de la marcha.

& del tiempo de ciclo	0%	15%	25%	40%	50%	65%	75%	90%	100%-0%
Articulación									
MUSLO DERECHO	A	B	C	D	E	D	B	A	A
MUSLO IZQUIERDO	E	D	B	A	A	B	C	D	E
CANILLA DERECHA	A	B	A	A	B	C	D	B	A
CANILLA IZQUIERDA	B	C	D	B	A	B	A	A	B
PIE DERECHO	A	B	B	B	C	C	B	B	A
PIE IZQUIERDO	C	C	B	B	A	B	B	B	C

**Tabla 8.** Finalizar luego del ciclo de marcha

Porcentaje del tiempo de ciclo	0%	30%	60%	100%
Articulación				
MUSLO DERECHO	A	B	C	A
MUSLO IZQUIERDO	E	D	B	A
CANILLA DERECHA	A	B	A	A
CANILLA IZQUIERDA	B	C	D	A
PIE DERECHO	A	B	B	B
PIE IZQUIERDO	C	C	B	B



**Figura 44.** Posiciones de las articulaciones de la órtesis. Se aprecia las posiciones que asume cada sección de la extremidad inferior durante la marcha normal.

La tabla 9 muestra el recorrido del vástago en mm para que se produzcan los giros angulares necesarios.

**Tabla 9.** Recorrido del bástado en mm.

Posición	A (1)	B (2)	C (3)	D (4)	E (5)
Articulación					
Cadera	100	64	31	18	0
Rodilla	100	55	24	0	
Tobillo	50	25	0		

**Selección del controlador.** Para el control del proyecto se empleará un controlador lógico programable, debido a sus ventajas, si tenemos en cuenta la situación del proyecto donde se prioriza la precisión, seguridad y velocidad de procesamiento.

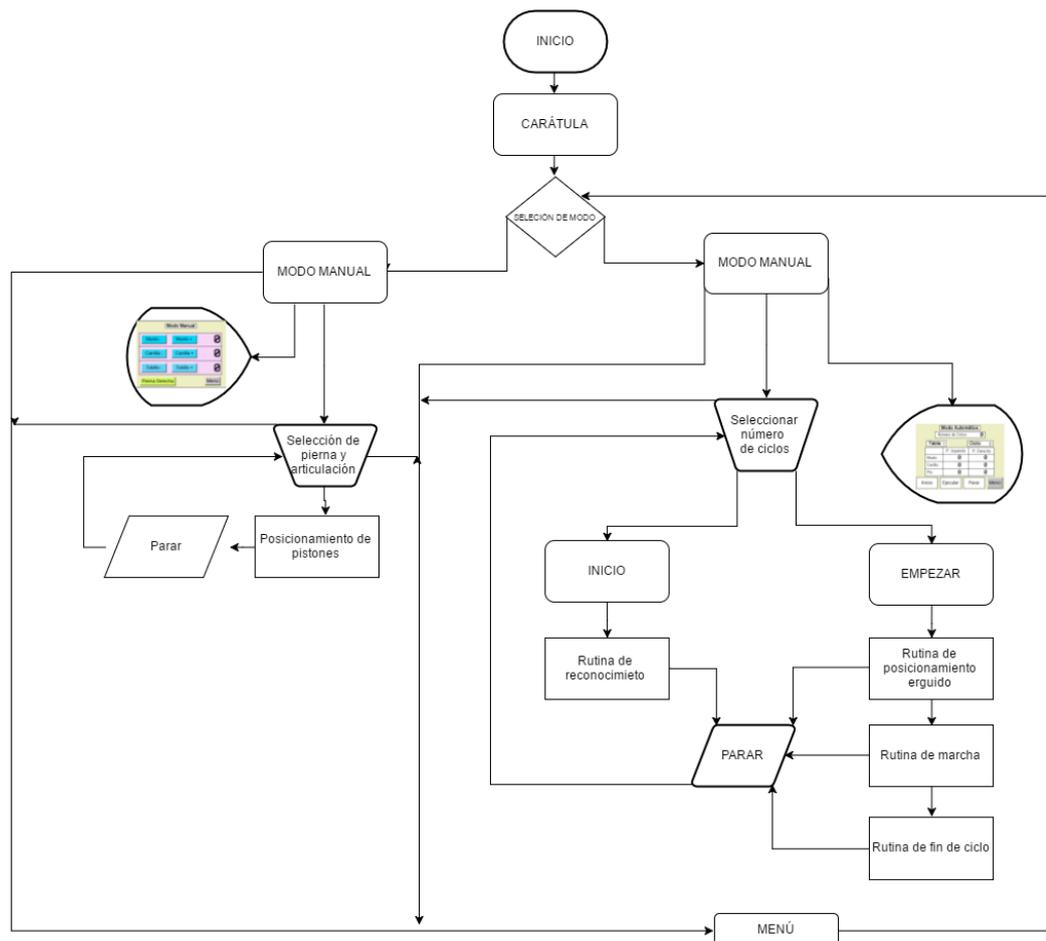
- Tiene un diseño de hardware robusto e integral y con normativa industrial que lo protege contra las condiciones ambientales, fallas del equipo, riesgo eléctrico para el cliente, en contraposición con un microcontrolador que requiere periodos de pruebas, correcciones, cálculos y diseños para validar su funcionamiento además de una importante cantidad de horas de trabajo profesional.
- Cuentan con certificación CE y UL que garantizan la calidad de los materiales bajo estándares europeos y estadounidenses.
- Se emplea un sistema con un hardware integrado que evita el diseño de programas para el control, además de software amigable para su programación.
- Tiene una pantalla táctil integrada que facilita el control del equipo y permite al terapeuta hacer el seguimiento en tiempo real de las rutinas y la evolución de la sesión de terapia, permite mostrar imágenes y presenta múltiples idiomas que lo hacen más amigable.
- Tiene información técnica disponible y manuales de usuario que facilitan su operación y corrección de errores en caso de que ocurran.
- Es modular y reprogramable, lo que permite añadir módulos de expansión tanto para salidas y entradas análogas como digitales para controlar y censar un mayor número de variables que se pueden incluir en posteriores diseños del sistema.

Por lo expuesto se considera apropiado seleccionar un PLC de la marca Renu serie FP4057.

### 3.3.1.PROGRAMA

La programación del PLC se lo realiza en el software que provee Renu Electronics versión 2.31. Compatible con el equipo (PLC) Flexipanel FP4057. El lenguaje de programación empleado es LADDER (Lógica de contactores).

Según el diagrama de flujo presentado en la figura 45, las rutinas del programa son las siguientes:

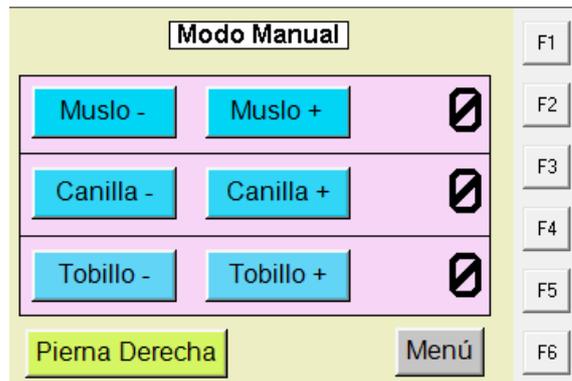


**Figura 45.** Diagrama de flujo del programa.

Se puede apreciar la estructura básica del programa, este cumple con los objetivos del diseño de control.

1. Modo manual: El modo manual permite seleccionar una extremidad (pierna derecha o pierna izquierda), figura 46, y mover independientemente las articulaciones, hacia atrás o adelante, al presionar el botón más (+) o menos (-), según se desea mover cada sección del cuerpo (muslo, canilla o tobillo). La correspondiente pantalla

se presenta en la figura 46, esta función permite un breve diagnóstico del paciente, para conocer su grado de resistencia al giro de la rodilla, este se completa con el modo 3 en el cual se selecciona las posiciones límite tanto delantera como posterior y el número de repeticiones para ejecutarlos automáticamente.



**Figura 46.** Modo manual.

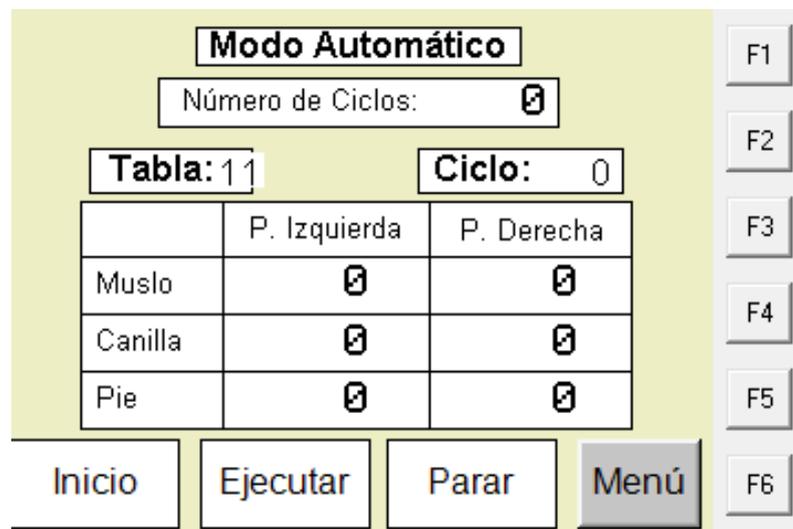
Permite cambiar de extremidad pulsando sobre el botón amarillo, los botones con signo + y - permiten generar avance y retroceso correspondiente según la articulación que se nombra.

Los botones muslo, canilla y tobillo permiten mover manualmente la articulación relacionada con esa sección del cuerpo, así el botón muslo mueve la articulación de la cadera, la canilla, mueve la rodilla, y el tobillo la articulación homónima.

2. El modo automático figura 47 permite que el sistema realice movimientos de bipedestación automáticamente, para esto se vale de 4 sub rutinas que son:
  - a. Reconocimiento de las posiciones de los pistones, el sistema retrae los pistones hasta la última posición donde se ubica el sensor más distante, esto permite que el sistema opere de forma ordenada según lo establecido en la figura 44, esto se realiza de forma automática, y sin que el paciente lleve colocado el exoesqueleto.
  - b. Posición erguida, es la preparación previa a la bipedestación propiamente dicha, esta rutina permite que se coloque el exoesqueleto al paciente. Esto se realiza conforme la tabla 6.

- c. Marcha, es el movimiento de caminata propiamente dicha, el sistema realiza movimiento de caminata según el itinerario presentado en la tabla 7, esta etapa del programa permite movimientos alternados, periódicos en cada pierna, según los parámetros ingresados.
- d. Finalización de la marcha, se ejecuta de forma automática y permite que el equipo regrese a una posición erguida que facilita que el paciente se retire el exoesqueleto, esta rutina se efectúa según la tabla 8.

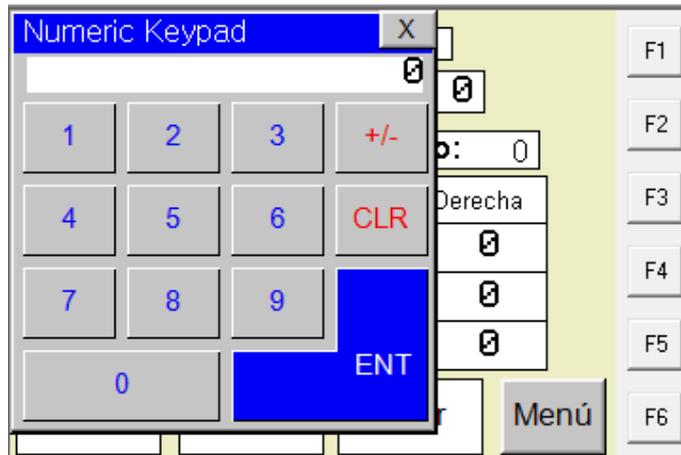
La correspondiente pantalla se aprecia en la figura:



**Figura 47.** Modo automático.

Se muestra la pantalla de este modo de funcionamiento. Se puede establecer el número de ciclos, el botón inicio reconoce las posiciones de los sensores, el botón ejecutar empieza con las rutinas de las tablas 6,7 y 8, el botón parar pone pausa a la ejecución, también se puede regresar a menú principal con el botón del mismo nombre. El resto de elementos muestran la posición del correspondiente pistón.

En la sección de Número de Ciclos, se puede seleccionar la cantidad de ciclos de marcha, el botón inicio permite que el exoesqueleto se coloque en posición erguida para que el paciente se lo coloque, el botón ejecutar inicia el ciclo de marcha, el botón parar pone pausa a la caminata, el botón menú retorna al menú principal. La figura 48 muestra la pantalla de selección de número de ciclos.



**Figura 48.** Selección de ciclos.  
Se muestra la pantalla que permite la selección de parámetros según el criterio del terapeuta.

La sección Número de Ciclos, permite seleccionar el número de repeticiones de flexión y extensión de un ciclo de marcha, el tiempo de ejecución del ciclo está determinado por la presión y el caudal que ingresan a los actuadores.

Una vez establecidos los parámetros, en la pantalla principal, el botón Empezar, ejecuta los la subrutina, el botón Menú retorna al menú superior, el botón parar finaliza de manera anticipada la ejecución del programa y pasa a modo manual donde el terapeuta mueve a voluntad cada articulación de forma independiente.

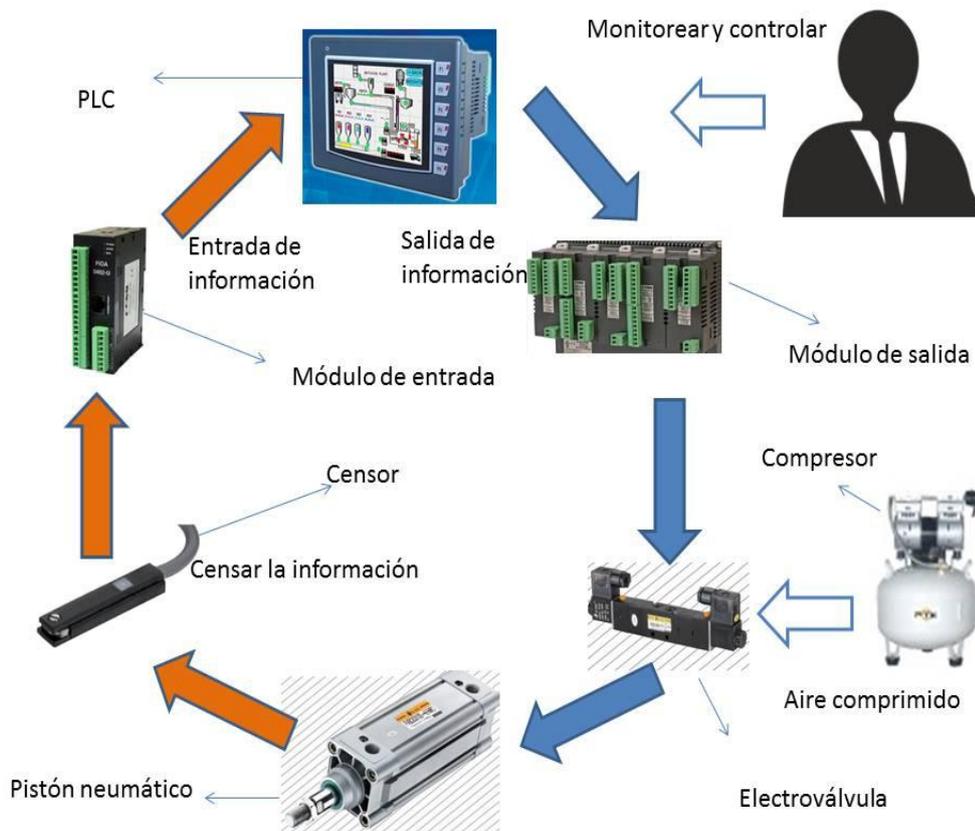
### 3.3.2.HMI

La interacción se logra gracias a un HMI integrado al controlador lógico programable. Esto permite que el operador pueda supervisar el sistema de forma fácil y en tiempo real, además se puede seleccionar algunas variables importantes en la rutina de ejercicio. Las funciones en este caso se reducen a:

- Supervisión de la rutina de ejercicio, controlando que se esté cumpliendo con los parámetros establecidos.

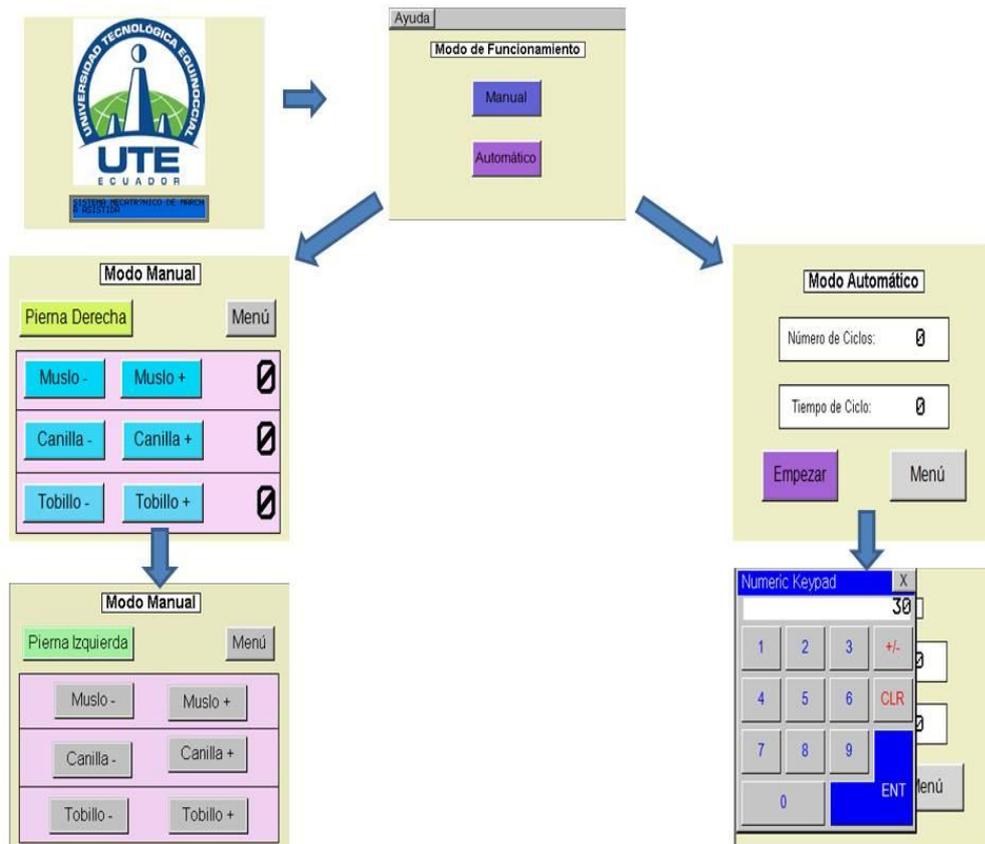
- Monitoreo de los movimientos al presentar datos en tiempo real sobre las posiciones y tiempos de ejecución.
- Alarmar al operador sobre posibles solicitudes de paro enviadas por el paciente mediante el botón de parada.
- Configuración del tipo de ejercicio que va a realizar si es manual o automático, lo s tiempo de ciclo de marcha.

La figura 49 muestra el proceso de comunicación del HMI.



**Figura 49.** Proceso de operación del sistema. Se puede ver como fluye la información (en color azul) y retorna al controlador (en color naranja). También el equipo que provee energía neumática, y el papel del operador en el proceso.

El HMI tiene las siguientes características mostradas en la figura 50, que permiten que la operación del sistema sea más fácil y amigable:



**Figura 50.** HMI.

Se observa el flujo de la interfaz hombre máquina con sus dos funciones, manual y automática que se presentan en la pantalla del controlador lógico programable.

### **3.4. MANUFACTURA, ACOPLADO PERMANENTE Y ENSAMBLAJE**

En esta sección se describe el proceso de manufactura de los elementos descritos en los planos presentes anexo 3, también el proceso de acoplado permanente y del ensamblaje mecánico.

Finalmente se prueba el funcionamiento del sistema.

#### **3.4.1. MANUFACTURA DE PIEZAS MECÁNICAS**

La construcción de las piezas mecánicas se lo realiza en la empresa INOMECC, debido a su experiencia construyendo maquinaria, los espesores de los tubos

y las chapas que se emplean son de 4 y 8mm para evitar que los procesos de soldadura lesionen el material y se produzca desgarros, esto se detallará más adelante en la sección de acople permanente y ensamblaje.

Cada pieza pasa por dos procesos principales, el primero es de operaciones de proceso y el segundo el ensamblaje, dentro de las operaciones de proceso cada pieza se somete a proceso de formado por remoción de material conforme los planos planteados el anexo 3 y el acabado superficial que consiste en el pulido de rebabas y asperezas.

Las piezas sometidas a mecanizado se presentan a continuación en las figuras 51 a 57.



**Figura 51.** Soporte para cilindros.  
Su función es acoplar los cilindros neumáticos al ensamble general con la ayuda de las monturas.



**Figura 52.** Corredera de rodilla centrada.  
Este elemento forma parte de un sistema de yugo escoces, que permite convertir el movimiento lineal en giro angular.



**Figura 53.** Base pie.  
Esta pieza soporta el pie del usuario y permite que se asiente el pie del usuario. También tiene incorporado un sistema de yugo escoces centrado.



**Figura 54.** Corredera rodilla.  
Permite que el sistema neumático empuje la sección de la canilla haciendo rotar la articulación de la rodilla.



**Figura 55.** Tuvo interior de diámetro menor.  
Permite el ajuste de las longitudes de las secciones al deslizarse dentro del tubo exterior de diámetro mayor.



**Figura 56.** Soporte cadera.  
Tiene por función soportar la cadera y permitir que se produzca flejado cuando se produce el ciclo de marcha.



**Figura 57.** Almohadillas y cojinetes.  
Las almohadillas están diseñadas para que mantenga una separación entre los soportes de cadera y evitar que las chapas fleje en sentido lateral. Los cojinetes permiten el paso de un eje de 16mm de diámetro para que se produzca el giro en las articulaciones.

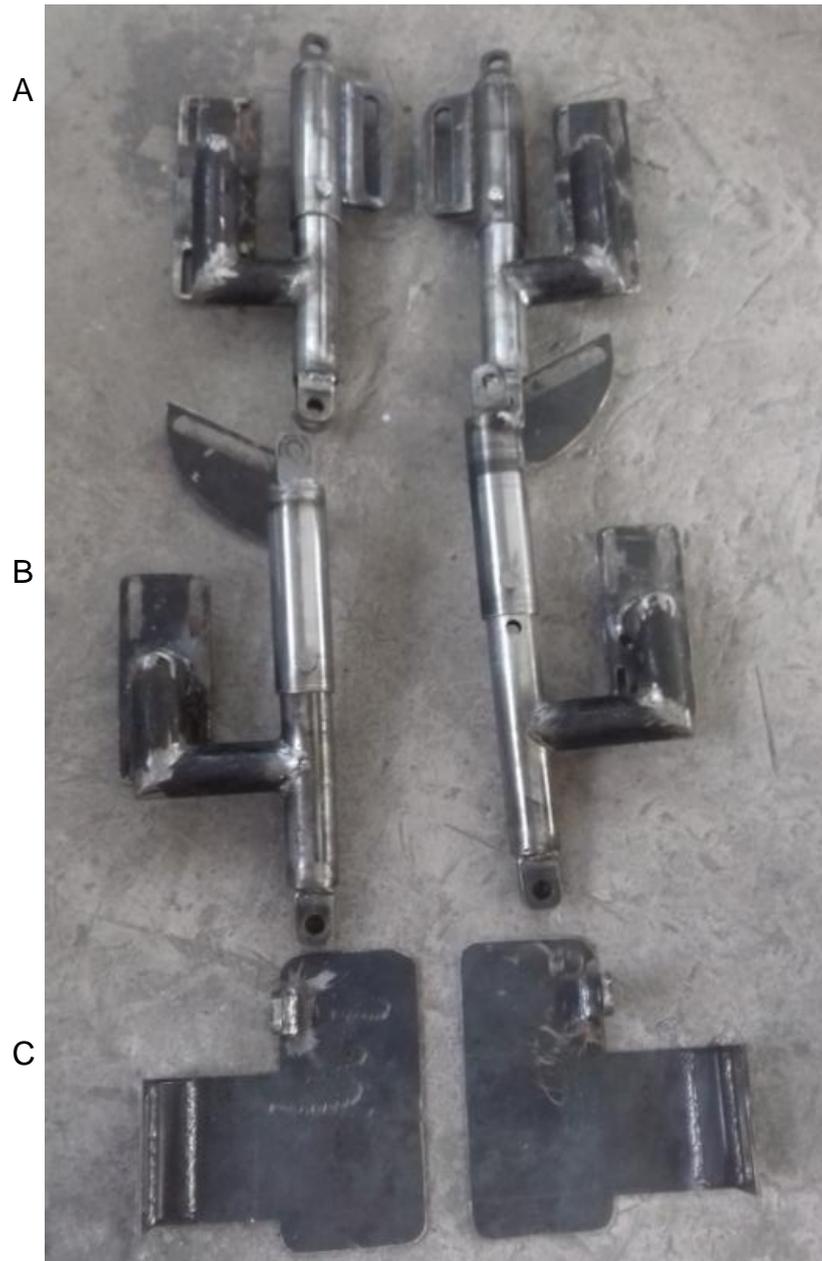
### 3.4.2. ACOPLA PERMANENTE

Se denomina así al proceso de soldadura de un grupo de piezas de forma que forman sub samblajes, para que funcionen como un solio sólido, este se lo realiza con dos tipos de sueldas de arco, ambas para aceros al carbón con resistencia a la tracción de aproximadamente 453 MPa y Limite de fluencia de 384 MPa, por un lado, un electrodo AGA E 6011 para aportar menos material y el cordón resultante es más delgado para nivelar y cuadrar las piezas, por su baja penetración es ideal para esta tarea. Por otra parte un electrodo AGA E 7018 con similares características mecánicas, con buena penetración, usado para resoldar y unir permanentemente los elementos. En la figura 58 y 59 se muestra el resultado de este proceso.



**Figura 58.** Soporte de cadera.

Se puede apreciar el soporte de cadera que tiene la función de soportar los acatadores de cadera y proveer un eje de giro para la correspondiente articulación.



**Figura 59.** Piezas obtenidas mediante soldadura.  
A. Sección correspondiente al muslo, izquierdo y derecho. B. Sección la canilla. C. Soporte de pies.

### 3.4.3. ENSAMBLAJE

El ensamblaje total del sistema queda como lo muestra la figura 60, una vez soldadas las piezas, se procede a colocar los ejes y retenedores que sujetan las secciones en su lugar, se adiciona los elementos de tapicería para que se pueda colocar en un paciente, estos sostienen el tronco, las piernas, y los pies.

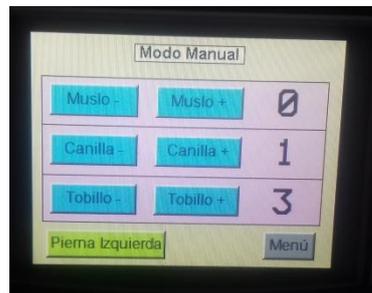


**Figura 60.** Ensamblaje total.  
Se aprecia el ensamblaje resultante de acoplar las piezas según el diseño virtual

## **4. ANÁLISIS DE RESULTADOS**

Se realiza las pruebas de movimiento de la órtesis, según sigue:

**Pruebas manuales si paciente:** se procede a operar el sistema desde el PLC, moviendo cada articulación según la necesidad, se observa como la interfaz del programa presenta botones que presionandolos probocan que el sistema respoda moviendo la articulación correspondiente, esto se muestra en las figuras 61 y 62, Se aprecia la posición del pisotón representado por números, así el muslo se encuentra en la posición 0, la canilla en la posición 1, y el tobillo en la posición 3

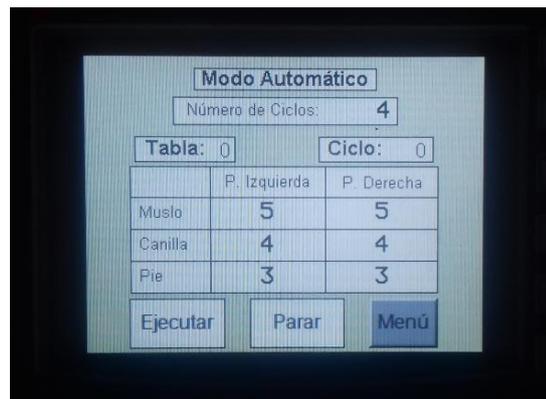


**Figura 61.** Pantalla del modo manual.  
Se aprecia la pantalla del PLC cuando se ejecuta el modo manual.



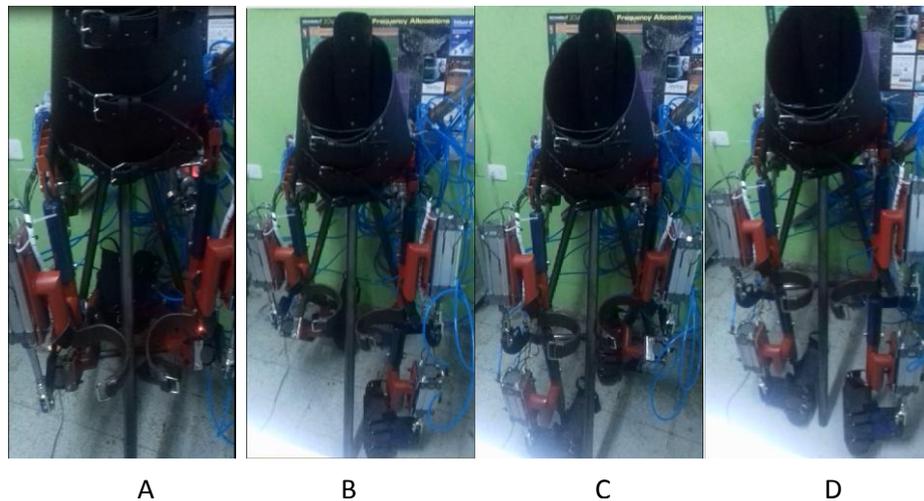
**Figura 62.** Movimiento del pistón.  
Se puede ver como se ha posicionado el pistón al ejecutar la orden dada en el modo manual.

**Modo automático sin paciente:** permite que el sistema realice movimientos de bipedestación de manera autónoma, la interfaz del programa se aprecia en las figuras 63, La tabla indica en que sub rutina de este modo se encuentra, el ciclo indica cuantos ciclos se han ejecutado, y los números de las posiciones del pistón (P. Izquierda y P. Derecha), se muestran frente a la extremidad y sección correspondiente. La figura 64 captura los movimientos mecánicos que se ejecutan en este modo de funcionamiento.



**Figura 63.** Pantalla del modo automático.

Se observa pantalla de inicio del modo automático, se puede ver el número de ciclos que se han seleccionado.



**Figura 64.** Movimientos del modo automático.

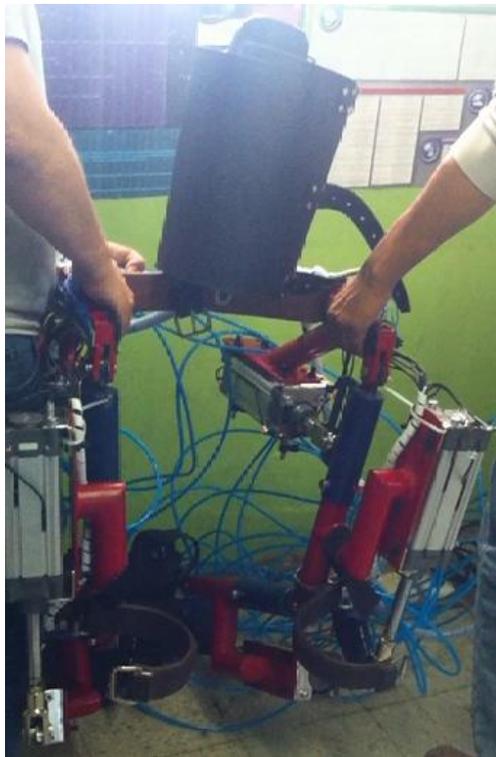
Se muestran los movimientos de bipedestación del modo automático. A. muestra la ejecución del primer ciclo de reconocimiento de posiciones. B. Muestra la ejecución de la bipedestación con el inicio del balanceo del pie derecho. C. indica el inicio de fase de balanceo del pie izquierdo. D. Muestra la ejecución de la última subrutina de posición firme.

## Pruebas de caminata

Estas se realizan con un paciente, que utiliza el sistema para realizar movimientos de bipedestación asistida, proveídos por el exoesqueleto.

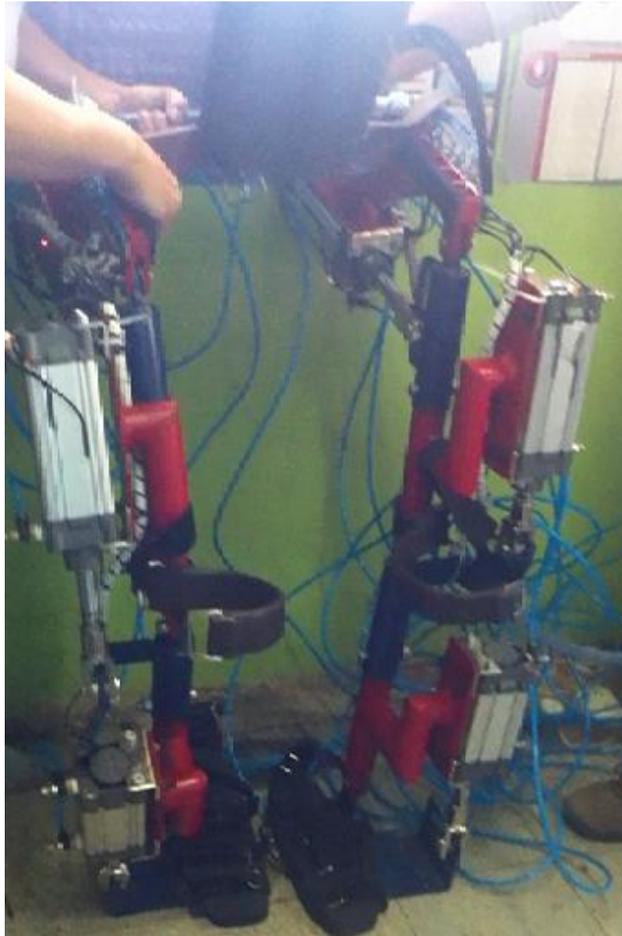
Para esto se realiza un ciclo de marcha. A continuación en las figuras 65 a 72 se aprecia en detalle cada etapa de la operación:

En la figura 65 el sistema realiza un reconocimiento de su posición retrayendo todos los actuadores hasta su mínima posición, este movimiento permite que el algoritmo determine la posición del embolo, de esta forma se puede ejecutar los movimientos de forma secuencial.



**Figura 65.** Reconocimiento de las posiciones. El sistema reconoce las posiciones de cada sensor magnético, completando un recorrido desde la posición en la que se encuentra hasta la última, esto le permite ejecutar las rutinas de forma ordenada.

Luego de haber ejecutado el reconocimiento de posiciones, es importante que las articulaciones adopten una postura apropiada para que se pueda colocar sobre el usuario, la figura 66 presenta al exoesqueleto en posición erguida.



**Figura 66.** Rutina 1.

El sistema se posiciona de forma que el sujeto pueda colocarse el aparato, esto previo a la marcha propiamente dicha.

### **Caminata con paciente**

Corresponde a las pruebas que se llevan a cabo con el sistema en funcionamiento, mientras un usuario lo lleva puesto, de esta forma el sistema provee movimientos artificiales sobre los miembros inferiores, así es posible que tanto el humano como la máquina caminen, en las figuras 67 a 72 se muestra una marcha de dos ciclos, con sus respectivas etapas.

En las figuras 67 y 68 se aprecia el primer ciclo de marcha, precisamente el inicio la etapa de balanceo del pie izquierdo y la de apoyo del pie derecho.



**Figura 67.** Inicio de la etapa de balanceo pie izquierdo  
Se inicia la fase de balanceo este instante corresponde al 20% del ciclo de la marcha.



**Figura 68.** Balanceo del pie izquierdo.  
Se muestra el % del ciclo de la marcha en la fase de balanceo del pie izquierdo.

En la figura 69 se muestra el movimiento de sobre posición de las posiciones de apoyo, denominado también de doble apoyo, que se dan cuando se termina la fase de balanceo del pie derecho y comienza la equivalente en el derecho. Este movimiento corresponde al 20% de tiempo del ciclo.



**Figura 69.** Momento intermedio del ciclo de marcha  
Se puede apreciar el instante de doble apoyo cuando termina la fase de balanceo de la pierna izquierda y está a punto de iniciar la de la derecha.

En la figura 70 a 71 se aprecian las dos etapas de la caminata que corresponden al 70%-100% del tiempo del ciclo de marcha.

En la figura 70 se observa cómo se levanta la extremidad derecha, esto corresponde al inicio del balanceo que se ejecuta en el instante que corresponde 20% del tiempo total del ciclo, mientras que la figura 71 presenta la misma fase pero previo a su terminación en el momento 90% de tiempo total, es decir antes que empiece un nuevo ciclo de marcha.

De esta manera se termina un ciclo de marcha completo, los tiempos de ejecución son muy variantes, se determinan por la cantidad de energía que cada actuador recibe que no siempre es la misma, ya que el paciente está sometido a diferentes posiciones inducidas por el sistema o por el mismo individuo, lo que produce retrasos en los avances de los pistones, puesto que las rutinas no permite que se avance a la siguientes etapa del ciclo mientras que no se hayan alcanzado y estabilizado todas las posiciones, se producen variaciones en las medidas de los tiempos.



**Figura 70.** Inicio balanceo del pie derecho  
Se inicia la fase de balanceo del pie derecho correspondiente al 70% del ciclo de la marcha.



**Figura 71.** Balanceo pie derecho.  
Se aprecia el 70%-100% del ciclo de marcha correspondiente al balanceo del pie derecho.

En la figura 72 se puede ver la finalización del ciclo de marcha cuando el sistema se coloca en posición erguida, posibilitando de esta manera que se quite el equipo del paciente o que se continúe con un nuevo ciclo de marcha.



**Figura 72.** Finalización del ciclo de marcha.  
Se aprecia la finalización de la marcha cuando el sistema se paraliza y se queda en posición erguida.

A continuación se presentan los resultados obtenidos a partir de las pruebas de funcionamiento, la tabla 10, las mediciones que se llevaron a cabo mientras se realizaba las pruebas de caminata con paciente para la articulación de la cadera, la tabla 11 muestra los resultados de la articulación de la rodilla, y la tabla 12 los del tobillo.

Las velocidades angulares resultan difíciles de medir debido a la brevedad de estas, y porque dependen de condiciones exteriores al sistema, como la inclinación del paciente, la aplicación de mayor o menor masa en cierta extremidad, aun así es posible medir la velocidad de avance de la marcha de acuerdo a la tabla 13.

**Tabla 10.** Tabla de resultados primera rutina, ángulos (DEG) alcanzados

Porcentaje del tiempo de ciclo	0%	30%	60%	100%
Articulación				
CADERA DERECHA	0	-6,5	29	29
CADERA IZQUIERDA	0	0	-6,5	-12,7
RODILLA DERECHA	90	53	18	90
RODILLA IZQUIERDA	90	90	90	18
TOBILLO DERECHO	-90	-90	-90	-16
TOBILLO IZQUIERDO	-90	-90	-90	-95,57

**Tabla 11.** Tabla de resultados segunda rutina, ángulos (DEC) alcanzados

& del tiempo de ciclo	0%	15%	25%	40%	50%	65%	75%	90%	100%-0%
Articulación									
MUSLO DERECHO	28	14,5	0	-6,34	-12,7	6,34	14,5	28	28
MUSLO IZQUIERDO	-12,7	0	14,5	28	28	14,5	0	-6,34	-12,7
CANILLA DERECHA	90	18	90	90	14,5	0	54	18	90
CANILLA IZQUIERDA	18	36	54	18	90	18	90	90	18
PIE DERECHO	-74	-90	-90	-90	-95,5	-95,5	-90	-90	-74
PIE IZQUIERDO	-95	-95	-90	-90	-74	-90	-90	-90	-95,5

**Tabla 12.** Tabla de resultados tercera rutina, ángulos (DEC) alcanzados

Porcentaje del tiempo de ciclo	0%	30%	60%	100%
Articulación				
MUSLO DERECHO	28	14,5	0	28
MUSLO IZQUIERDO	-12,7	0	14,5	28
CANILLA DERECHA	90	18	90	90
CANILLA IZQUIERDA	18	36	54	90
PIE DERECHO	-74	-90	-90	-90
PIE IZQUIERDO	-95	-95	-90	-90

**Tabla 13.** Velocidad de la marcha

Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 3	Ciclo 4	Ciclo 5	Velocidad promedio
0,3 m/s	0,4 m/s	0,5m/s	0,35 m/s	0,4m/s	0,39 m/s

## **5.CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES**

## Conclusiones

- El estudio antropométrico permitió definir las longitudes de los miembros inferiores canilla, muslo y ancho de caderas expresados en porcentajes de la altura total del individuo, también se llevó a cabo una investigación sobre la biomecánica de la marcha humana que dio datos sobre los movimientos angulares que realizan las tres articulaciones de interés, se consideró un estudio hecho con base en muestras tomadas de la población ecuatoriana que nos permitieron conocer las medidas antropométricas de los habitantes de nuestro país.
- El modelo de caminata de siete eslabones, resulta ser el más apropiado, por su configuración similar a la estructura anatómica del cuerpo humano, este modelo permite diseñar el sistema sección por sección, se ha considerado dos aspectos importantes de este pódolo para el diseño y es en primer lugar el estricto desempeño en el plano de desplazamiento sagital de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo, puesto que se despreció el resto de movimientos al encontrar datos que indican que su funcionamiento no aporta en gran medida a la marcha, por otra parte se ha modelado las articulaciones descritas como juntas universales lo que implica que no existen movimientos de traslación y rotación combinados como en el caso de los sistemas articulares del cuerpo humano, lo que permitió obtener el ensamblaje presentado en el apartado de diseño mecánico.
- La selección del material de construcción obedece al estudio de fuerzas que va a soportar el sistema, las secciones entre articulaciones están modeladas como columnas sujetas en cada extremo, así se identifica el material apropiado para la manufactura de las piezas que resultó ser el ASTM A500, también los diámetros de los tubos se seleccionaron los radios exteriores que son 1pulg y espesor de 1,5mm debido a su presencia en el mercado y sus características estructurales.

- De acuerdo con los objetivos del proyecto se emplea un controlador lógico programable para que realice el control del sistema el mismo que incorpora un hmi con una pantalla táctil que muestra el avance de la sección de terapia. Debido a las normas internacionales que cumple y las características constructivas robustas se lo encontró adecuado para el sistema. Se incorporó un diseño de software que incluye dos modos de funcionamiento los cuales son: un modo manual que permite al terapeuta o encargado de operar el sistema seleccionar la articulación sobre la que desea que el sistema induzca movimiento seleccionar los parámetros de funcionamiento, mientras que el modo automático puede operar de forma integral permitiendo movimientos de bipedestación y el desplazamiento del centro de gravedad. Para esto se dividió el recorrido angular de las articulaciones en posiciones estratégicas de acuerdo al porcentaje del tiempo del ciclo de marcha, de esto se vale el algoritmo para generar el ciclo de la marcha completa.
- La construcción del prototipo está realizada de acuerdo a las especificaciones de los planos y las pruebas funcionales se realizaron conforme lo previsto.

### **Recomendaciones**

- El uso de este dispositivo está concebido para el uso terapéutico por lo tanto no es recomendable su utilización en exteriores puesto que su modo de actuación esta alimentado por aire comprimido por lo que es importante que el sistema esté siempre conectado a un compresor que garantice su funcionalidad, también cuenta con un panel integrado en una cámara donde se ubican además las válvulas solenoides de paso de aire que permiten el posicionamiento de los actuadores neumáticos y la unidad de tratamiento frl.

- El uso del Sistema Mecatrónico de Marcha Asistida está pensado para individuos que cumplen con los estándares antropométricos utilizados para el diseño y los objetivos planteados, no es recomendable para personas que exceden estos parámetros, puesto que pueden causar la falla de los elementos y la incapacidad del sistema de actuación para generar el movimiento de las articulaciones.
- La operación del sistema debe ser supervisada por un profesional puesto que el uso indebido del mismo puede ocasionar efectos adversos como fatiga muscular entre otros, teniendo en cuenta que el objetivo de este es facilitar la rehabilitación mediante la inducción de movimiento en las articulaciones, la evaluación de un profesional y la recomendación que este emita en el sentido de aprobar su uso es el único motivo válido para el uso del exoesqueleto.
- Es importantes que se emplee un andador o un sistema de barras paralelas para mejorar la estabilidad del cuerpo, puesto que la operación bidimensional que presenta permite el avance en sentido longitudinal en una sola dirección, en condiciones operativas el desplazamiento del centro de gravedad se da en forma tridimensional y en una persona sana el resto de secciones de cuerpo (brazos torso y cabeza) influyen en su control.
- Priorizando la seguridad de las personas se recomienda implementar el sistema con elementos que cuenten con normas internacionales de protección contra riesgo eléctrico, fallas del sistema y que garanticen el funcionamiento, teniendo presente que actúa directamente sobre la anatomía humana.

## BIBLIOGRAFÍA

- Abdelhameed, M. (2014). *VDI 2206. Ain shams University. Mechatronics. Second Semester*. Retrieved Mayo 22, 2015, from [http://mct.asu.edu.eg/uploads/1/4/0/8/14081679/lect\\_04-mechatronics\\_2\\_vdi\\_model\\_example.pdf](http://mct.asu.edu.eg/uploads/1/4/0/8/14081679/lect_04-mechatronics_2_vdi_model_example.pdf)
- Barreiro, P., & Ruiz-Altisent, M. (2002). *Bio-mecatrónica: Aspecto innovadores de la mecanización. Universidad Politécnica de Madrid. Vida rural*. Retrieved Abril 08, 2015, from [http://oa.upm.es/6365/1/Barreiro\\_98.pdf](http://oa.upm.es/6365/1/Barreiro_98.pdf)
- Barrientos, A. (1997). *Fundamentos de robótica*. McGraw-Hill.
- Biomechatronics. (2015). *Laboratorio de biomecatrónica*. Retrieved Abril 13, 2015, from <http://biomechatronics.eias.mx/>
- Bolton, W. (2014). *Mecatrónica sistemas de control electrónico e ingeniería mecánica*. Alfaomega.
- Braidot, A., Niz, A., & Tommasi, C. (2015). *Uner Facultad de ingeniería*. Retrieved Marzo 15, 2015, from Sistema de análisis cinemático tridimensional de la marcha.: <http://www.bioingenieria.edu.ar/grupos/geic/biblioteca/Trabypres/T04TCAr18.pdf>
- Briner, H. (2011). *Design, Prototyping and preliminary testing of an elastic-powered climbing exoskeleton. Massachusetts Institute of Technology*. Retrieved Marzo 12, 2015, from <http://dspace.mit.edu/bitstream/handle/1721.1/69504/775673900.pdf?sequence=1>
- Camnpos, Y., & Passeiro, O. (2014). *Diseño de la estructura mecánica de un exoesqueleto para la rehabilitación de la marcha humana. VIII Conferencia Ineternacional de ingenieria Mecánica*. Retrieved Marzo 16, 2015, from [https://www.researchgate.net/profile/Yamill\\_Campos\\_Perez/publication/271135489\\_Diseo\\_preliminar\\_de\\_la\\_estructura\\_mecnica\\_de\\_un\\_exoesqueleto\\_para\\_la\\_rehabilitacin\\_de\\_la\\_marcha\\_humana/links/54be88520cf28ce312326b30.pdf?origin=publication\\_detail](https://www.researchgate.net/profile/Yamill_Campos_Perez/publication/271135489_Diseo_preliminar_de_la_estructura_mecnica_de_un_exoesqueleto_para_la_rehabilitacin_de_la_marcha_humana/links/54be88520cf28ce312326b30.pdf?origin=publication_detail)

- Carrasco, D., & Carrasco, D. (2015). *Biomecánica de la actividad física y de deporte*. Universidad Politécnica de Madrid. Retrieved Junio 2015, 2015, from Desde <http://futbolcarrasco.com/wp-content/uploads/2014/08/futbolcarrascoinef3curso4.pdf>
- Ceres, R., Mañas, M., & Azorín, J. (2011). *Interfaces y sistemas en rehabilitación y compensación funcional para la autonomía personal y la terapia clínica*. *Revista Iberoamericana de automática e Informática Industrial*. Retrieved from RIAI: <http://www.ucentral.edu.co/micrositios/amdm/images/documentos/ponencias/2014-ponencia-amdm-sistema-robotico-rehabilitacion-marcha.pdf>
- Chávez, M., Rodríguez, F., & López, A. (2009). *Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación 1(7)*. *Revista ingeniería biomédica*. Retrieved Marzo 16, 2015, from <http://repository.eia.edu.co/revistas/index.php/BME/article/download/88/88>
- Chica, F. (2015). *Exoesqueletos*. Universidad Politecnica Salesiana. Retrieved Abril 11, 2015, from [http://es.slideshare.net/franky101221/savedfiles?s\\_title=exoesqueletos&user\\_login=FernandoChica](http://es.slideshare.net/franky101221/savedfiles?s_title=exoesqueletos&user_login=FernandoChica)
- Cifuentes, C., Martínez, F., & Romero, E. (2010). *25: una revisión*. Retrieved Abril 08, 2015, from [http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0121-52562010000200005](http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0121-52562010000200005)
- Consejo Nacional de Fomento Educativo. (2010). *Discapacidad motriz*. Retrieved Aril 01, 2015, from <http://www.conafe.gob.mx/educacioncomunitaria/programainclusioneducativa/discapacidad-motriz.pdf>
- Contreras, L., & Vargas, L. (2006). *Generación de modelos de caminata bípeda a través de diversas técnicas de modelamiento*. *Dialnet*. Retrieved Abril 08, 2015, from <http://dialnet.unirioja.es/descarga/articulo/4797236.pdf>
- Corner, J. (2008). *Protésica del miembro inferior*. (E. g. York., Ed.) Retrieved Marzo 14, 2015, from Locomocion humana normal: <http://www.oandp.com/news/jmcorner/library/protesica/LLP-06.pdf>

- Docsetools. (2015). *Exoesqueleto accionado*. Retrieved Abril 11, 2015, from [http://docsetools.com/articulos-enciclopedicos/article\\_87388.html](http://docsetools.com/articulos-enciclopedicos/article_87388.html)
- Ergonáutas.com. (2015). *Longitud de los segmentos corporales*. Retrieved Noviembre 20, 2015, from <http://www.ergonautas.upv.es/herramientas/lsc/lsc.php>
- Figueroa, M., Niño, P., & Portilla, E. (2014). *Sistema robótico para rehabilitación de marcha enfocado a niños con parálisis cerebral*. *Second International Conference on Advanced Mechatronics, Design and Manufacturing Technology*. Retrieved Abril 10, 2015, from <http://www.ucentral.edu.co/micrositios/amdm/images/documentos/ponencias/2014-ponencia-amdm-sistema-robotico-rehabilitacion-marcha.pdf>
- Garcia, M. (2013). *Métodos para el desarrollo eficiente de máquinas de procesamiento apoyando mediante simulación*. *Universidad Politécnica de Comillas*. Retrieved Mayo 09, 2016, from <http://www.iit.comillas.edu/pfc/resumenes/521bd645569fe.pdf>
- Gausemeier, J., & Moheringer, S. (2003). *New guideline VDI 2206 - Flexible procedure model for the design of mechatronics system*. *International conference on engineering design ICED 03 Stockholm*. Retrieved Mayo 13, 2015, from [https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=2&ved=0CCoQFjAB&url=https%3A%2F%2Fwww.designsociety.org%2Fdownload-publication%2F23949%2Fnew\\_guideline\\_vdi\\_2206-a\\_flexible\\_procedure\\_model\\_for\\_the\\_design\\_&ei=k05fVfPhJO-sQSZ5YKwCg&usg=AFQjCNGq](https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=2&ved=0CCoQFjAB&url=https%3A%2F%2Fwww.designsociety.org%2Fdownload-publication%2F23949%2Fnew_guideline_vdi_2206-a_flexible_procedure_model_for_the_design_&ei=k05fVfPhJO-sQSZ5YKwCg&usg=AFQjCNGq)
- Gonzales, S., Ramirez, J., & Avellana, E. (2015). *Técnicas de control para el valance de un robot bípedo*. *Dialnet*. Retrieved Abril 08, 2015, from <http://dialnet.unirioja.es/descarga/articulo/4996514.pdf>
- Grosso, J. (2013). *Diseño y validacion de un exoesqueleto maestro-esclavo para rehabilitación de piernas*. *Universidad Andrés Bello*. Retrieved Marzo 10, 2015, from [https://bb2935bc-a-62cb3a1a-sites.googlegroups.com/site/diegotibaduiza/paper\\_LEGXOS.pdf?attachauth=ANoY7coznty1QXr3hAXUpPziYkwWt45li3atVC1Rc1SZs8DhZ1F2qjKMaOr8Yyixked6eshlupEsMp6Ct0sSBedLqVkxEAJ\\_gJVO5IBPDVX\\_4wKDDQn5F\\_U0QMI-Xt5LFUyMuyZlhPPM24lbIWd7D6Yz](https://bb2935bc-a-62cb3a1a-sites.googlegroups.com/site/diegotibaduiza/paper_LEGXOS.pdf?attachauth=ANoY7coznty1QXr3hAXUpPziYkwWt45li3atVC1Rc1SZs8DhZ1F2qjKMaOr8Yyixked6eshlupEsMp6Ct0sSBedLqVkxEAJ_gJVO5IBPDVX_4wKDDQn5F_U0QMI-Xt5LFUyMuyZlhPPM24lbIWd7D6Yz)

- Grosso, J., & Tibaduiza, D. (2009). *Diseño conceptual de un exoesqueleto para asistir la rehabilitación de miembro inferior. II Congreso internacional de ingeniería mecatrónica*. (U. A. Bucaramanga, Ed.) Retrieved Marzo 16, 2015, from <http://revistas.unab.edu.co/index.php?journal=mecatronica&page=article&op=download&path%5B%5D=1240&path%5B%5D=1251>
- Gutierrez, R., Niño-Suárez, P., Aviles-Sanchez, O., Vanegas, F., & Duque, J. (2007). *Exoesqueleto mecatrónico para rehabilitación motora. 8vo Congreso Iberoamericano de ingeniería mecatrónica, Universidad de Nueva Granada*. Retrieved Marzo 17, 2015, from <http://congreso.pucp.edu.pe/cibim8/pdf/19/19-22.pdf>
- Guzmán, C. (2015). *Construcción de un robot bípedo basado en caminado dinámico. Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico*. Retrieved Marzo 13, 2015, from <http://www.cenidet.edu.mx/subaca/web-mktro/submenus/investigacion/tesis/55%20Cesar%20Humberto%20Guzman%20Valdivia.pdf>
- Herr, H. (2009). *Exoskeletons and orthoses: classification, design challenges and features directions. Harvard University-MIT division of health sciences and technology*. Retrieved Marzo 18, 2015, from <http://dspace.mit.edu/openaccess-disseminate/1721.1/52462>
- Kane, J., & Sternheim, M. (2015). *Dinámica*. Retrieved Mayo 14, 2015, from [https://www.uclm.edu/profesorado/ajbarbero/Farmacia/T02\\_Dinamica.pdf](https://www.uclm.edu/profesorado/ajbarbero/Farmacia/T02_Dinamica.pdf).
- Lasso, I., & Masso, M. (2010). *Exoesqueleto para reeducación muscular en pacientes con IMOC tipo de diplejía espástica moderada. Universidad del Cauca. Popayan, Colombia*. Retrieved Marzo 13, 2015, from <http://www.unicauca.edu.co/deic/Documentos/Monograf%EDa%20exo esqueleto.pdf>
- Lema, D. (2013). *Comparación estadística de medidas antropométricas entre mestizos, indígenas y afroecuatorianos, de la región sierra del Ecuador*. Quito, Pichincha, Ecuador: Universidad San Francisco de Quito.

- López, D. (2016). Desarrollo y construcción de un prototipo de lámpara inteligente. Quito, Pichincha, Ecuador: Universidad Tecnológica Equinoccial.
- Malina, R. (1995). *Antropometria. PublicCE standard*. Retrieved Abril 13, 2015, from <http://g-se.com/es/antropometria/articulos/antropometria-718>
- Marco, C. (2015). *Cinesiología de la marcha humana normal. Universidad de Zaragoza*. Retrieved Abril 02, 2015, from <http://wzar.unizar.es/acad/cinesio/Documentos/Marcha%20humana.pdf>
- Marrero, S., Pedroso, I., & Rodríguez, I. (2014). *Captura y análisis de la marcha humana con mínimos recursos*. Retrieved Marzo 16, 2015, from [https://www.researchgate.net/profile/Marrero\\_Osorio/publication/272418271\\_CAPTURA\\_Y\\_ANALISIS\\_DE\\_LA\\_MARCHA\\_HUMANA\\_CON\\_MINIMOS\\_RECURSOS\\_MOTION\\_CAPTURE\\_AND\\_GAIT\\_ASSASMENT\\_WITH\\_MINIMAL\\_RESOURCES/links/54e3adca0cf282dbed6d3a8d.pdf?origin=publication\\_detail](https://www.researchgate.net/profile/Marrero_Osorio/publication/272418271_CAPTURA_Y_ANALISIS_DE_LA_MARCHA_HUMANA_CON_MINIMOS_RECURSOS_MOTION_CAPTURE_AND_GAIT_ASSASMENT_WITH_MINIMAL_RESOURCES/links/54e3adca0cf282dbed6d3a8d.pdf?origin=publication_detail)
- Martínez, F., Gómez, F., & Romero, E. (2009). *Análisis de video para estimación del movimiento humano. Una revisión. Revista Med, 17. Universidad de Nueva Granada*. Retrieved Marzo 31, 2015, from <http://www.redalyc.org/pdf/910/91020345014.pdf>
- Medrano, J., & Zendejas, I. (2014). *Memorias del XVI congreso mexicano de robótica. Diseño de un exoesqueleto de miembros inferiores para la movilidad de personas con paraplegia*. Retrieved Marzo 16, 2015, from [https://www.researchgate.net/profile/Jesus\\_Medrano2/publication/272089139\\_DISEO\\_DE\\_UN\\_EXOESQUELETO\\_DE\\_MIEMBROS\\_INFERIORES\\_PARA\\_LA\\_MOVILIDAD\\_DE\\_PERSONAS\\_CON\\_PARAPLEJIA\\_%28Continuacin%29/links/54da37bc0cf2464758216570.pdf?origin=publication\\_detail](https://www.researchgate.net/profile/Jesus_Medrano2/publication/272089139_DISEO_DE_UN_EXOESQUELETO_DE_MIEMBROS_INFERIORES_PARA_LA_MOVILIDAD_DE_PERSONAS_CON_PARAPLEJIA_%28Continuacin%29/links/54da37bc0cf2464758216570.pdf?origin=publication_detail)
- Mena, C., & Veloz, P. (2013). *Diseño e implementación de un exoesqueleto mecánico lateral izquierdo para la rehabilitación humana. Escuela Politécnica Nacional*. Retrieved Marzo 12, 2015, from <http://bibdigital.epn.edu.ec/bitstream/15000/6162/1/CD-4821.pdf>
- Metaza. (2014). *Productos Industria*. Retrieved Julio 05, 2016, from [http://www.metaza.com.co/media/acero\\_hot\\_rolled.pdf](http://www.metaza.com.co/media/acero_hot_rolled.pdf)

- Ministerio de Salud Publica. (2014). *Registro nacional de discapacidades*. Retrieved Abril 01, 2015, from [http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2014/11/registro\\_nacional\\_discapacidades.pdf](http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2014/11/registro_nacional_discapacidades.pdf)
- Mooney, Luke, M., Rouse, E., & Hugh, H. (2014). *Autonomous exoskeleton reduces metabolic cost of human walking*. Massachusetts Institute of Technology. Dep. Of Mechanical Engineering. Retrieved Marzo 17, 2015, from <http://dspace.mit.edu/openaccess-disseminate/1721.1/91609>
- Mott, R. (2006). *Diseño de elementos de máquinas*. México: Pearson Educación.
- Muñoz, C. (2011). Como elaborar y asesorar una investigación de tesis. Naucalpan, México, México.
- New York State Department of Health. (2015). *Trastornos de la motricidad. Division de salud familiar. Oficina de intervención temprana*. Retrieved Abril 01, 2015, from [http://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=2&ved=0CCMQFjAB&url=http%3A%2F%2Fwww.health.ny.gov%2Fpublications%2F5308.pdf&ei=-nkcVb6dLsHbgwT5pIL4CQ&usg=AFQjCNHGvZbf\\_R4EpqYoARHUsK2kwFfPLw&bvm=bv.89744112,d.eXY&cad=rja](http://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=2&ved=0CCMQFjAB&url=http%3A%2F%2Fwww.health.ny.gov%2Fpublications%2F5308.pdf&ei=-nkcVb6dLsHbgwT5pIL4CQ&usg=AFQjCNHGvZbf_R4EpqYoARHUsK2kwFfPLw&bvm=bv.89744112,d.eXY&cad=rja)
- Norton, K., & Olds, T. (1996). *Antropométrica*. Rosario, República de Argentina: Biosistem Servicio educativo.
- Ormachea, C., & Cabas, L. (2009). *Mecatrónica bioinspirada de robots humanoides de tamaño natural*. Universidad Carlos III de Madrid. Departamento de ingeniería de sistemas y Automática. Retrieved Noviembre 20, 2015, from [http://e-archivo.uc3m.es/bitstream/handle/10016/5709/Tesis\\_Luis\\_Maria\\_Cabas\\_Ormaechea.pdf?sequence=1](http://e-archivo.uc3m.es/bitstream/handle/10016/5709/Tesis_Luis_Maria_Cabas_Ormaechea.pdf?sequence=1)
- Palacios, C. (2015). Evaluación antropométrica de trabajadores del área de montaje en la empresa Clazado Gamos. Ambato, Tungurahua, Ecuador: Universidad Técnica de Ambato.
- Pérez, P. (2011, Diciembre 15). Diseño, análisis y modelos cinemático de un exoesqueleto pasivo de extremidad inferior con proposito de rehabilitacion. Cholula, Puebla, México.

- Singaña, F., Manjarrés, M., Molina, J., & Sacho, J. (2015). Diseño y construcción de un exoesqueleto de 6 GLD para potenciar las discapacidades en personas que han perdido la movilidad parcial del miembro superior derecho. Departamento de Ciencias de la Ingeniería y Mecánica. Universidad de las Fuerzas Armadas. Latacunga, Cotopaxi, Ecuador.
- Soldovieri, C., & Terenzio. (2013). Introducción a la mecánica de Lagrange y Hamilton. Universidad de Zulia. Venezuela.
- TechBlog. (2008). *XOS Exoskeleton Pictures Surface*. Retrieved Marzo 2015, 2015, from <http://www.techeblog.com/index.php/tech-gadget/xos-exoskeleton-pictures-surface>
- Tobar, A. (2007). *Biomecánica, Biomecatrónica y otras tecnologías emergentes*. Universidad Nacional de Colombia. Departamento de ingeniería mecánica y mecatrónica. Retrieved Abril 07, 2015, from <https://www.google.com/url?q=http://www.ing.unal.edu.co/eventos/mm-p/docs/conferencias/Biomecnica.pdf&sa=U&ei=jHakVfgeiZywBbXGg7AE&ved=0CAQQFjAA&client=internal-uds-cse&usg=AFQjCNGkPwY-MC9I-LbKHi30rqfIIP9ynQ>
- Valero, E. (2015). *Antropometría*. Gobierno de España. Ministerio de trabajo e inmigración. Instituto de seguridad de higiene en el trabajo. Retrieved Mayo 04, 2015, from <http://www.insht.es/Ergonomia2/Contenidos/Promocionales/Diseno%20del%20puesto/DTEAntropometriaDP.pdf>
- Valiente, A. (2005). *Dessing of a quasi-passive parallel leg exoskeleton to augment load carrying for walking*. Massachusetts Institute of Technology. Dep. of Mechanical EGINEERING. Retrieved Marzo 17, 2007, from Desde <http://www.dtic.mil/get-tr-doc/pdf?AD=ADA479211>
- Vasquez, A. (nd.). *La discapacidad en america latina*. OMS. Retrieved Abril 01, 2015, from <http://www.paho.org/Spanish/DD/PUB/Discapacidad-SPA.pdf?ua=1>
- Veslin, E., Ghislain, J., Suell, M., & Lengerke, O. (2009). *Análisis cinemático de un exoesqueleto de partes superiores de 7 GLD*. Universidad Autónoma de Bucaramanga. Congreso internacional de ingeniería mecatrónica. Retrieved Abril 30, 2015, from <http://revistas.unab.edu.co/index.php?journal=mecatronica&page=article&op=download&path%5B%5D=1230&path%5B%5D=1242>

- Walsh, C. (2003). *Biomimetic design of an unpowered leg exoskeleton for load-carrying augmentation*. Massachusetts Institute of Technology. Retrieved Marzo 12, 2015, from <http://dspace.mit.edu/bitstream/handle/1721.1/35648/76756862.pdf?sequence=1>
- Willems, P., Schepens, B., & Detrenbleur, C. (2012, April 1). *Marcha normal*. Retrieved Marzo 15, 2015, from [https://www.researchgate.net/publication/257515357\\_Marcha\\_normal](https://www.researchgate.net/publication/257515357_Marcha_normal)

**ANEXOS**

## ANEXO 1

### TABLA DE ESFUERZOS ADMISIBLES SEGÚN KL/R PARA FY 250 MP.

<b>TABLA 3 — 3520</b>									
<b>ESFUERZOS PERMISIBLES PARA MIEMBROS EN COMPRESIÓN EN ACEROS CON ESFUERZO DE FLUENCIA DE <math>F_y = 3\,520\text{ kg/cm}^2</math></b>									
Miembros principales y secundarios $Kl/r \leq 120$				Miembros principales <sup>b</sup> $120 \leq Kl/r \leq 200$				Miembros secundarios <sup>a,b</sup> $120 \leq l/r \leq 200$	
$\frac{Kl}{r}$	$F_a$ en $\text{kg/cm}^2$	$\frac{Kl}{r}$	$F_a$ en $\text{kg/cm}^2$	$\frac{Kl}{r}$	$F_a$ en $\text{kg/cm}^2$	$\frac{Kl}{r}$	$F_a$ en $\text{kg/cm}^2$	$\frac{l}{r}$	$F_a$ en $\text{kg/cm}^2$
1	2105	41	1806	81	1322	121	717	161	405
2	2100	42	1796	82	1308	122	705	162	400
3	2095	43	1786	83	1294	123	694	163	395
4	2090	44	1776	84	1280	124	683	164	390
5	2085	45	1765	85	1265	125	672	165	386
6	2080	46	1755	86	1251	126	662	166	381
7	2074	47	1744	87	1236	127	651	167	376
8	2068	48	1734	88	1221	128	641	168	372
9	2063	49	1723	89	1206	129	631	169	368
10	2057	50	1712	90	1191	130	622	170	363
11	2051	51	1701	91	1176	131	612	171	359
12	2045	52	1690	92	1160	132	603	172	355
13	2038	53	1679	93	1145	133	593	173	351
14	2032	54	1668	94	1129	134	585	174	347
15	2025	55	1656	95	1114	135	576	175	343
16	2019	56	1645	96	1098	136	567	176	339
17	2012	57	1633	97	1082	137	560	177	335
18	2004	58	1621	98	1067	138	551	178	331
19	1997	59	1609	99	1050	139	543	179	328
20	1990	60	1597	100	1034	140	536	180	324
21	1982	61	1585	101	1017	141	528	181	321
22	1974	62	1573	102	1001	142	521	182	317
23	1967	63	1561	103	984	143	513	183	314
24	1959	64	1548	104	968	144	506	184	310
25	1951	65	1536	105	951	145	499	185	307
26	1943	66	1524	106	934	146	493	186	304
27	1935	67	1511	107	917	147	486	187	300
28	1926	68	1498	108	900	148	480	188	297
29	1918	69	1485	109	884	149	473	189	294
30	1909	70	1472	110	868	150	467	190	291
31	1900	71	1459	111	852	151	461	191	288
32	1891	72	1446	112	837	152	454	192	285
33	1882	73	1433	113	822	153	449	193	282
34	1873	74	1420	114	808	154	443	194	279
35	1864	75	1405	115	794	155	437	195	276
36	1855	76	1392	116	780	156	432	196	273
37	1846	77	1379	117	767	157	426	197	271
38	1836	78	1365	118	754	158	420	198	268
39	1826	79	1351	119	742	159	416	199	265
40	1816	80	1337	120	729	160	410	200	262

<sup>a</sup> K se toma igual a 1 para miembros secundarios  
<sup>b</sup> Estos valores son los mismos para todos los aceros con  $F_y \geq 2\,740\text{ kg/cm}^2$   
 NOTA:  $C_c = 107.0$

## ANEXO 2

### CATÁLOGO DE PRODUCTOS NOVACERO PARA TUBO ESTRUCTURAL REDONDO.

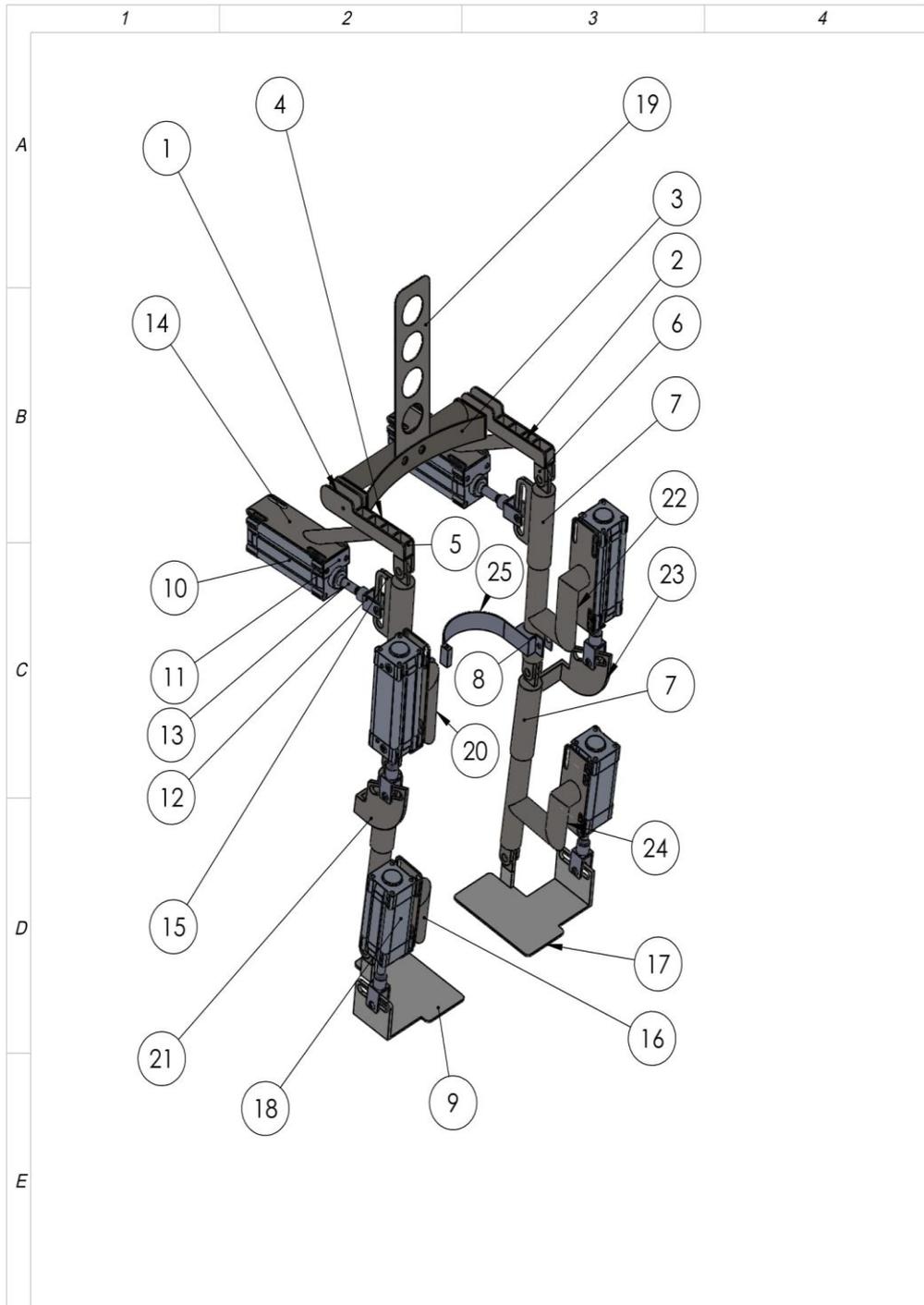
DIMENSIONES			PESO	SCH.
Designación	D	e	P	
Pulg.	mm.	mm.	Kg/m	
3/8	17.1	2,31	0,84	40
		3.20	1.10	80
1/2	21.3	2.77	1.27	40
		3.73	1.62	80
3/4	26.7	2.87	1.69	40
		3.91	2.20	80
1	33.4	3.38	2.50	40
		4.55	3.24	80
1 1/4	42.2	3.56	3.39	40
		4,85	4,47	80
1 1/2	48.3	3.68	4.05	40
		5.08	5.41	80
2	60.3	3.91	5.44	40
		5.54	7.48	80
2 1/2	73	5.16	8.63	40
		7.01	11.41	80
3	88.9	5.49	11.29	40
		7.62	15.27	80
3 1/2	101.6	5.74	13.57	40
		8.08	18.63	80
4	114.3	6.02	16.07	40
		8.56	22.32	80
5	141.3	6.55	21.77	40
		9.52	30.94	80
6	168.3	7.11	28.26	40
		10.97	42.56	80
8	219.1	8.18	42.55	40
		12.70	64.64	80
10	273	9.27	60.29	40
		15.09	95.97	80
12	323.8	10.31	79.70	40
		17.48	132.04	80

### ANEXO 3

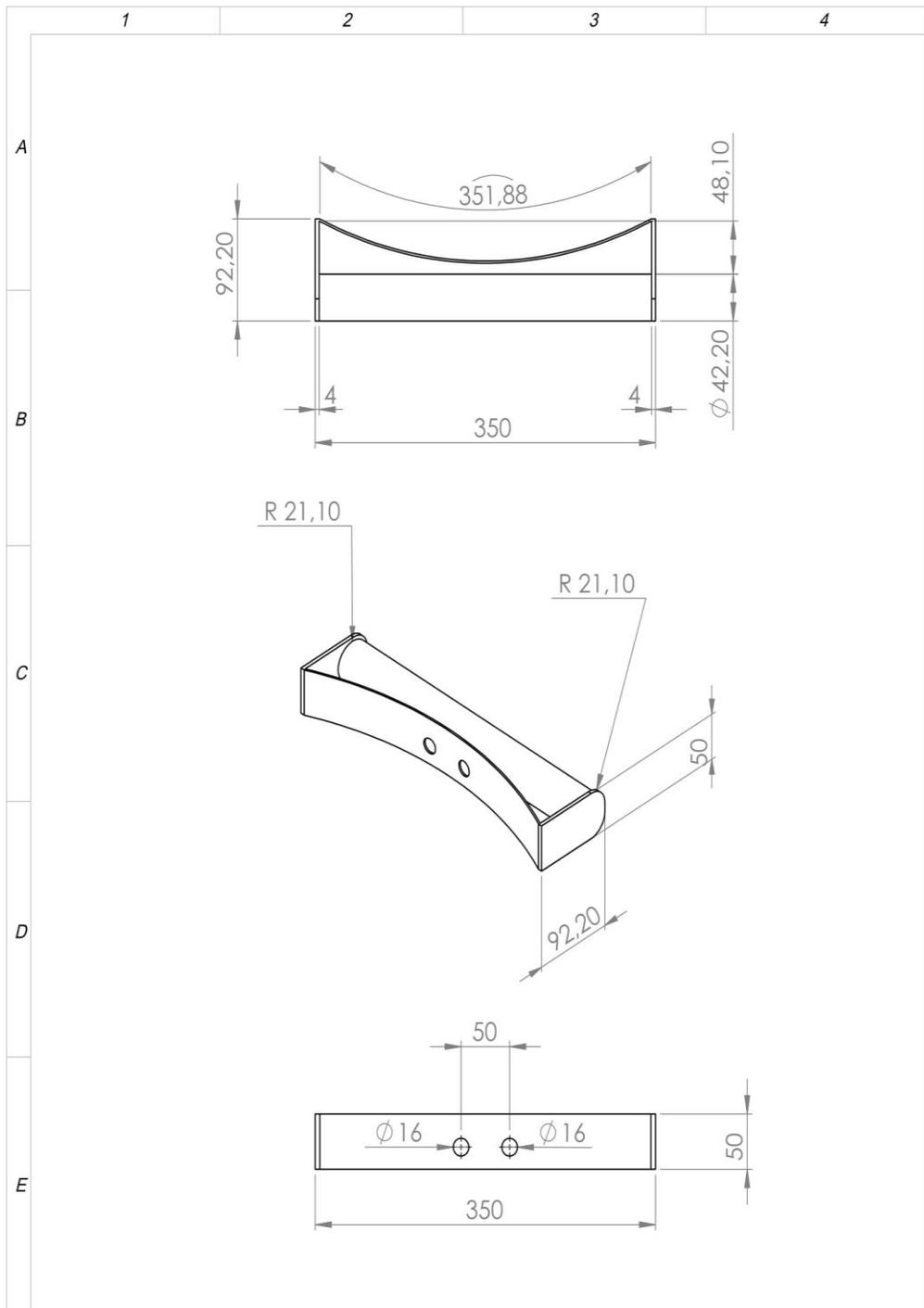
## LISTA DE MATERIALES Y PLANOS CONSTRUCTIVOS.

Lista de materiales para el ensamble:

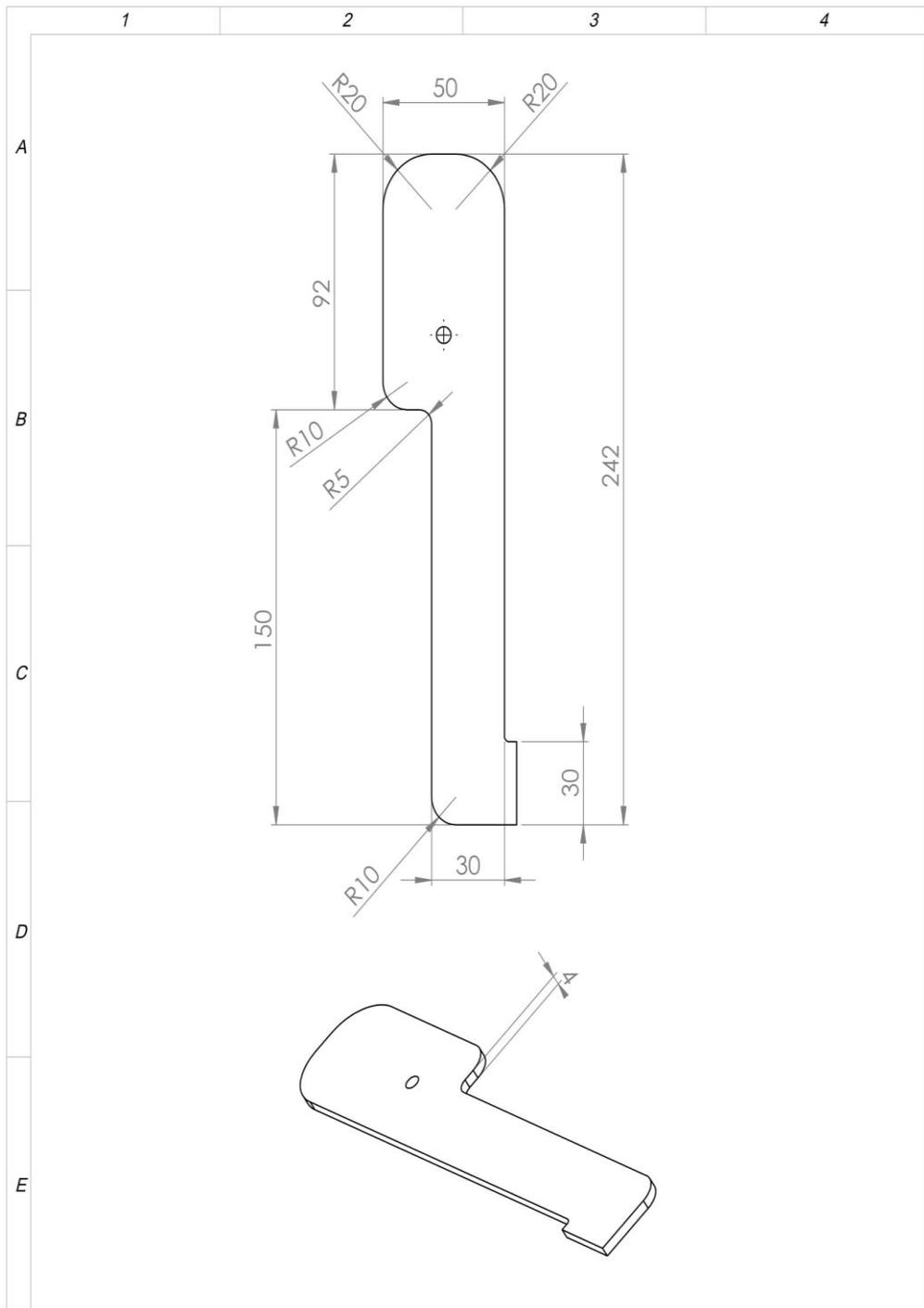
	1	2	3	4																																																																																			
A	<table border="1"> <thead> <tr> <th>N.º DE ELEMENTO</th> <th>N.º DE PIEZA</th> <th>CANTIDAD</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>1</td> <td>base cadera 1</td> <td>2</td> </tr> <tr> <td>2</td> <td>base cadera 2</td> <td>1</td> </tr> <tr> <td>3</td> <td>posterior</td> <td>1</td> </tr> <tr> <td rowspan="4">B</td> <td>4</td> <td>Cadera 3</td> <td>1</td> </tr> <tr> <td>5</td> <td>sopote anti flejo</td> <td>12</td> </tr> <tr> <td>6</td> <td>cojinete-corto pasador</td> <td>14</td> </tr> <tr> <td>7</td> <td>Tubo exterior 48,6</td> <td>4</td> </tr> <tr> <td rowspan="4">C</td> <td>8</td> <td>Tubo interior</td> <td>4</td> </tr> <tr> <td>9</td> <td>base pie</td> <td>1</td> </tr> <tr> <td>10</td> <td>FVBC 63-50 S</td> <td>4</td> </tr> <tr> <td>11</td> <td>Montura 63mm</td> <td>6</td> </tr> <tr> <td rowspan="4">D</td> <td>12</td> <td>horquilla</td> <td>6</td> </tr> <tr> <td>13</td> <td>VASTAGO FVBC 50-100</td> <td>6</td> </tr> <tr> <td>14</td> <td>soporte cilindro Cadera</td> <td>2</td> </tr> <tr> <td>15</td> <td>Corredera</td> <td>2</td> </tr> <tr> <td rowspan="4">E</td> <td>16</td> <td>Soporte cilindro pie</td> <td>1</td> </tr> <tr> <td>17</td> <td>base pie2</td> <td>1</td> </tr> <tr> <td>18</td> <td>FVBC 63-50 S (1)</td> <td>2</td> </tr> <tr> <td>19</td> <td>espaldar2</td> <td>1</td> </tr> <tr> <td rowspan="6"></td> <td>20</td> <td>Soporte cilindro 50 100 rodilla</td> <td>1</td> </tr> <tr> <td>21</td> <td>Corredera rodilla</td> <td>1</td> </tr> <tr> <td>22</td> <td>Soporte cilindro 50 100 rodilla3</td> <td>1</td> </tr> <tr> <td>23</td> <td>Corredera rodilla3</td> <td>1</td> </tr> <tr> <td>24</td> <td>Soporte cilindro pie2</td> <td>1</td> </tr> <tr> <td>25</td> <td>soporte muslo2</td> <td>2</td> </tr> </tbody> </table>				N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	CANTIDAD	1	base cadera 1	2	2	base cadera 2	1	3	posterior	1	B	4	Cadera 3	1	5	sopote anti flejo	12	6	cojinete-corto pasador	14	7	Tubo exterior 48,6	4	C	8	Tubo interior	4	9	base pie	1	10	FVBC 63-50 S	4	11	Montura 63mm	6	D	12	horquilla	6	13	VASTAGO FVBC 50-100	6	14	soporte cilindro Cadera	2	15	Corredera	2	E	16	Soporte cilindro pie	1	17	base pie2	1	18	FVBC 63-50 S (1)	2	19	espaldar2	1		20	Soporte cilindro 50 100 rodilla	1	21	Corredera rodilla	1	22	Soporte cilindro 50 100 rodilla3	1	23	Corredera rodilla3	1	24	Soporte cilindro pie2	1	25	soporte muslo2	2
	N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	CANTIDAD																																																																																				
	1	base cadera 1	2																																																																																				
	2	base cadera 2	1																																																																																				
3	posterior	1																																																																																					
B	4	Cadera 3	1																																																																																				
	5	sopote anti flejo	12																																																																																				
	6	cojinete-corto pasador	14																																																																																				
	7	Tubo exterior 48,6	4																																																																																				
C	8	Tubo interior	4																																																																																				
	9	base pie	1																																																																																				
	10	FVBC 63-50 S	4																																																																																				
	11	Montura 63mm	6																																																																																				
D	12	horquilla	6																																																																																				
	13	VASTAGO FVBC 50-100	6																																																																																				
	14	soporte cilindro Cadera	2																																																																																				
	15	Corredera	2																																																																																				
E	16	Soporte cilindro pie	1																																																																																				
	17	base pie2	1																																																																																				
	18	FVBC 63-50 S (1)	2																																																																																				
	19	espaldar2	1																																																																																				
	20	Soporte cilindro 50 100 rodilla	1																																																																																				
	21	Corredera rodilla	1																																																																																				
	22	Soporte cilindro 50 100 rodilla3	1																																																																																				
	23	Corredera rodilla3	1																																																																																				
	24	Soporte cilindro pie2	1																																																																																				
	25	soporte muslo2	2																																																																																				
<table border="1"> <tr> <td>TOLERANCIA:</td> <td>PESO (Kg):</td> <td>MATERIAL:</td> </tr> <tr> <td>± 0.1</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>Fecha</td> <td>Nombre</td> <td></td> </tr> <tr> <td>Dibujado 06/07/2016</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>Revisado</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>Aprobado</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>FIRMA / EMPRESA:</td> <td></td> <td>DIBUJO Nº:</td> </tr> <tr> <td>Edición</td> <td>Modificación</td> <td>Fecha</td> <td>Nombre</td> </tr> </table>				TOLERANCIA:	PESO (Kg):	MATERIAL:	± 0.1			Fecha	Nombre		Dibujado 06/07/2016			Revisado			Aprobado			FIRMA / EMPRESA:		DIBUJO Nº:	Edición	Modificación	Fecha	Nombre	<p><b>Lista de materiales</b></p> <p>ESCALA: 1:20</p> <p>HOJA: A4</p>																																																										
TOLERANCIA:	PESO (Kg):	MATERIAL:																																																																																					
± 0.1																																																																																							
Fecha	Nombre																																																																																						
Dibujado 06/07/2016																																																																																							
Revisado																																																																																							
Aprobado																																																																																							
FIRMA / EMPRESA:		DIBUJO Nº:																																																																																					
Edición	Modificación	Fecha	Nombre																																																																																				



				TOLERANCIA:	PESO [Kg]:	MATERIAL:	
						N/A	
				Fecha	Nombre	<b>Lista de materiales del ensamblaje</b>	ESCALA:
			Dibujado	06/05/2016	Baus Frank		1:20
			Revisado				
			Aprobado				
				FIRMA / EMPRESA:		DIBUJO N°:	HOJA:
				<b>UTE</b>			<b>A4</b>
Edición	Modificación	Fecha	Nombre				

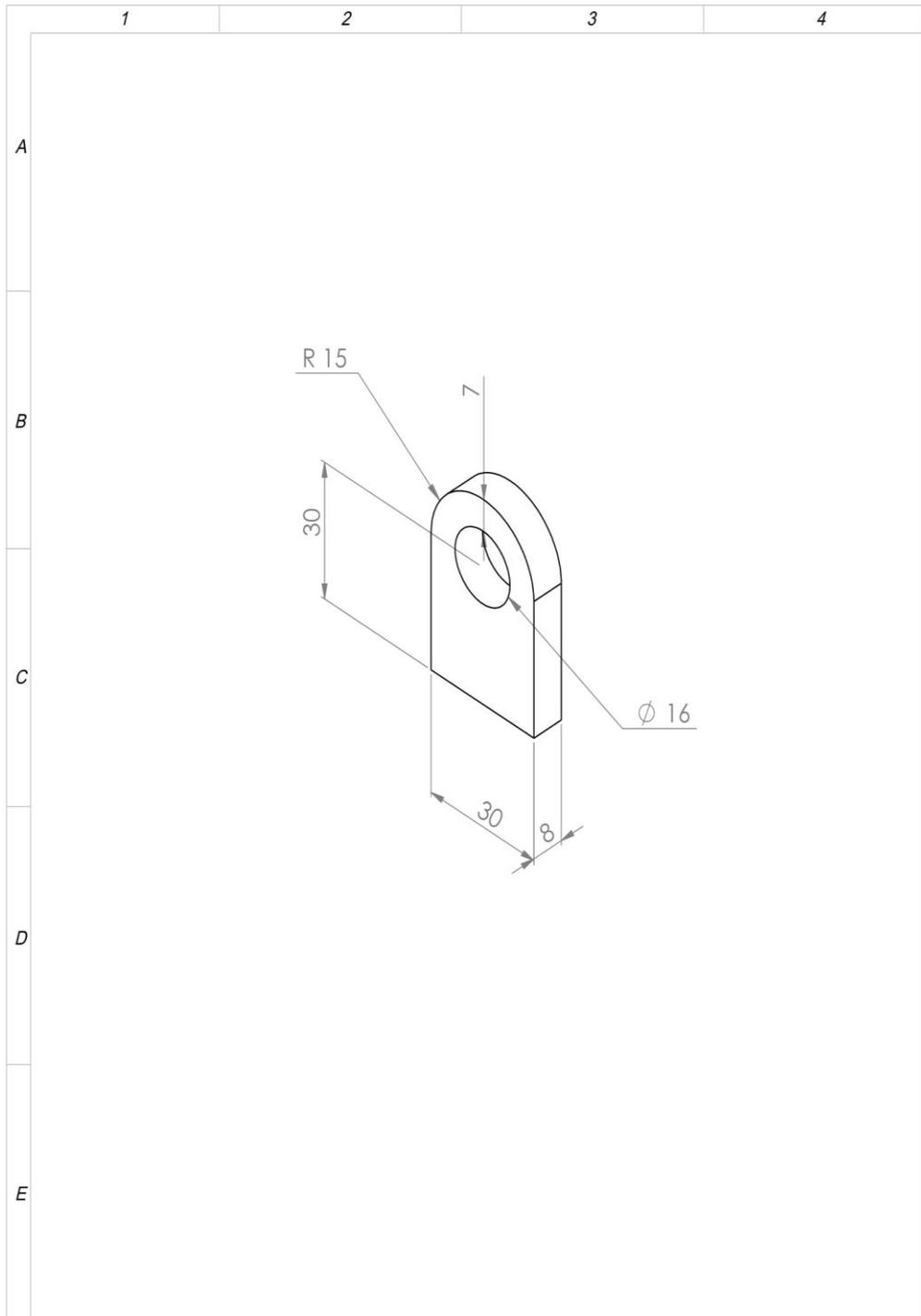


				TOLERANCIA: $\pm 0.1$	PESO [Kg]:	MATERIAL: <b>ASTM A569</b>	
							ESCALA: <b>1:20</b>
				Fecha	Nombre	<b>Base cadera posterior</b>	
				Dibujado 06/07/2016			
				Revisado			
				Aprobado			
				FIRMA / EMPRESA:		DIBUJO N°:	HOJA: <b>A4</b>
				<b>UTE</b>			
Edición	Modificación	Fecha	Nombre				

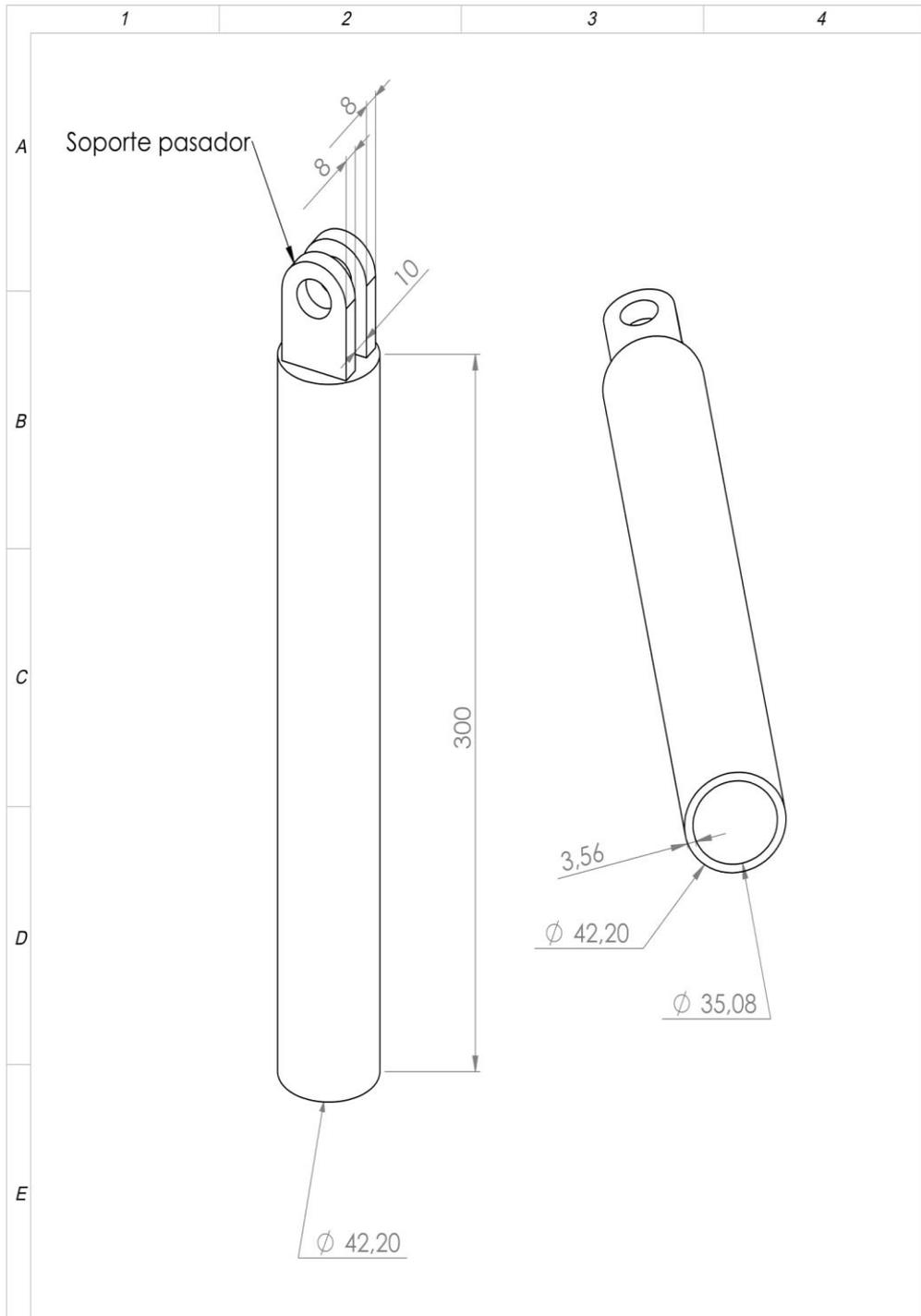


				TOLERANCIA: $\pm 0.1$	PESO [Kg]:	MATERIAL: <b>ASTM A 569</b>	
							ESCALA: 1:20
				Fecha Dibujado 06/06/2016	Nombre Baus Frank	<b>Base cadera</b>	
				Revisado			
				Aprobado			
				FIRMA / EMPRESA: <b>UTE</b>		DIBUJO N°:	HOJA: <b>A4</b>
Edición	Modificación	Fecha	Nombre				

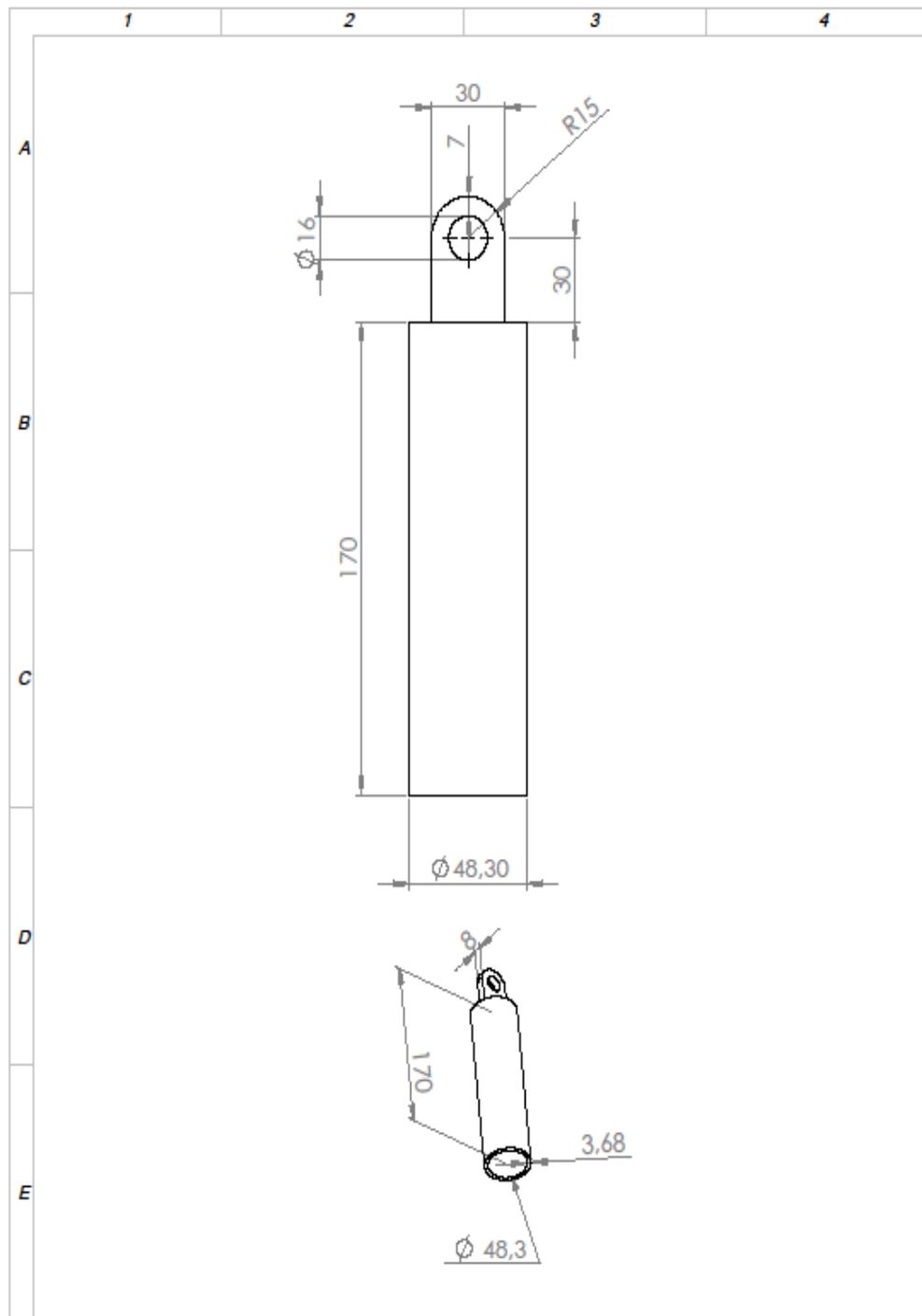




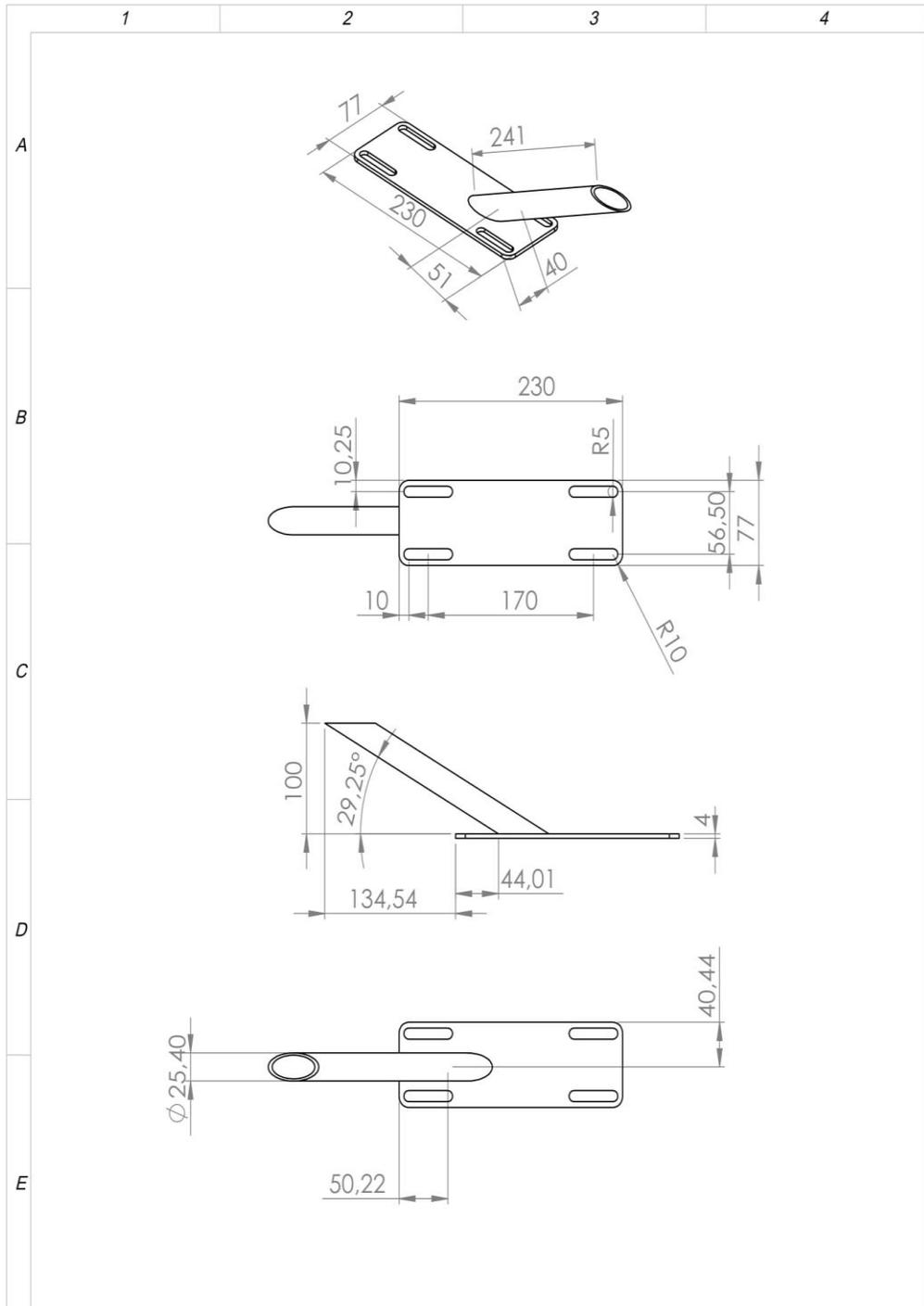
				TOLERANCIA:	PESO [Kg]:	MATERIAL:		
						ASTM A 569		
				Fecha	Nombre	Cojinete		
				Dibujado 06/05/2016	Baus Frank			ESCALA:
				Revisado				1:20
				Aprobado				
				FIRMA / EMPRESA:		DIBUJO N°:	HOJA:	
							A4	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre					



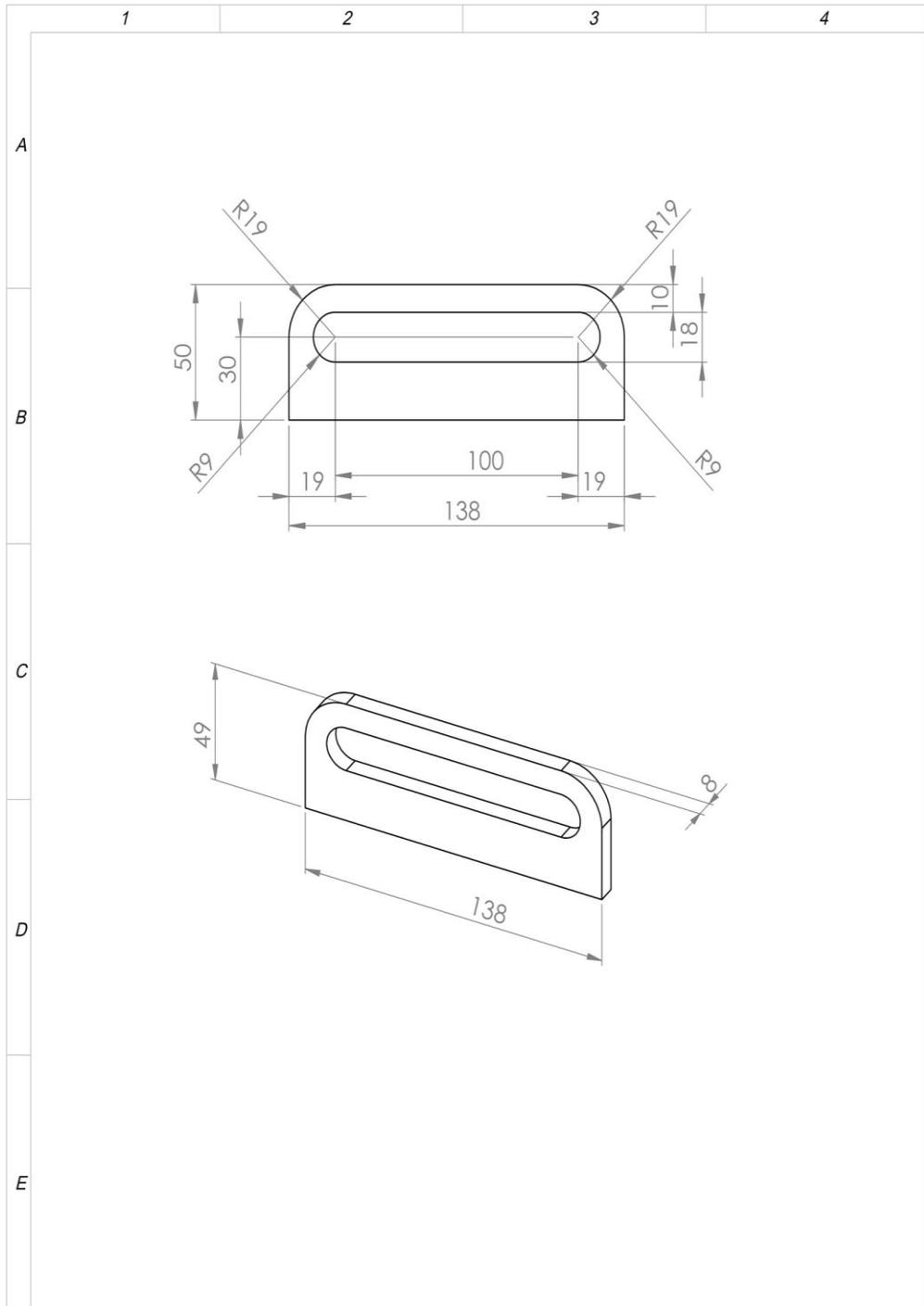
				TOLERANCIA:	PESO [Kg]:	MATERIAL:	
						ASTM A 569	
				Fecha	Nombre	<b>Tubo deslizante</b>	
				Dibujado 06/05/2016	Baus Frank		
				Revisado			
				Aprobado		ESCALA:	1:20
				FIRMA / EMPRESA:		DIBUJO N°:	HOJA:
							A4
Edición	Modificación	Fecha	Nombre				



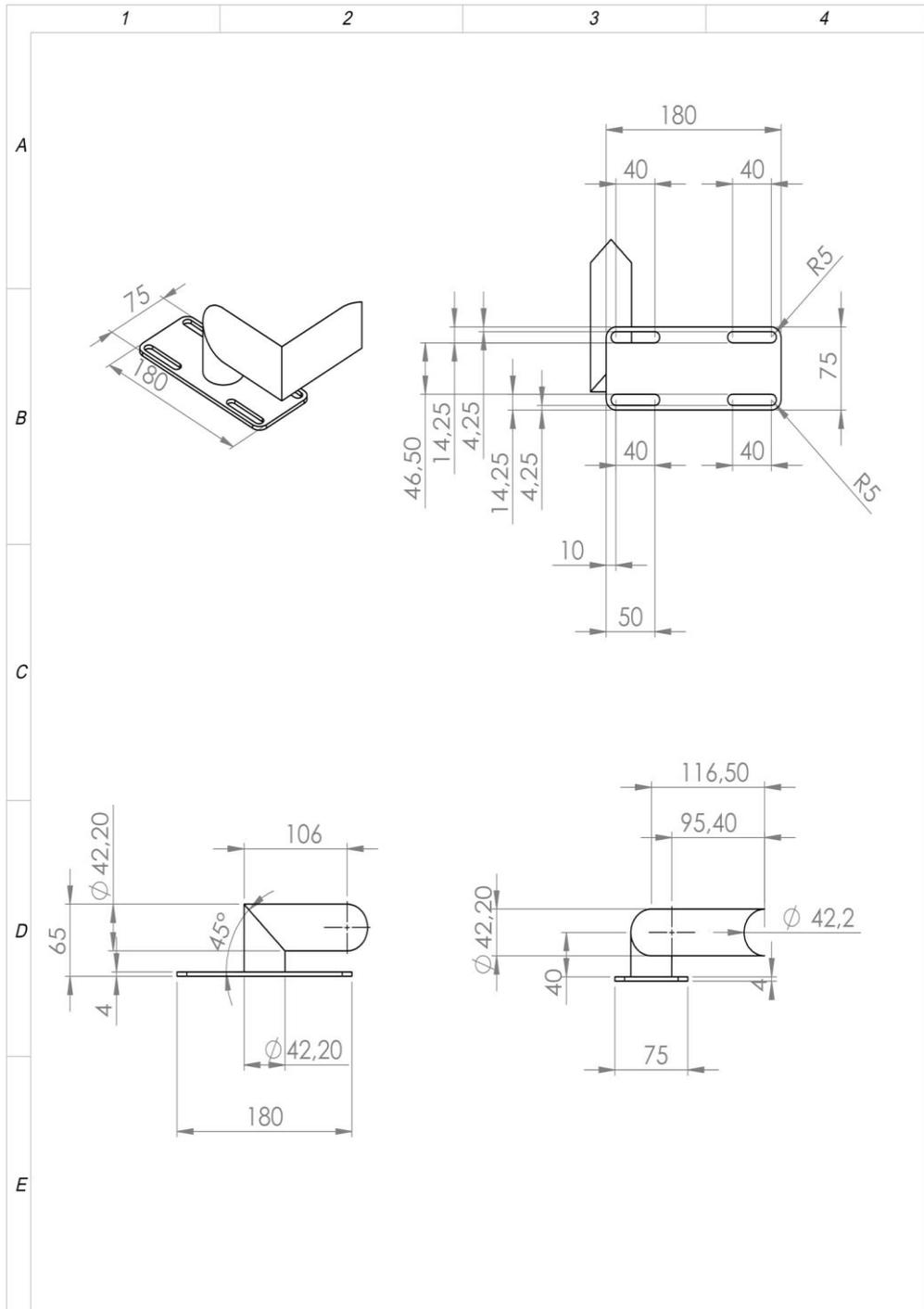
				TOLERANCIA:	PESO (kg)	MATERIAL:	
						<b>ASTM A 569</b>	
				Fecha	Nombre	<b>Tube exterior</b>	ESCALA:
				Dibujado: 09/05/2016	Ben Frank		1:20
				Revisado:			
				Aprobado:			
				FIRMA / EMPRESA:		DIBUJO Nº:	HOJA:
				<b>UTE</b>			<b>A4</b>
Edición	Modificación	Fecha	Nombre				



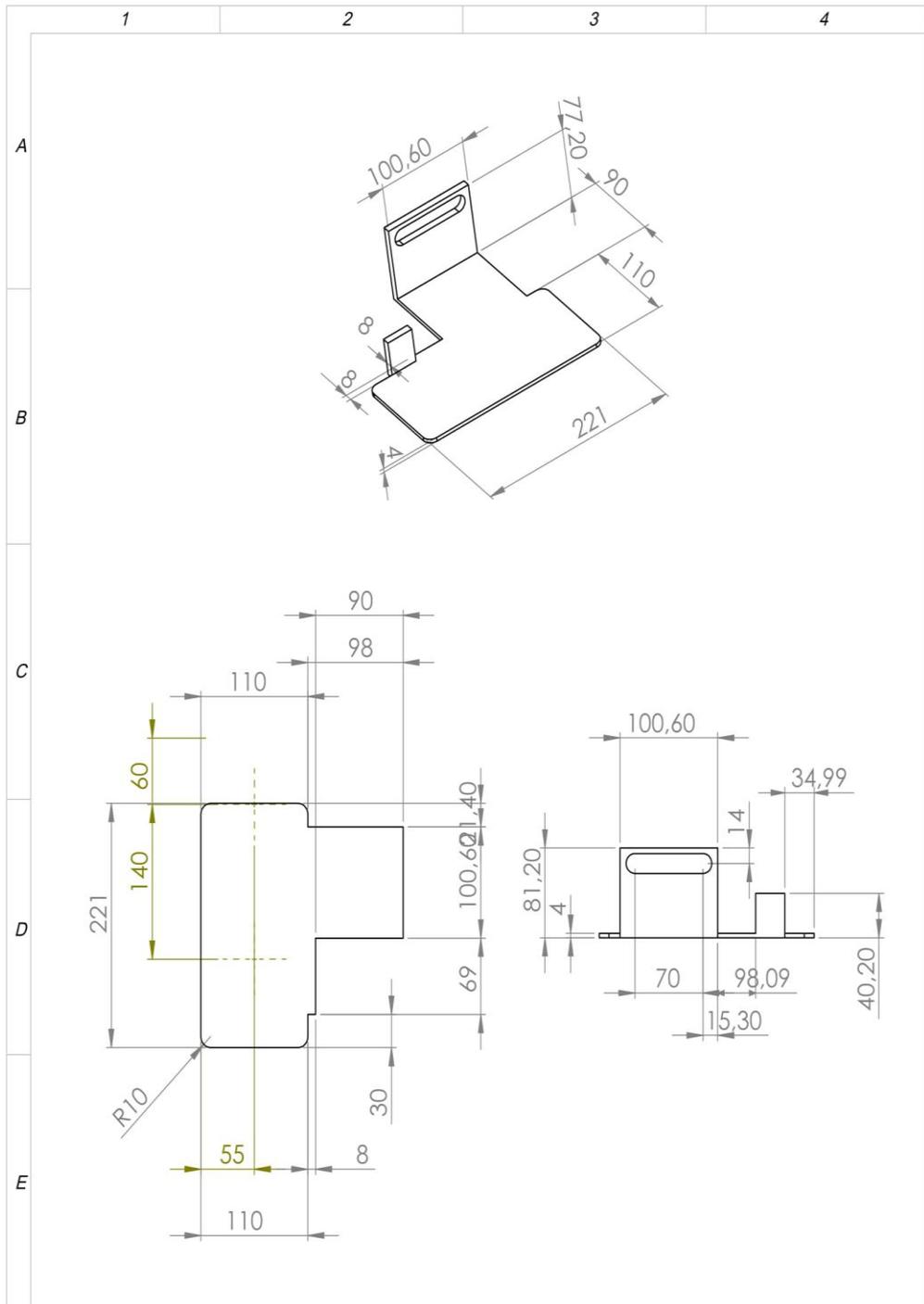
				TOLERANCIA:	PESO [Kg]:	MATERIAL:	
						<b>ASTM A 569</b>	
				Fecha	Nombre	ESCALA:	
				Dibujado 06/05/2016	Baus Frank	<b>Soporte cilindro neumático</b>	
				Revisado		1:20	
				Aprobado			
				FIRMA / EMPRESA:		DIBUJO N°:	
				<b>UTE</b>			
						HOJA:	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			<b>A4</b>	



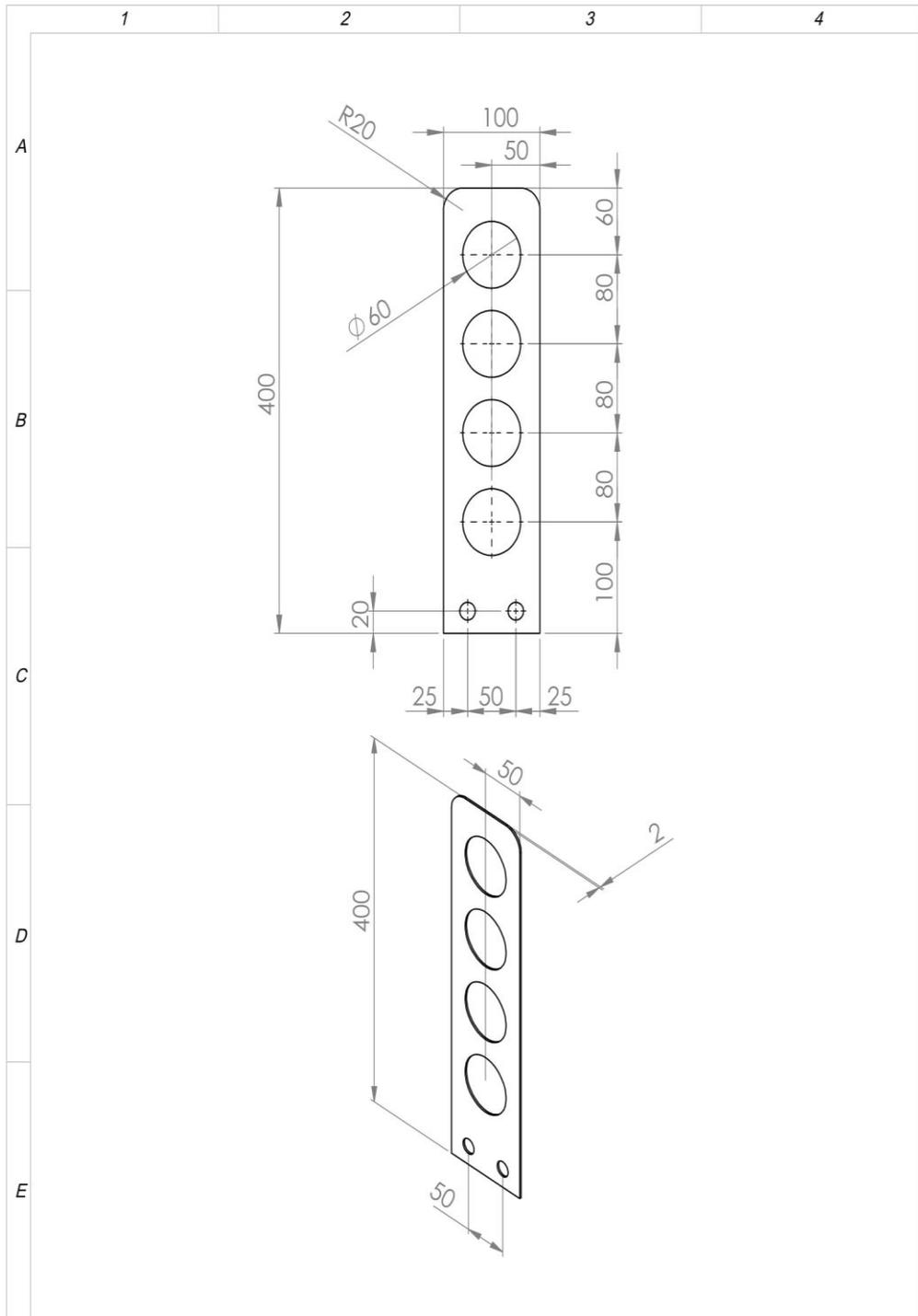
				TOLERANCIA:	PESO [Kg]:	MATERIAL:	
						<b>ASTM A 569</b>	
				Fecha	Nombre	<b>Corredera de cadera</b>	ESCALA:
			Dibujado	06/05/2016	Baus Frank		1:20
			Revisado				
			Aprobado				
				FIRMA / EMPRESA:		DIBUJO N°:	HOJA:
				<b>UTE</b>			<b>A4</b>
Edición	Modificación	Fecha	Nombre				



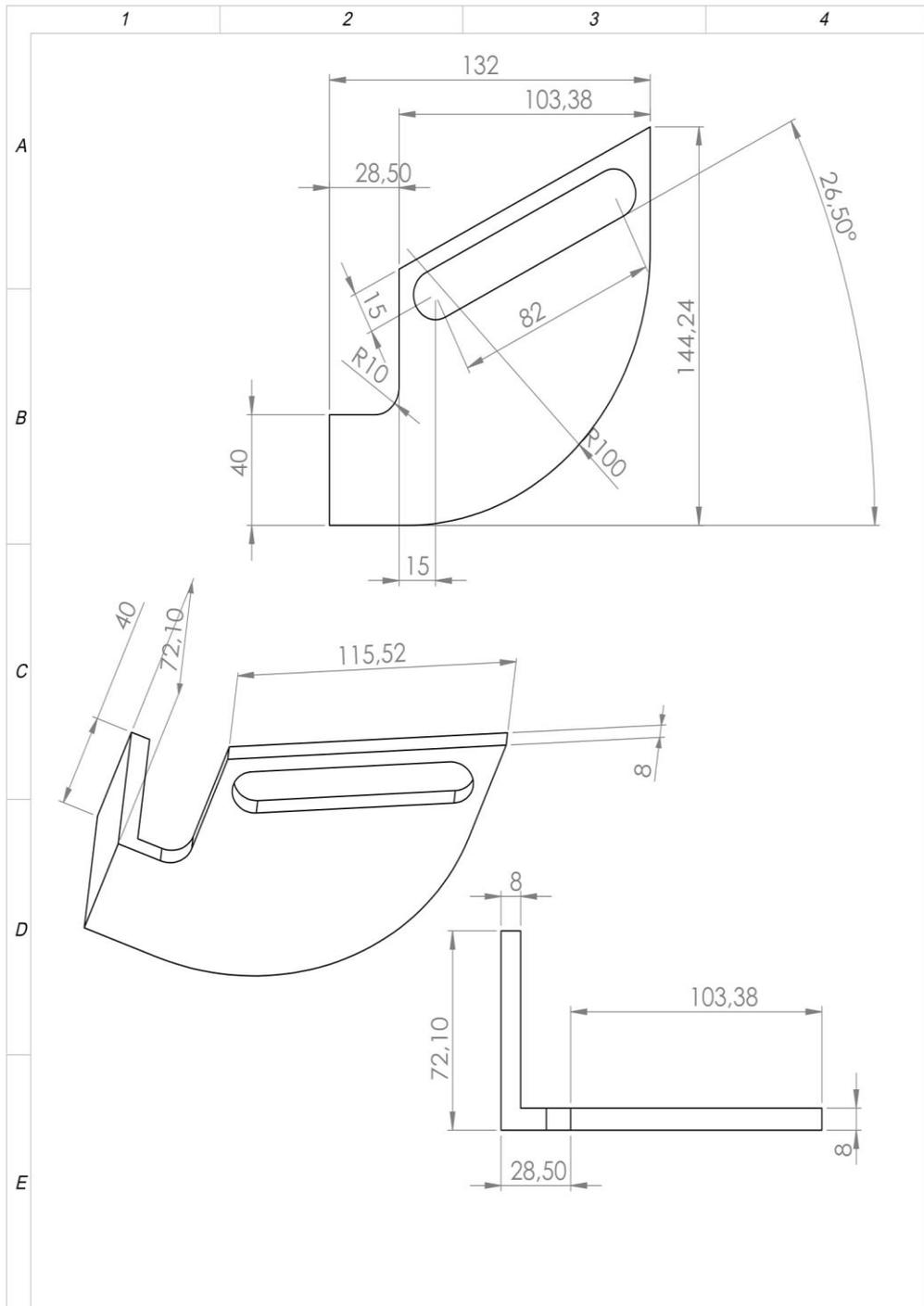
				TOLERANCIA:	PESO [Kg]:	MATERIAL:	<b>ASTM A 569</b>		
						<b>Soporte cilindro neumático tobillo</b>		ESCALA:	
				Fecha	Nombre			1:20	
				Dibujado	06/05/2016	Baus Frank			
				Revisado					
				Aprobado					
				FIRMA / EMPRESA:	DIBUJO N°:		HOJA:		
				<b>UTE</b>			<b>A4</b>		
Edición	Modificación	Fecha	Nombre						



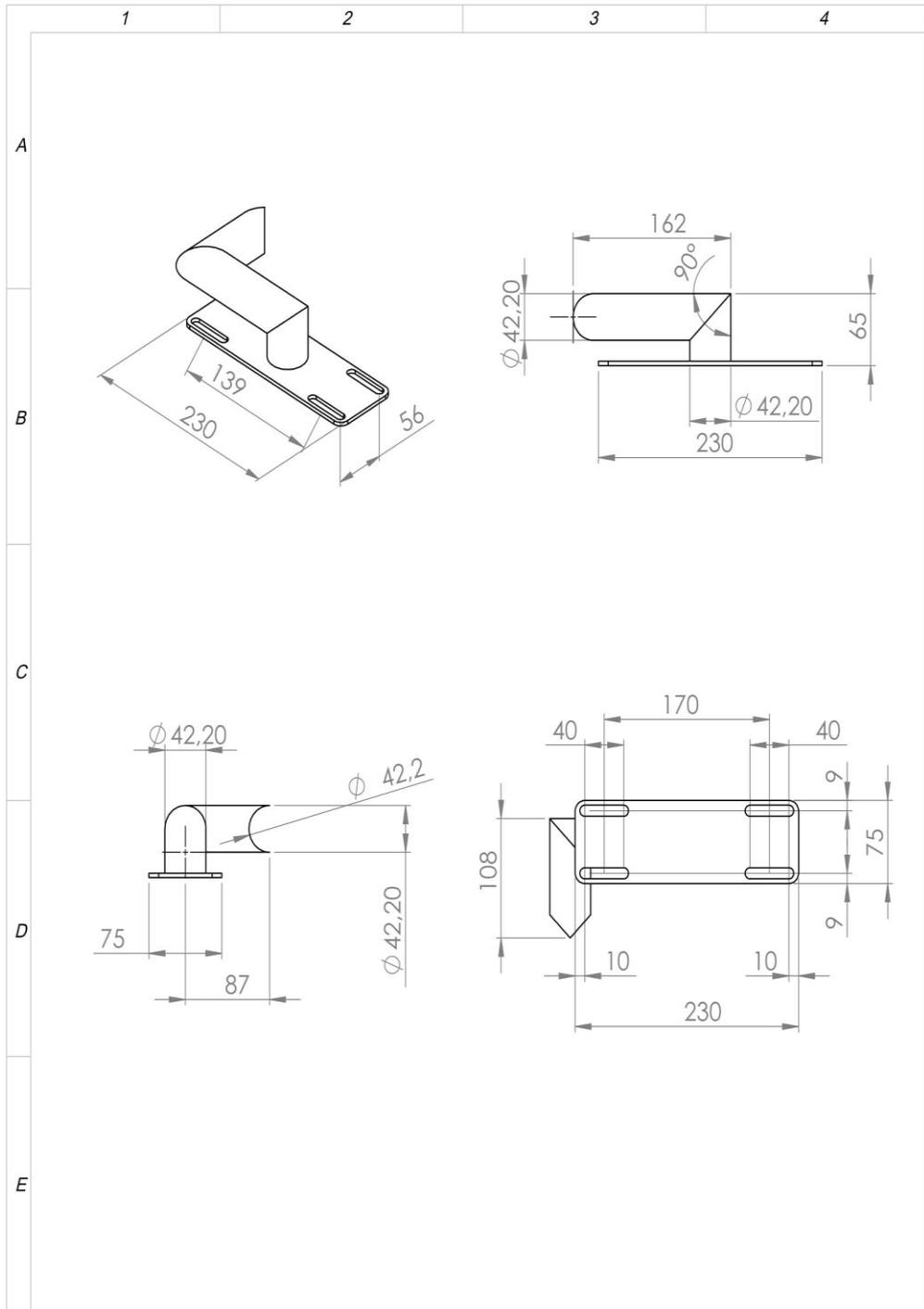
				TOLERANCIA:	PESO [Kg]:	MATERIAL:	
						<b>ASTM A 569</b>	
				Fecha	Nombre	<b>Base pié</b>	ESCALA:
				Dibujado 06/05/2016	Baus Frank		1:20
				Revisado			
				Aprobado			
				FIRMA / EMPRESA:		DIBUJO N°:	HOJA:
				<b>UTE</b> 			<b>A4</b>
Edición	Modificación	Fecha	Nombre				



				TOLERANCIA:	PESO [Kg]:	MATERIAL:	
						<b>ASTM A 569</b>	
				Fecha	Nombre	<b>Espaldar</b>	
				Dibujado	Baus Frank		
				Revisado			
				Aprobado		ESCALA:	1:20
				FIRMA / EMPRESA:		DIBUJO N°:	HOJA:
				<b>UTE</b>			<b>A4</b>
Edición	Modificación	Fecha	Nombre				



				TOLERANCIA:	PESO [Kg]:	MATERIAL:			
						<b>ASTM A 569</b>			
				Fecha	Nombre	<b>Corredera rodilla</b>	ESCALA:		
				Dibujado	06/05/2016		Baus Frank	1:20	
				Revisado					
				Aprobado					
				FIRMA / EMPRESA:		DIBUJO N°:	HOJA:		
				<b>UTE</b> 			<b>A4</b>		
Edición	Modificación	Fecha	Nombre						



				TOLERANCIA:	PESO [Kg]:	MATERIAL:		
						<b>ASTM A 569</b>		
				Fecha	Nombre	<b>Soporte cilindro neumático rodilla</b>		ESCALA:
				Dibujado 06/05/2016	Baus Frank			1:20
				Revisado				
				Aprobado				HOJA:
				FIRMA / EMPRESA:		DIBUJO N°:	A4	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	<b>UTE</b> 				