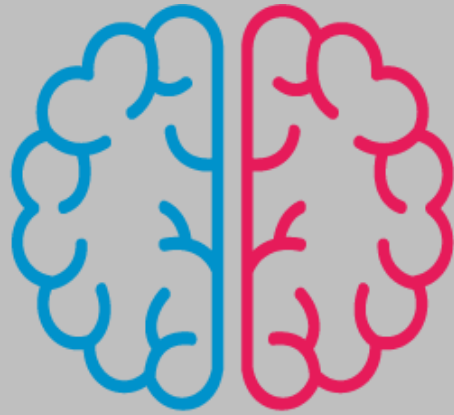


2022



PROYECTO FINAL  
“RHEA”

**EQUIPO  
AUTOMATIZADO DE  
REHABILITACIÓN**

---

# ÍNDICE

---

## Contenido

<b>PROYECTO FINAL</b>	<b>1</b>
<b>ÍNDICE</b>	<b>2</b>
<b>RESUMEN</b>	<b>5</b>
<b>1. CONCEPTOS GENERALES</b>	<b>7</b>
<b>1.1- DISCAPACIDAD</b>	<b>7</b>
<b>1.2- LA MARCHA HUMANA</b>	<b>11</b>
1.2-1- ANÁLISIS DE LA MARCHA HUMANA	12
1.2-2- CICLO DE MARCHA	13
<b>1.3- NEUROPLASTICIDAD Y NEUROREHABILITACIÓN</b>	<b>15</b>
1.3-1- FISIOTERAPIA	16
<b>1.4- CONCLUSIONES</b>	<b>18</b>
<b>2. PROPUESTA DE DESARROLLO: EQUIPO DE REHABILITACIÓN RHEA</b>	<b>20</b>
<b>2.1- JUSTIFICACIÓN</b>	<b>20</b>
2.1-1- IMPORTANCIA DEL PROYECTO	22
2.1-2- CONTRIBUCIONES DEL PROYECTO	22
2.1-2-1- CONTRIBUCIONES AL AVANCE CIENTÍFICO-TECNOLÓGICO Y TRANSFERENCIA AL MEDIO	22
2.1-2-2- CONTRIBUCIONES A LA FORMACIÓN DE RECURSOS HUMANOS	23
<b>2.2- OBJETIVOS</b>	<b>23</b>
2.2-1- OBJETIVO GENERAL	23

1

---

<b>2.2-2- OBJETIVOS ESPECÍFICOS</b>	<b>23</b>
<b><u>2.3- DISEÑO GENERAL DEL EQUIPO Y PRESENTACION A POSIBLES INVERSORES</u></b>	<b><u>24</u></b>
2.3-1- DISEÑO DE LA MAQUINA COMPLETA	24
2.3-2- PROGRAMA DE CONTROL	27
2.3-3- PRESUPUESTO FINAL DE LA MAQUINA	28
2.3-4- PRESENTACIÓN A NACIÓN SEGUROS Y A ETHOSYA	30
<b><u>3. FORMULACIÓN DE PROYECTO</u></b>	<b><u>34</u></b>
<b><u>3.1- RECÁLCULO DE MOMENTOS PARA ARTICULACIONES</u></b>	<b><u>36</u></b>
3.1-1- ANÁLISIS CINEMÁTICO Y DINÁMICO DE LA MARCHA HUMANA	36
3.1-1-1- MODELO BIOMECÁNICO	36
3.1-1-2- CINEMÁTICA DE LA MARCHA HUMANA	38
3.1-1-3- ANÁLISIS DINÁMICO DE LA MARCHA HUMANA	40
3.1-1-4- MODELO BIOMECÁNICO Y PARÁMETROS ANTROPOLÓGICOS	41
3.1-1-5- ANÁLISIS DINÁMICO INVERSO	43
3.1-2- OBTENCIÓN DE LOS MOMENTOS PARA CADA ARTICULACIÓN	44
<b><u>3.2- SELECCIÓN DE MOTORREDUCTOR Y ENCODER</u></b>	<b><u>47</u></b>
3.2-1- SELECCIÓN DE ENCODER:	49
3.2-1-1- CARACTERÍSTICAS DE ENCODER RELATIVO:	49
3.2-2- FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA:	50
3.2-2-1- MODELADO ANALÍTICO DE UN MOTOR DC:	50
3.2-2-2- SIMPLIFICACIÓN DE LAS ECUACIONES DEL MOTOR DC POR EL MÉTODO DE ELIMINACIÓN DE LA CONSTANTE ELÉCTRICA DEL MOTOR:	54
3.2-2-3- SIMPLIFICACIÓN DE LAS ECUACIONES DEL MOTOR DC POR EL MÉTODO DE ELIMINACIÓN DEL POLO NO DOMINANTE.	54
3.2-3- MODELADO ANALÍTICO PARA LOS MOTORES SELECCIONADOS.	0
3.2-3-1- FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA, MOTOR CADERA.	0
3.2-3-2- FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA, MOTOR PANTORRILLA.	3
<b><u>4. MATERIALIZACIÓN DE LA ESTRUCTURA</u></b>	<b><u>7</u></b>
<b><u>4.1- COMPRA DE MATERIALES Y CONSTRUCCION DE ESTRUCTURA</u></b>	<b><u>7</u></b>
4.1-1- COMPRA DE MATERIALES PARA EXOESQUELETO	7
4.1-2- CONSTRUCCIÓN DEL EXOESQUELETO	10
	2

---

4.1-2-1-	ARTICULACIONES	10
4.1-2-2-	EXTREMIDADES	20
<b>4.1-3-</b>	<b>CONSTRUCCIÓN DE MECANISMO REGULADOR DE CADERA Y BASTIDOR</b>	<b>28</b>
4.1-3-1-	MECANISMO REGULADOR DE CADERA	29
4.1-3-2-	CONSTRUCCIÓN DEL BASTIDOR	38
<b>4.1-4-</b>	<b>SELECCIÓN DE MOTOR ECONÓMICO Y COLOCACIÓN EN EXOESQUELETO</b>	<b>51</b>
4.1-4-1-	ENSAMBLE AL EXOESQUELETO E IMPRESIÓN 3D.	56
4.1-4-2-	MODELADO 3D E IMPRESIÓN.	60
4.1-4-3-	ENSAMBLE FINAL AL EXOESQUELETO.	67
<b>4.1-5-</b>	<b>CONTROL Y VENTILACIÓN DEL MOTORREDUCTOR.</b>	<b>70</b>
4.1-5-1-	ENCODER:	70
4.1-5-2-	ENCODER EN EXOESQUELETO.	71
4.1-5-3-	LECTURA DE POSICIÓN:	76
4.1-5-4-	VENTILACIÓN DEL MOTORREDUCTOR	79
4.1-5-5-	COLOCACIÓN DE LOS SENSORES ÓPTICOS LA CADERA.	83
<b>4.2-</b>	<b>AUTOMATIZACION Y CONTROL DE MOTORES</b>	<b>90</b>
<b>4.2-1-</b>	<b>AUTOMATIZACIÓN EN LabVIEW</b>	<b>90</b>
4.2-1-1	DISEÑO DE PROGRAMACIÓN CON ARDUINO	93
<b>4.2-2-</b>	<b>COMANDO DE LOS MOTORES</b>	<b>95</b>
<b>4.2-3-</b>	<b>CINTA CAMINADORA Y VARIADOR DE FRECUENCIA</b>	<b>102</b>
<b>4.3-</b>	<b>CONCLUSIONES</b>	<b>106</b>
<b>5.</b>	<b>CONCLUSIÓN FINAL</b>	<b>107</b>
<b>REFERENCIAS</b>		<b>108</b>

---

---

## RESUMEN

---

La movilidad es una de las principales funciones de cualquier ser humano que no sólo le permite desplazarse para realizar sus actividades personales, sino también interactuar con el entorno físico y social. De ahí, el gran impacto que tiene la pérdida parcial o total de la movilidad, puesto que condiciona toda la vida de una persona y la obliga a adaptarse a una nueva realidad.

De acuerdo a las estadísticas, el 10,2% de la población argentina presenta algún tipo de dificultad, donde el 42,7% presentan discapacidades motrices. De este porcentaje, la región de Cuyo es la que presenta la mayor proporción con el 11%. Ante esta situación, como sociedad tenemos el deber de proporcionar los medios necesarios para mejorar la calidad de vida, eliminar barreras y permitir la plena integración de las personas con discapacidad motora.

En efecto, la evolución de la neurociencia ha permitido que las personas con deficiencias motrices puedan, por medio de la fisioterapia, reconstruir su marcha natural por medio de estímulos externos (neurodesarrollo). Los estímulos mencionados requieren una copia de los movimientos naturales que la persona en rehabilitación debería realizar. El fisioterapeuta es el encargado de llevarlos a cabo en forma manual, requiriendo de grandes esfuerzos y desgastes.

Hoy en día, la tecnología juega un papel clave en el desarrollo de sistemas que permitan realizar los movimientos buscados. Existe un auge en desarrollo de equipos entrenadores de marcha capaces de efectuar los movimientos de la marcha humana, sin embargo solamente se encuentran dos equipos en la República Argentina. De hecho, traer uno desde Europa cuesta aproximadamente 400000 euros e incluso el costo de rehabilitación es de 30000 pesos la media hora.

Andhar San Rafael es una Asociación Civil sin fines de lucro que ayuda a personas con dificultades motrices en su proceso de recuperación. En respuesta a su necesidad de poseer un equipo de rehabilitación se propone el desarrollo de un entrenador de marcha fijo totalmente automático denominado RHEA. Este tendrá el

---

propósito de aumentar la rapidez en rehabilitación sin la necesidad de grandes esfuerzos por parte del fisioterapeuta. Será capaz de adaptarse a personas minusválidas hasta 2m de alto y 150 kg y constará de cuatro partes principales: un inductor de marcha humana, el cual es el encargado de seguir los patrones preestablecidos de los movimientos de los miembros inferiores; una cinta móvil, ejecutándose en concordancia con la velocidad de marcha; un sistema de suspensión del paciente, para que sea sostenido permitiendo el apoyo de cierto peso sobre la cinta, factor influyente en la rehabilitación; y un software adaptado para el profesional el cual tendrá el dominio de la máquina y su funcionamiento, ya que podrá seleccionar el tiempo de duración y velocidad de una marcha y regular la descarga de peso del paciente, con el fin de ejecutar una rehabilitación precisa.

De esta manera, vista la deficiencia en el mercado actual de equipos rehabilitadores, debido a la inexistencia de empresas desarrolladoras en el país y los altos costos que conlleva la adquisición de ellos desde el extranjero, el desarrollo de un equipo nacional rehabilitador de marcha de bajos costos permitirá ser implementado en diversos puntos estratégicos de la región, facilitando el acceso sin inconvenientes de logísticas y económicos.

---

# 1. CONCEPTOS GENERALES

---

## 1.1- DISCAPACIDAD

La discapacidad es una condición compleja, que refleja la interacción entre el ser humano con su condición y el entorno en el que vive y desarrolla su vida.

Las Naciones Unidas, en la Convención Internacional sobre Derechos de las Personas con Discapacidad desarrollada en el 2007, incluye a las personas con discapacidad a todas <<aquellas que tengan deficiencias físicas, mentales, intelectuales o sensoriales, a largo plazo, que al interactuar con diversas barreras, éstas puedan impedir su participación plena y efectiva en la sociedad, en igualdad de condiciones que las demás>><sup>1</sup>. De esta manera, es necesario romper las barreras sociales y ambientales, así como adecuar el medio para lograr la inclusión social y la participación plena de estas personas, para que puedan tener los mismos derechos laborales, personales y sociales que las demás.

En líneas generales, podemos hablar de cuatro tipos de discapacidad según la afectación orgánica o psicológica: física, psíquica, sensorial e intelectual o mental. Sin embargo, esta no es la única clasificación que se puede establecer, ya que la discapacidad también puede ser congénita o adquirida, según se presente desde el nacimiento o se deba a procesos degenerativos, traumáticos o tengan su origen en el envejecimiento, habiéndose incrementado esta última al mismo tiempo que lo ha hecho la esperanza de vida. Los cambios demográficos han traído consigo profundas transformaciones en la pirámide poblacional, en la que se refleja un progresivo envejecimiento de la población con enfermedades crónicas muy evolucionadas y tendencia a la discapacidad. A ello se suma que la esperanza de vida de estas personas ha ido aproximándose a la del resto de la población. Actualmente, por ejemplo, la esperanza de vida de una persona con paraplejia se encuentra en el 90% de la del resto de la población y la de una con tetraplejia en el 85 %. Sin embargo, esta realidad NO ha ido acompañada de una mejora del bienestar y de la participación social. La discapacidad afecta a aspectos tan importantes como la propia salud, puesto que estas personas son más vulnerables a enfermedades secundarias. Así mismo, afecta a la

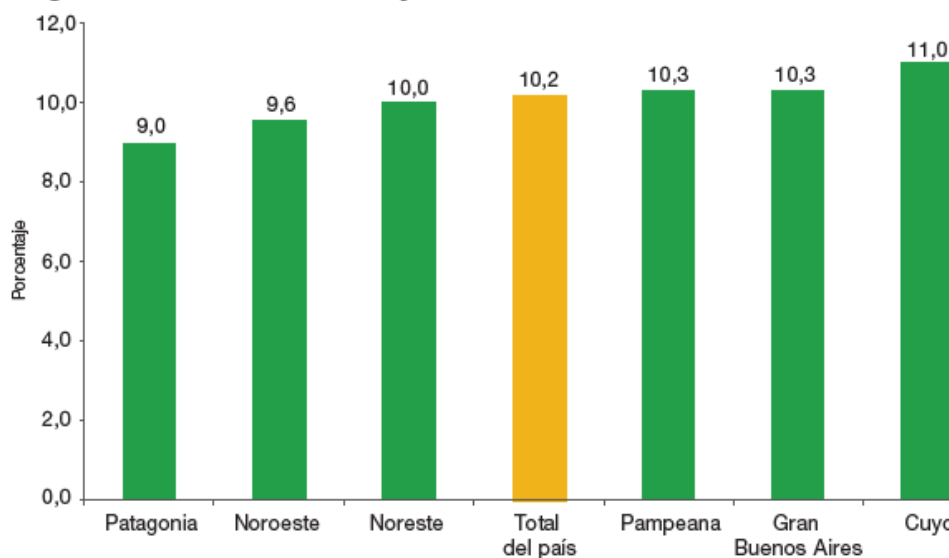
educación, ya que los niños, dentro de esta población, obtienen peores resultados académicos que la media. En el ámbito económico, estas personas presentan un mayor índice de desempleo, menores ingresos y gastos elevados.

Podemos concluir entonces, que la discapacidad determina para la persona cierta dependencia y limitación de su participación social, de aquí resulta la extrema importancia de la búsqueda de soluciones para mejorar su bienestar.

De acuerdo a la OMS el número de personas con discapacidad supera los 1000 millones, es decir el 15% de la población del planeta<sup>2</sup>. Estos números necesitan especificaciones, es por esto que nos adentramos en las estadísticas aportadas por el Instituto Nacional de Estadísticas y Censos (INDEC), el cual identifica a las personas con discapacidad en la República Argentina.

De acuerdo a sus estadísticas, el 10,2% de la población argentina presenta algún tipo de dificultad. El dato más importante es que la región de Cuyo es la que presenta la mayor proporción con dificultad (11%)<sup>3</sup>:

**Gráfico 1. Población de 6 años y más. Prevalencia de población con dificultad por regiones. Localidades de 5.000 y más habitantes. Año 2018**

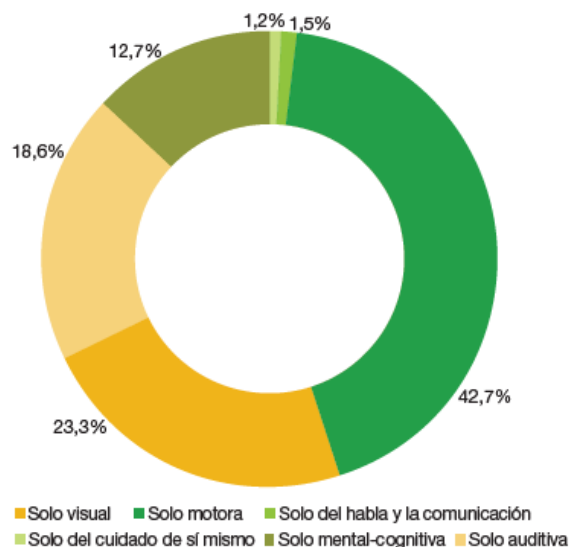


Fuente: INDEC. Estudio Nacional sobre el Perfil de las Personas con Discapacidad. Resultados preliminares.

Es necesario también adentramos en los tipos de discapacidades presentadas, veamos:



Gráfico 7. Población de 6 años y más con solo una dificultad por tipo de dificultad. Localidades de 5.000 y más habitantes. Año 2018



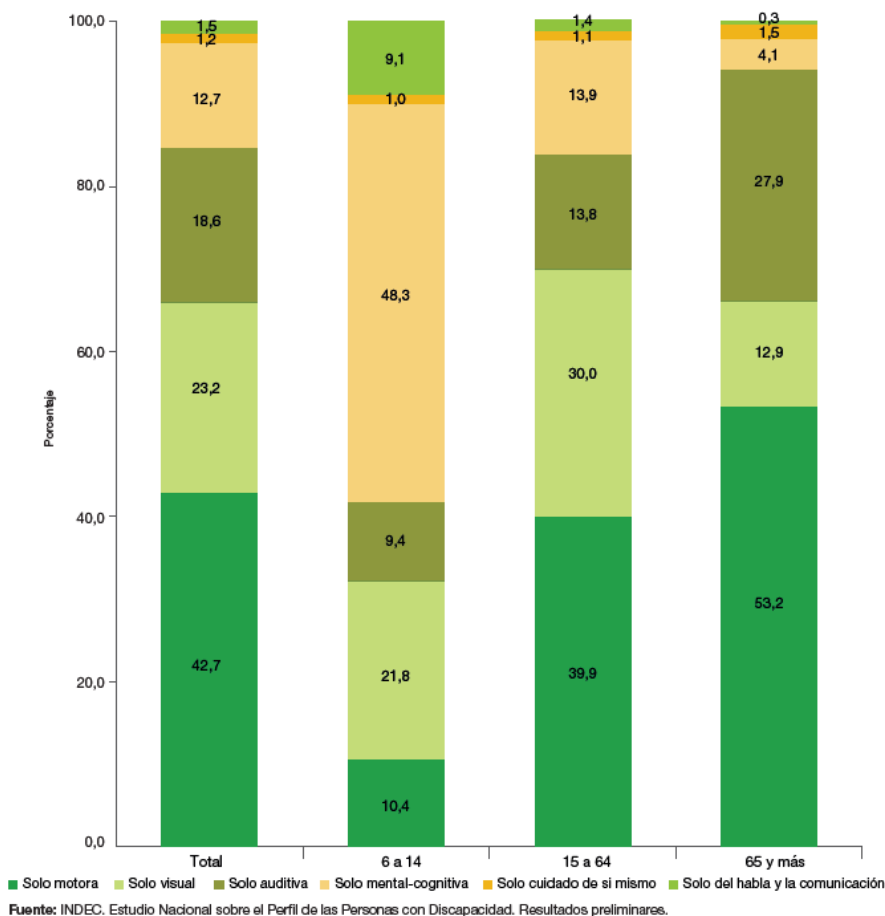
Fuente: INDEC. Estudio Nacional sobre el Perfil de las Personas con Discapacidad. Resultados preliminares.

La gráfica anteriormente mostrada cobra importancia cuando se muestra que del 10,2% de las personas discapacitadas, el 42,7% presentan discapacidades motrices.

Es en este tipo de discapacidad donde ponemos foco, es en este donde se hará hincapié en el desarrollo del proyecto. Quizás, los números no detallan las causantes de las discapacidades, sin embargo es un punto de partida importante considerar que la región de Cuyo es la zona con mayor número de discapacidades y cerca de la mitad de este número cuenta con discapacidades motrices.

La pérdida o reducción de la movilidad es uno de los principales problemas asociados al envejecimiento. Sin embargo, este déficit motor no es solo exclusivo de las personas mayores, veamos la siguiente gráfica:

Gráfico 8. Población de 6 años y más con solo una dificultad por grupos de edad según tipo de dificultad. Localidades de 5.000 y más habitantes. Año 2018



Se observa que el hecho es real en cada una de las edades. Esto nos lleva a concluir que la etiología del déficit motriz es mucho más amplia: los accidentes cerebrovasculares, las lesiones medulares, los traumatismos, la esclerosis múltiple, la parálisis cerebral entre otras etiologías, conllevan en la mayoría de los casos la pérdida parcial o total de movilidad y generan una discapacidad motora.

Dependiendo del grado de afectación, la persona se encuentra limitada en su vida diaria. La solución más fácil pasa por buscar un <<cuidador>>, pero lo cierto es que eso no repara la grave incidencia, ya que supone una dependencia, además de la baja autoestima que conlleva y la pérdida de la autonomía personal, lo que hace que muchas de ellas entren en una espiral de evolución negativa.

Ante estas situaciones, se presentan distintas alternativas para enfrentarse a la discapacidad motriz, como intervenciones quirúrgicas y tratamientos farmacológicos y sicoterapéuticos de rehabilitación. Así mismo, en este punto es donde entran en juego

---

los avances tecnológicos y la convergencia de equipos multidisciplinares para lograr una mejora en su calidad de vida, tema que será tratado con posterioridad.

## **1.2- LA MARCHA HUMANA**

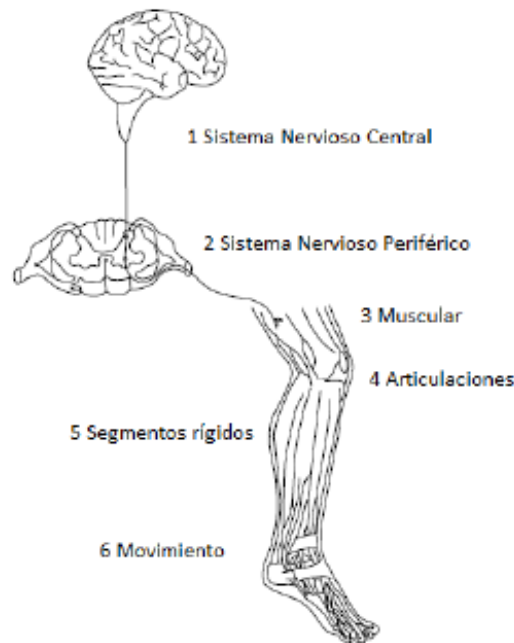
La movilidad es una de las principales funciones de cualquier ser humano que no sólo le permite desplazarse para realizar sus actividades personales, sino también interactuar con el entorno físico y social. Gracias a ella, las personas consiguen llevar a cabo las tareas cotidianas y logran sentirse realizadas en el plano personal, social y profesional. De ahí, el gran impacto que tiene la pérdida parcial o total de la movilidad, puesto que condiciona toda la vida de una persona y la obliga a adaptarse a una nueva realidad. Si se habla de niños o jóvenes, el impacto es aún mayor, ya que al encontrarse en una fase de desarrollo físico y psicológico, no sólo condiciona su capacidad locomotora, sino también la formación de su propia personalidad.

Estudios realizados por el Doctor Eloy José Urendes en su Tesis Doctoral, nos ayudan a comprender con mayor detalle la involucración de los distintos órganos para que pueda ser concretada la movilidad humana.

La marcha es una secuencia de eventos en la que se encuentran involucrados los diferentes sistemas del cuerpo humano y que se puede simplificar, en lo referente a las extremidades inferiores, en los siguientes pasos :

1. El sistema nervioso central genera un conjunto de comandos asociados a la marcha.
2. El sistema nervioso periférico transmite las señales asociadas a dichos comandos a los grupos musculares.
3. A raíz de las señales recibidas, se contraen los músculos agonistas y se relajan los antagonistas, actuando así mismo sobre los tendones correspondientes para desarrollar las tensiones mecánicas necesarias.
4. Generación de fuerzas y momentos para provocar los giros en las articulaciones sinoviales, como consecuencia de las contracciones realizadas.
5. Regulación de las fuerzas y momentos de las articulaciones por los segmentos rígidos del esqueleto.

6. Desplazamiento de los segmentos del cuerpo involucrados en los movimientos característicos de la marcha, generando las correspondientes fuerzas de reacción sobre el suelo.

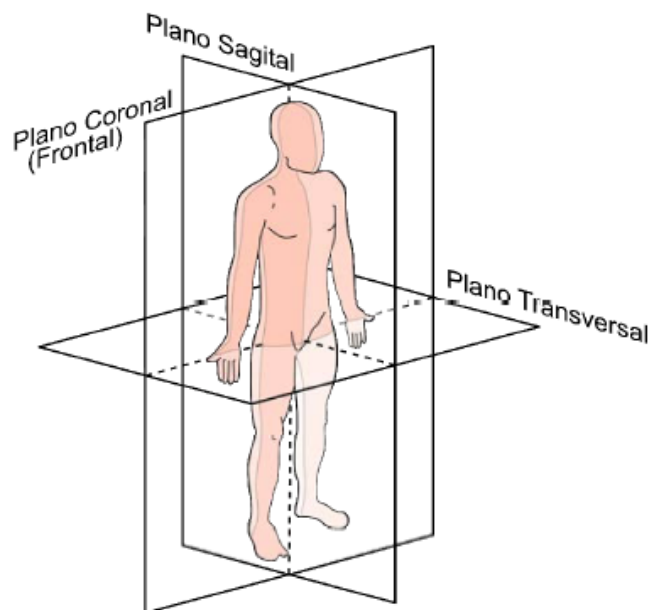


### 1.2-1- Análisis de la marcha humana

El ser humano comienza a adquirir la capacidad de locomoción alrededor del año de vida<sup>6</sup>. En su comienzo, la marcha es insegura, inestable, tambaleante, muy irregular y con una falta de armonía y coordinación. Es un proceso de aprendizaje que conlleva el desarrollo de la fuerza muscular y de la actuación coordinada de los elementos orgánicos que intervienen. Durante este periodo, se alcanza la posición bípeda, posición estable y básica para comenzar a caminar. El ser humano aprende de manera autónoma y de forma experimental, logrando así una marcha propia y característica, que puede ser descrita mediante un conjunto de parámetros que definen un patrón de marcha, común para el ser humano.

Desde el punto de vista conceptual, la marcha humana se define como una serie de movimientos alternantes y rítmicos, tanto de las extremidades como del tronco, que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad<sup>9</sup>. Para caminar, una pierna se eleva y se desplaza hacia delante, mientras que la otra pierna sirve de apoyo. En este proceso, el centro de gravedad se desplaza lateralmente, para mantener el

equilibrio y estabilidad, y verticalmente en contra de la gravedad, para incrementar la eficiencia energética. Desde el punto de vista anatómico, puede ser definida mediante tres planos específicos, denominados planos cardinales del cuerpo, que tienen su origen en el centro de gravedad del mismo: el *plano sagital* (o antero-posterior), el *coronal* (o frontal), y el *transversal* (u horizontal). Durante la locomoción, la mayoría de los movimientos tienen lugar en el sagital, por lo que los estudios biomecánicos se centran principalmente en el estudio del comportamiento de este plano.

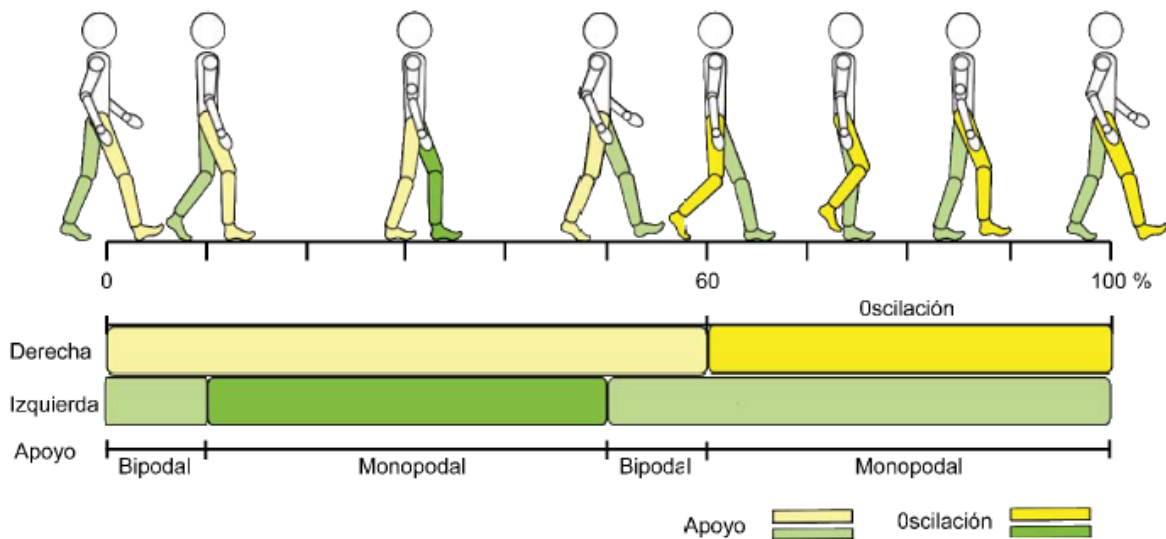


*Planos cardinales del cuerpo humano*

El conjunto de acontecimientos que tienen lugar durante la locomoción se conoce como ciclo de marcha.

### **1.2-2- Ciclo de marcha**

El ciclo de marcha comienza cuando un pie contacta con el suelo y termina cuando se produce el siguiente contacto del mismo pie. En este proceso, distinguimos dos fases: una fase de apoyo y otra de oscilación.



En la primera, el pie se encuentra en contacto continuo con el suelo, mientras que en la segunda el pie se balancea hacia delante sin contacto alguno con el mismo. La fase de apoyo representa un 60% del ciclo, mientras que el 40% restante corresponde a la de oscilación. Durante el proceso, existe una fase de apoyo bipodal, en la que ambas piernas se encuentran en contacto con el suelo, y que representa el 20% de la fase de apoyo.

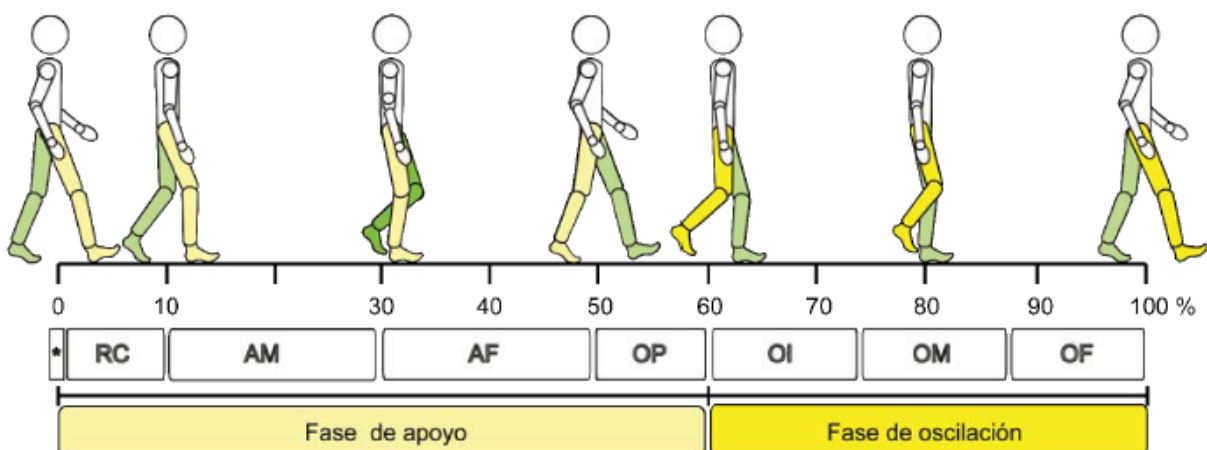
La fase de apoyo está constituida por cinco periodos fundamentales:

- Fase de contacto inicial (CI): Definido por el contacto inicial del talón del pie derecho sobre el suelo.
- Fase de apoyo inicial (AI) o de respuesta a la carga (RC): Es la comprendida entre el contacto del talón derecho y el despegue de la punta del pie izquierdo. Se caracteriza por ser el primer periodo de doble apoyo. Se corresponde con el 10% del ciclo de marcha.
- Fase media del apoyo (AM): Se define por el intervalo formado desde el despegue de la punta del pie izquierdo hasta el despegue del talón derecho. Se corresponde con la primera mitad del apoyo monopodal, representando el 20% del ciclo de marcha.
- Fase final de apoyo (AF): Se inicia con el despegue del talón derecho y finaliza con el contacto del talón izquierdo con el suelo. Este intervalo supone la segunda mitad del apoyo monopodal. En esta fase se proporciona aceleración y se asegura una longitud de zancada adecuada. Se corresponde con el 20% del ciclo.

- Oscilación previa (OP): Comienza con el contacto del talón izquierdo con el suelo y finaliza con el despegue del pie derecho. En esta fase comienza el segundo periodo de doble apoyo y su función es prepararse para la fase de oscilación. Se corresponde con el 10% del ciclo.

La fase de oscilación está definida por tres subfases:

- Fase inicial de oscilación (OI): Esta fase comienza con el despegue del pie derecho y finaliza en el momento en el que ambas rodillas se encuentran en la misma posición anterior-posterior en plano sagital. Corresponde al primer tercio del periodo de oscilación, 13% del ciclo, y se caracteriza porque en esta fase el peso se descarga exclusivamente sobre el miembro inferior izquierdo.
- Fase de oscilación media (OM): Este intervalo comienza con el cruce de los miembros inferiores a la altura de las rodillas y finaliza cuando la tibia derecha (en oscilación) alcanza la posición vertical. Durante esta fase, se sobrepasa el miembro de apoyo y su función es asegurar una separación adecuada entre el pie y el suelo. Se corresponde con el 14% del ciclo.
- Fase de oscilación final (OF): Se inicia cuando la tibia derecha alcanza la posición vertical y finaliza con el contacto del talón derecho del pie con el suelo. Su función es el frenado del miembro oscilante y la preparación del pie para un nuevo contacto con el suelo. Se corresponde con el 13% del ciclo.



*Representación de las subfases del ciclo de la marcha humana*

---

### 1.3- NEUROPLASTICIDAD Y NEUROREHABILITACIÓN

La neuroplasticidad es la potencialidad del sistema nervioso de modificarse para formar conexiones nerviosas en respuesta a la información nueva, la estimulación sensorial, el desarrollo, la disfunción o el daño. Es un proceso que representa la capacidad del sistema nervioso de cambiar su reactividad como resultado de activaciones sucesivas.<sup>12</sup>

La neuroplasticidad que se da durante la ontogenia para la elaboración de nuevos circuitos inducidos por el aprendizaje y mantenimiento de las redes neuronales, tanto en el adulto como en el anciano, se denomina plasticidad natural. Posterior a lesiones periféricas o centrales del sistema nervioso hay remodelación o cambios que subyacen a la recuperación clínica parcial o completa, y es denominada como plasticidad post-lesional.

La neuroplasticidad es la base y fundamento de los procesos experimentales y clínicos de neurorehabilitación. Por tal motivo, en el año 2006 se definió la neuroplasticidad como un proceso continuo a corto, mediano y largo plazo de remodelación de mapas neurosinápticos, que optimiza el funcionamiento de las redes cerebrales durante la filogenia, ontogenia y posterior a daños del sistema nervioso.<sup>13</sup>

La neurorehabilitación es un proceso médico centrado en la recuperación del sistema nervioso tras una lesión neurológica, que tiene como misión minimizar y compensar las alteraciones funcionales. Se basa en las neurociencias, y sus principios de actuación están fundamentados en la evidencia científica de la eficacia de los tratamientos.

Norman Doidge, en su libro “El cerebro se cambia así mismo” detalla casos reales de los resultados obtenidos por científicos aplicando el concepto de neuroplasticidad. Las personas con daños en el sistema nervioso, que por dogmas antiguos eran considerados irreversibles, fueron capaces de obtener rehabilitaciones a través de estímulos sensoriales por un periodo de tiempo, para luego lograr la independencia de ellos por medio de la reconstrucción neuronal, consiguiendo la movilidad de su cuerpo.



La neurorehabilitación puede centrarse en diferentes aspectos necesarios para facilitar la recuperación. Cuando sea necesario, el uso de terapias como la fisioterapia, la terapia ocupacional, la psicoterapia, la terapia del lenguaje y las técnicas de terapia visual, pueden facilitar la capacidad general del paciente.

### 1.3-1- Fisioterapia

El equipo el cual se está desarrollando busca mejorar los tiempos de rehabilitación en aquellas personas que están con terapia física, es por esta razón que entraremos en mejor detalle.

Utilizar el tratamiento de fisioterapia neurológica para la rehabilitación de personas con daño cerebral tiene como objetivo mejorar el movimiento, reducir la espasticidad, estimular la musculatura afectada, mejorar la sensibilidad, disminuir el dolor, trabajar el equilibrio y la capacidad de marcha (caminar por interior y por diferentes terrenos en el exterior).<sup>16</sup>



*Personas realizando ejercicios de rehabilitación física*

Es una rama dentro de la fisioterapia que se dedica al tratamiento de las alteraciones y lesiones ocasionadas por una afectación del Sistema Nervioso central o periférico y que afectan al movimiento.<sup>17</sup>

La fisioterapia neurológica centra su actividad en mejorar la movilidad del paciente. Para ello crea nuevas rutas neurológicas y refuerza las ya existentes para que

---

el movimiento tenga lugar. Así, tratará los diferentes trastornos motores afectados por una lesión a nivel del Sistema Nervioso Central (SNC). Estos pueden estar causados por un traumatismo, una determinada enfermedad o como consecuencia de un accidente cerebrovascular (ACV).

Dentro de la rehabilitación neurológica, la fisioterapia neurológica requiere de la comunicación entre todos los/as profesionales implicados. Es necesario conocer e identificar las características y necesidades de cada paciente para tomar las decisiones adecuadas y adaptar las técnicas de fisioterapia de manera individualizadas. Por este motivo, el conocimiento de las diferentes patologías que presente cada paciente es fundamental para el profesional fisioterapeuta.

La fisioterapia neurológica dispone de diferentes estrategias de intervención para aplicar a cada paciente. *Bobath, Perfetti, Brünstrom, FNP*, etc. son algunas de ellas. La elección de estos métodos de tratamiento estará determinada por las necesidades específicas de cada paciente y su situación clínica. El equipo de profesiones que participe en la rehabilitación de cada paciente, valorará la técnica que mejor se adapte a las circunstancias particulares.

El objetivo esencial de la rehabilitación neurológica es conseguir la máxima funcionalidad del paciente y/o prevenir su deterioro. Este es un objetivo común a todo el equipo multidisciplinar que participa en el tratamiento. La fisioterapia neurológica realiza además una labor de educación sanitaria. Es necesario reeducar posturalmente al paciente, pero su entorno también conocerá estas nuevas posturas y movimientos.

#### **1.4- CONCLUSIONES**

La discapacidad, la marcha humana, la neuroplasticidad y la neurorehabilitación son los tres bloques fundamentales que justifican de manera teórica la realización del equipo.

En el abordaje de los temas referidos a la discapacidad, las estadísticas hablaban por sí solas, la región de Cuyo es la que posee el mayor porcentaje de personas discapacitadas en relación con la demás población de la República Argentina. El lector dirá que las especificaciones sobre el tipo de deficiencia no eran de todo claras, sin

---

embargo 42,2% es un número interesante que obliga a convencer que la discapacidad motriz es un problema arraigado en la sociedad que es necesario tratar.

En las páginas anteriores se ha explicado también cómo se origina la marcha, los distintos elementos orgánicos involucrados en dicho proceso y las causas que reducen la capacidad del sistema locomotor. De todas ellas, solamente se hizo hincapié en lesiones medulares y accidentes cerebrovasculares ya que serán las causas sufridas por las personas a rehabilitarse en el equipo.

Asimismo, en esta sección se ha puesto de manifiesto que la movilidad humana es algo más que aquella función que permite el desplazamiento de un lugar a otro. Se trata de una función fundamental para el desarrollo integral del ser humano desde los primeros años de vida, ya que influye en todas las actividades cotidianas, tanto en el ámbito personal como laboral y familiar. Permite interaccionar con el medio, pero, además, constituye un modo de comunicación no verbal, a través del cual se pueden transmitir ideas o estados de ánimo. De ahí que la pérdida total o parcial de la movilidad condicione al ser humano no solo físicamente, sino también a nivel psicológico y cognitivo, además de las implicaciones económicas que supone en el gasto sanitario que conlleva estas carencias.

Ante esta situación, como sociedad tenemos el deber de proporcionar los medios necesarios para mejorar la calidad de vida, eliminar barreras y permitir la plena integración de las personas con discapacidad motora.

El último tema de gran relevancia desarrollado en este capítulo es el de la neuroplasticidad. Es menester remarcar el cambio de paradigma del humano, donde antes se creía que el cerebro era rígido desde el nacimiento y sin embargo cómo, en la actualidad, la evolución de la neurociencia permite que las personas con deficiencias motrices puedan, por medio de la fisioterapia, reconstruir su marcha natural por medio de estímulos externos (neurodesarrollo).

---

## 2. PROPUESTA DE DESARROLLO:

### EQUIPO DE REHABILITACIÓN

### RHEA

---

En este capítulo se presenta un nuevo dispositivo denominado RHEA destinado especialmente para un centro de rehabilitación de personas con discapacidades motrices ubicado en la ciudad de San Rafael en la provincia de Mendoza, pero con el objetivo que sea aplicable para cualquier centro o entorno hospitalario. Este sistema está basado en la combinación de un subsistema de inducción de movimientos y uno de descarga de peso, que permitirán lograr los objetivos neurofisiológicos buscados. Recordando que este proyecto tuvo comienzo en el año 2020 por los alumnos José Gabriel Melía y Nicolás Alberto Medrano los cuales dejaron una huella importante en el desarrollo del proyecto dando un gran avance tanto en las ecuaciones finales de movimiento del exoesqueleto como de un diseño estimativo del mismo en tamaño real.

#### 2.1- JUSTIFICACIÓN

ANDHAR es una asociación Civil ubicada en San Rafael, sin fines de lucro, dedicada a la colaboración de personas en rehabilitación. La asociación brinda apoyo a aquellas familias carenciadas que presenten algún miembro con discapacidad motriz y no tienen los medios necesarios para recurrir a una rehabilitación. Referirse a medios, se hace incapié a que se los ayuda con transporte para recurrir a los centros de rehabilitación, apoyo emocional mediante reuniones, e incluso ayuda en neurofisiología gracias al neurokinesiólogo Fernando Matoz, persona que sólo recibe a cambio el cariño de los pacientes.



*Fernando Matoz atendiendo a un paciente en rehabilitación*

Actualmente sólo se dispone de dos equipos en la República Argentina, uno ubicado en la provincia de San Juan y otro en la ciudad de Mendoza. Si bien, San Rafael se encuentra ubicado a 232km de la ciudad de Mendoza, pero la logística de traslado de una persona discapacitada es algo difícil de realizar.

Hasta el momento no se ha mencionado precios en rehabilitación ni mucho menos cuánto cuesta un entrenador de marcha comercial. De acuerdo a las familias de los pacientes en rehabilitación, media hora de tratamiento en los rehabilitadores cuesta aproximadamente 30.000 pesos argentinos, número imposible de pagar, e incluso las obras sociales tampoco se hacen cargo. Por otro lado, traer un equipo comercial desde el exterior, como por ejemplo un Lokomat, cuesta 400.000 euros, número que sería menor si la máquina se desarrollara en el país.

Ante la dificultad de logística para poder ayudar a los pacientes, como la imposibilidad de tener un equipo en la ciudad de San Rafael, la asociación Andhar acudió a la Universidad Tecnológica Nacional, Facultad Regional San Rafael en búsqueda de conocimientos y predisposición para desarrollar algún equipo que se desempeñara en el emplazamiento donde funciona la asociación.

---

La UTN derivó directamente la problemática mencionada hacia el Departamento de Ingeniería Electromecánica, cuyo director Ing. Javier Membrives planteó la necesidad de la asociación a distintos profesores y alumnos de la carrera. El cual cumplió ampliamente los objetivos en su primer etapa con los hoy ingenieros José G. Melía y Nicolás A. Medrano, los cuales dejaron una enseñanza altamente completa en el aspecto técnico y medicinal al grupo que comandó la segunda etapa del mismo.

Es así que se formó un grupo de trabajo compuesto por profesionales de distintos rubros, ingenieros electromecánicos: Javier Membrives, Fernando Pérez, Luis Di Césare, Gabriel Fernández; ingenieros electrónicos que brindaron sus conocimientos específicos en control: Dante Piedrafita y Armando Dauverné; doctor en física: Guillermo García; Fernando Matoz a cargo de la rehabilitación de los pacientes de la asociación y los alumnos investigadores: Juan Ignacio Melía, Agustina Giménez y Federico Modón.

### **2.1-1-Importancia del proyecto**

Vista la deficiencia en el mercado actual de equipos rehabilitadores, debido a la inexistencia de empresas desarrolladoras en el país y los altos costos que conlleva la adquisición de ellos desde el extranjero, surge la necesidad de desarrollar el primer equipo nacional rehabilitador de marcha de bajos costos, que permitirá ser implementado en diversos puntos estratégicos de la región, facilitando el acceso sin inconvenientes de logísticas y económicos.

En un principio se debe hacer el énfasis principal del grupo que comandó la primera etapa del proyecto el cual era que el equipo robótico sea totalmente automático, con la capacidad de poder adaptarse a una amplia gama de personas con diferentes lesiones medulares, con el propósito de aumentar la rapidez en rehabilitación. Donde el terapeuta tendrá el dominio de la máquina y su funcionamiento, ya que podrá seleccionar el tiempo de duración de una marcha y regular la descarga de peso del paciente con el fin de ejecutar una rehabilitación precisa.

---

## **2.1-2- Contribuciones del proyecto**

### **2.1-2-1- Contribuciones al avance científico-tecnológico y transferencia al medio**

El desarrollo del proyecto contribuirá en forma directa en la sociedad, donde todas las personas que necesiten, sin distinción de clases sociales ni disponibilidades económicas, tendrán la posibilidad de acceder a una rehabilitación a través del desarrollo tecnológico propuesto.

La posibilidad de tratamiento sin fines de lucro y el convenio efectuado con la Asociación Civil Andhar San Rafael, permitirá la transferencia inmediata del equipo proyectado al medio local. Además, se propiciará la generación de vínculos entre la Universidad y las Asociaciones Civiles.

Las herramientas adquiridas y las habilidades desarrolladas en el proceso de ejecución del prototipo aportarán avances de conocimiento aplicado en diversas áreas de la carrera Ingeniería Electromecánica de la UTN - Facultad Regional San Rafael.

### **2.1-2-2- Contribuciones a la formación de recursos humanos**

El proyecto contribuirá con la formación de estudiantes, docentes e investigadores de la UTN – Facultad Regional San Rafael, que se capacitarán en disciplinas diversas como: medicina neuronal, automatización electrónica, robótica y programación.

La experiencia favorecerá la consolidación de un equipo de trabajo multidisciplinario, integrando actores de la Universidad con profesionales de ciencias de la salud, basándose en el proceso de “aprender haciendo”.

## **2.2- OBJETIVOS**

Como conclusión a lo desarrollado en esta sección, se plantean los siguientes objetivos:

---

### 2.2-1- Objetivo general

Desarrollar un prototipo de máquina en tamaño real automatizada para la rehabilitación de pacientes con discapacidad motriz en las extremidades inferiores, adaptado a las necesidades del medio local en la provincia de Mendoza.

### 2.2-2- Objetivos específicos

- Efectuar el diseño mecánico del equipo rehabilitador, empleando los algoritmos formulados y teniendo en cuenta las particularidades definidas para la asociación.
- Construir el equipamiento a escala real, considerando el diseño mecánico, eléctrico y electrónico.
- Proyectar los elementos eléctricos y electrónicos necesarios para la automatización del modelo mecánico diseñado.
- Diseñar el sistema y el programa de control, adaptado para el manejo del terapeuta.
- Realizar la automatización del equipo rehabilitador, asociando las diferentes partes y verificando los movimientos y la estructura.

### 2.3- DISEÑO GENERAL DEL EQUIPO Y PRESENTACION A POSIBLES INVERSORES

Ante la necesidad de tener que obtener el dinero para llevar a cabo la máquina a una escala real, en el mes de junio al grupo de trabajo se le propuso la posibilidad de hacer la presentación del diseño del equipo rehabilitador en dos exposiciones. En un principio la exposición fue ante Nación Seguros los cuales llegaron a la facultad por medio del sr. Carlos Zorzoli, por otro lado, la segunda exposición fue ante Ethosya los cuales llegaron a la facultad por medio del ing. Ángel Quiles. Esto conllevó a que el grupo de trabajo se tuviera que reunir a realizar dos partes principales para poder exponer de forma correcta el proyecto, en primer lugar un diseño que muestre el detalle de cada una de las partes para el equipamiento y en segundo lugar un presupuesto completo de la maquinaria.



---

### 2.3-1- Diseño de la maquina completa

Gracias a que el ing. Medrano junto con el ing. Melía en su presentación de proyecto final realizaron un diseño estimativo de la maquinaria, se tuvo una base de partida para poder lograr el diseño final. Debido a que ellos dentro de sus posibilidades plantearon como objetivos hacer una maqueta a escala más pequeña, no hicieron su principal énfasis en este aspecto, es por esto que se decidió no solo mejorar el diseño ya existente, sino que también intentar que sea lo más económico, ergonómico y simple a su construcción posible. Por otro lado, es fundamental a la hora de mostrar esta clase de proyectos que la maquina sea muy vistosa y tenga un diseño que al verlo sea impactante. Es por esto que la facultad hizo la propuesta de que el grupo de trabajo realice el curso existente en la facultad del programa de diseño Fusion 360, en el cual se realiza la enseñanza de este software y de poder diseñar diferentes equipamientos.

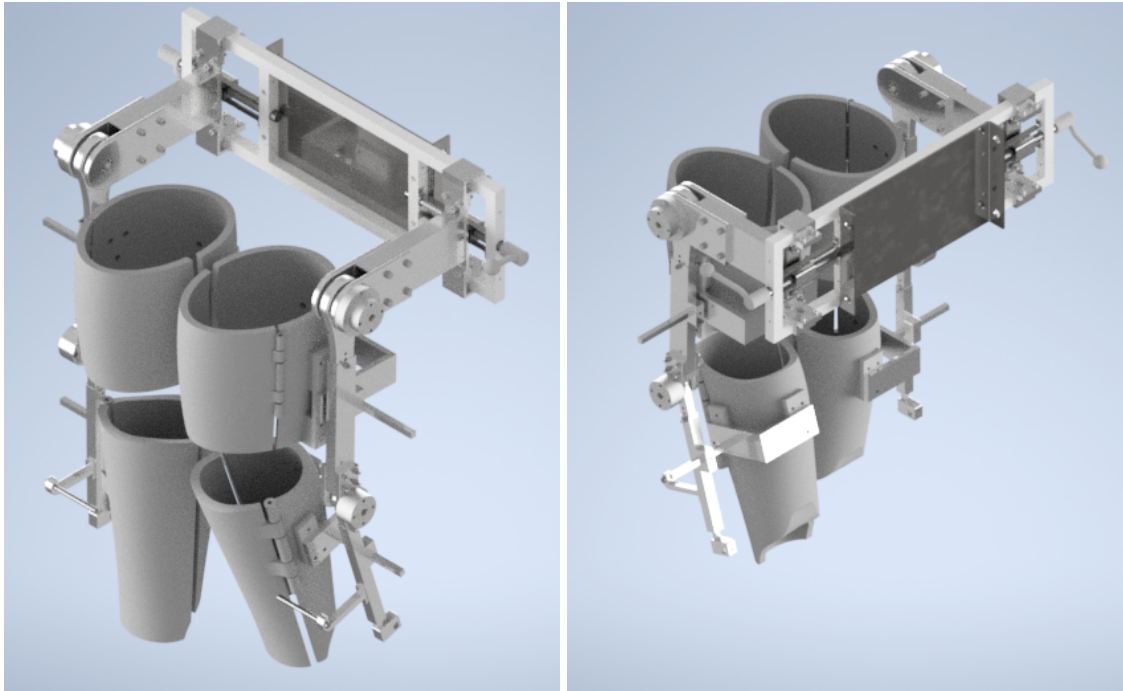
El curso fue de 3 meses, en el cual se aprende el uso de diferentes herramientas del programa Fusion 360, donde la presentación final en nuestro caso fue la del exoesqueleto. A continuación, se muestran algunas imágenes del diseño final:



*Diseño final en Autodesk Fusion 360*

En el mismo se puede ver como la maquina se divide en diferentes partes principales, donde en un principio se observa el exoesqueleto en aluminio, también es de gran notoriedad las prótesis hechas con un diseño ergonómico que le aseguren a las personas un agarre lo suficientemente cómodo y además asegurando la rigidez a la hora de transmitir los movimientos a las piernas de las personas.

Lo positivo de utilizar este programa es la compatibilidad total con otros softwares como por ejemplo la posibilidad de poder exportar a Autodesk Inventor y así simular ciertos esfuerzos para verificar las estructuras. También es uno de los programas mas utilizados para la impresión 3D lo cual es muy ventajoso para que estas prótesis antes comentadas sean impresas por este método. Las imágenes que se muestran a continuación hacen un detalle aun mas exacto del exoesqueleto con sus partes:



*Vista delantera y trasera del exoesqueleto*

Es de notar, que además del exoesqueleto se tiene un sistema de regulación del ancho de la cadera, mediante el mismo por medio de un tornillo sinfín y un juego de dados con rosca derecha y rosca izquierda, se puede lograr el movimiento de forma concéntrica a la estructura, y a su vez sabiendo que todas las personas poseen diferentes tipos de cuerpos, por lo cual se debe adaptar a ello.

Por otra parte, debemos comentar la necesidad de una cinta caminadora, la cual se muestra en el diseño final y es un elemento fundamental a la hora de la rehabilitación del paciente ya que ayuda con el desplazamiento de la zapatilla al apoyarse sobre la cinta en movimiento, la cual debe tener una coordinación exacta con el movimiento del exoesqueleto y de las piernas de la persona en rehabilitación. En la siguiente imagen se puede observar dentro del diseño a la cinta caminadora vista de frente:



*Vista trasera del exoesqueleto con cinta caminadora*

Otra de las partes principales del diseño que serían fundamentales para el correcto funcionamiento de la maquina es la del guinche de la persona, la cual se encarga de sostener al paciente de pie mientras realiza la rehabilitación, este procedimiento se podría lograr mediante la colocación de un arnés de sujeción el cual permitiría que la persona se encuentre cómoda en la parte superior de su cuerpo mientras realiza la rehabilitación.

### **2.3-2- Programa de control**

En la introducción de esta sección se mencionaban los aspectos esenciales que debía reunir el programa de control. Basándonos en estas especificaciones, se trabajó en conjunto con el ing. Armando Dauverné en el diseño del programa.

La construcción se efectuó en el software llamado LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench). Es una plataforma y entorno de desarrollo para diseñar sistemas, con lenguaje de programación visual gráfico. En él se desarrolló

---

y diseñó el programa de control apto para el comando de los puntos anteriormente enumerados.

Para ello, se trabajó con el ing. Dauverné en su laboratorio. Para la prueba de resultados se necesitó de un generador de señal, un osciloscopio y un multímetro. En efecto, para la muestra de los resultados en forma visual hacia la asociación y referentes de la facultad, se requirió de la construcción de la maquinaria en tamaño real, incluyendo exoesqueleto en aluminio, bastidor y cinta caminadora.

### **2.3-3- Presupuesto final de la maquina**

Ya habiendo realizado un análisis bastante exacto de las diferentes partes que constituyen la maquina en su totalidad. Además, estimando cierta cantidad de elementos lo cual hace necesario debido a que a la hora de la construcción pueden aparecer ciertos errores o confusiones, también al realizar la puesta en marcha podemos tener ciertos contextos donde la teoría no llega a lo que es la practica y esto produce un cambio en la maquinaria final.

Por lo cual se hizo un presupuesto estimativo de la maquina completa donde lo primero que se realizó es un recuento de la gran mayoría de los elementos que podrían aparecer en el diseño final, teniendo en cuenta perfiles, electrodos, bulones y tuercas, ejes, desde lo estructural, pero también para el control de los motorreductores se tuvieron en cuenta ciertos elementos como el PLC con el control PID, la electrónica, los cables, la computadora. Por ultimo y no menos importante también se hizo un análisis de la cantidad de horas que se tuvo en un principio de estudio de cada uno de los elementos y también para poder llegar a los movimientos de los mismos, y también se tiene en cuenta la cantidad de horas de mano de obra incluyendo mecanizado, soldadura, pintura, etc.

Es de suma importancia en este tipo de cotizaciones que se genera para una maquinaria el orden y las especificaciones de cada uno de los elementos para mantener la organización y que luego por medio de una tabla dinámica se pueda obtener automáticamente el precio final de cada una de las especificaciones. Es por esto que la cotización tiene en un principio el elemento/parte al cual pertenece cada referencia, en nuestro caso tenemos el exoesqueleto que incluye por un lado lo que se mantiene en

constante movimiento para la rehabilitación del paciente, y por otro lado la apertura o cierre para la cadera de la persona. También incluye obviamente los servomotores para el movimiento del conjunto. Por otro lado, tenemos el bastidor el cual es la estructura fundamental de sostén del exoesqueleto (no mostrado en el diseño final) que esta planificado con caños estructurales para que sea una estructura robusta y liviana. Por último, tenemos la parte de la estructura fija, la cual tiene en consideración todos aquellos elementos externos al exoesqueleto como por ejemplo el guinche de elevación, la computadora el PLC, entre otros.

Dentro de los apartados de la cotización tenemos familia a la cual pertenecen los cuales pueden llegar a ser por ejemplo materiales que incluye todo tipo de elementos necesarios para la construcción de la máquina, aquí es donde incluimos a la mano de obra contada en horas de trabajo como ya se especificó anteriormente. Otra familia muy importante debido al estudio que se hizo como futuros ingenieros es la sección de ingeniería, la cual también se cuenta en horas de trabajo, siempre garantizando que el diseño parte de un buen estudio por parte de los estudiantes. Por último, tenemos los envíos los cuales siempre entran dentro de los presupuestos finales debido a que al vivir en un departamento alejado de las capitales principales que pueden proveer ciertos repuestos o bien materia prima para el trabajo, se debe tener en cuenta un porcentaje para este apartado.

Luego se hizo un apartado de la cotización que pertenece a una descripción breve, aquí se coloca por ejemplo el modelo del servomotor, o bien cuando la referencia es general, se puede hacer una especificación para que sirva. Por último, el análisis es mas bien económico, ya que se coloca el precio en pesos argentinos, esta misma tabla esta configurada para el pasaje a dólares, la cantidad de elementos y un subtotal. En el anexo B se muestra el Excel completo con todas las especificaciones antes comentadas, los precios y el total en pesos y en dólares. Pero a continuación se hace muestra la tabla dinámica concluyente al presupuesto final:

Costo estándar	
	<b>Total</b>
<b>Etiquetas de fila</b>	<b>USD</b>

---

<b>Bastidor</b>	<b>4.000</b>
INGENIERIA	214
MANO DE OBRA	2.667
MATERIALES	1.119
<b>Estructura fija</b>	<b>4.500</b>
INGENIERIA	214
MANO DE OBRA	428
MATERIALES	3.760
ENVIO	97
<b>Exoesqueleto</b>	<b>11.500</b>
INGENIERIA	214
MANO DE OBRA	3.504
MATERIALES	7.065
ENVIO	717
<b>Total general</b>	<b>20.000</b>

*Costo estándar presupuesto final*

Es de importancia hacer notar lo antes comentado debido a las diferentes partes a las cuales se hizo referencia, y también cuando se dedica para cada uno de los sectores. Esto se hizo así con la finalidad de presentarle al grupo inversor la inversión inicial que sería para el exoesqueleto, luego la construcción del bastidor para luego llevar a cabo la estructura fija en sí con todos sus elementos y puesta a punto final.

#### **2.3-4- Presentación a nación seguros y a Ethosya**

La presentación a estas dos entidades fue la principal razón por la cual el grupo de trabajo se propuso comenzar con un diseño posiblemente final de la maquinaria y a su vez llevar a cabo un presupuesto de la misma. En un principio a mediados de agosto nos reunimos con un grupo de personas que pertenecen a nación seguros, a los cuales se les presentó una serie de diapositivas mostrando a donde apuntábamos como proyecto y cuales eran nuestros objetivos.

---

A continuación, hacemos una breve descripción de la empresa y el porqué se vieron interesados en llevar a cabo el proyecto del rehabilitador de marcha.



#### RESPALDO Y SOLIDEZ

*Somos la compañía de seguros patrimoniales y seguros de vida del grupo financiero liderado por el Banco de la Nación Argentina. Nos posicionamos como una de las compañías más grandes del mercado, gracias a nuestra solvencia, trayectoria y respaldo del Estado Nacional. Contamos con la calificación AA, que representa una muy sólida calidad crediticia.*

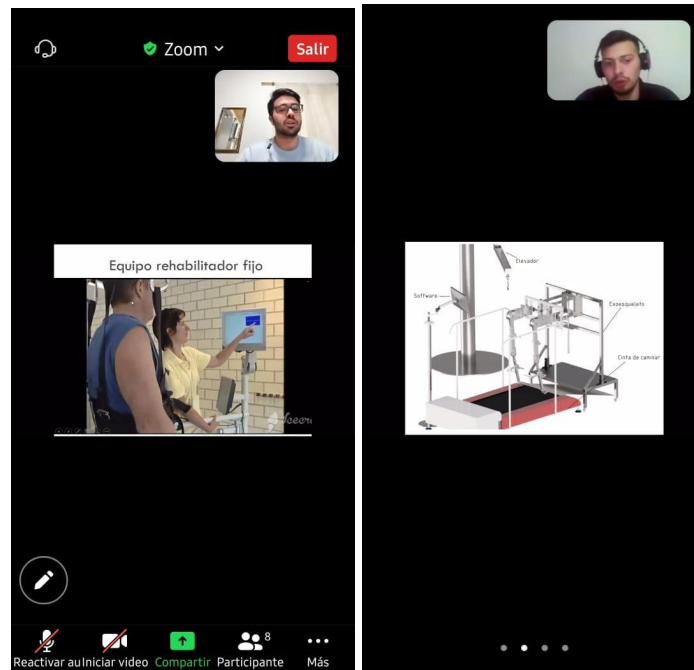
#### FEDERALISMO

*Estamos en todo el país. Nuestra presencia recorre el territorio nacional acompañando a personas, pymes, grandes empresas y organizaciones gubernamentales, brindando un servicio de protección diferencial a través de una amplia variedad de coberturas. Somos una compañía nacional y nos comprometemos con acompañar el crecimiento de cada región del país.*

Lo que es sorprendente es como una empresa de seguros se interesa en este proyecto, esto es debido a que el sr. Carlos Zorzoli tiene una amistad con el gerente de la empresa Nación Seguros y le comentó la necesidad económica del mismo, esto conllevó a que se busque la posibilidad de un convenio por parte de la facultad con la empresa y que ellos puedan aportar en este tipo de proyectos y obviamente poder llevarlos a nivel país para comercializarlo. La reunión se hizo presente por medio de zoom, a la cual se hizo invitación en primer lugar al gerente sr. Alberto Pagliano, y a sus colaboradores el sr. Reynaldo Bianco como asistente del gerente y a la sra. Sonia Alejandra Gregorini como secretaria. En el grupo también se hizo presente el ing. Ángel Quiles, el ing. Javier Membrives y el sr Carlos Zorzoli acompañando a la sra. Agustina Giménez, al sr Federico Modón y a mí en la exposición.

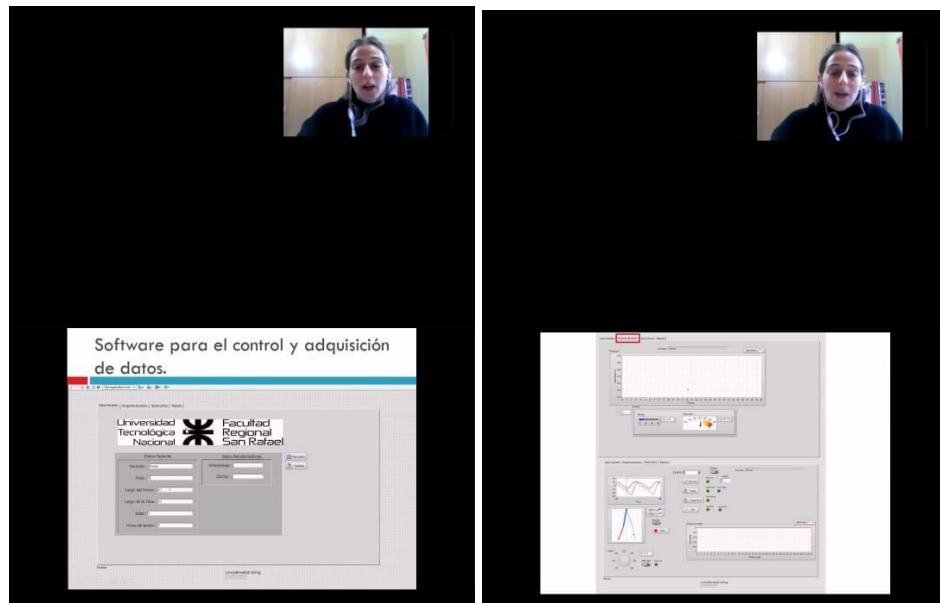


La presentación estuvo bastante adaptada a personas con poco conocimiento en el tema, primero haciendo una presentación de los diferentes tipos de máquina, de lo que involucra la neuroplasticidad, y como se conforma el grupo de trabajo.



*Fig. 18: exposición a nación seguros vía zoom*

También mostramos el detalle por ejemplo del programa que se realizó por parte del grupo anterior para el comando de las diferentes exigencias que se presenta dentro de la maquinaria.



*Fig. 19: exposición a nación seguros vía zoom*

La institución quedó encantada con el procedimiento que se estaba realizando y el diseño de la máquina que se había planteado, es por esto que quedaron en realizar el convenio con la facultad, siempre sabiendo que este tipo de procedimientos conlleva mucho tiempo hasta concretarlo y además sabiendo que el proyecto hasta la finalización del mismo seguramente utilizaría otro grupo para ultimar ciertos detalles, fue un arduo y consistente paso para los próximos años no solo para este proyecto si no para los que pueden aparecer de este tipo.

Luego en septiembre el grupo se volvió a reunir con la presidente de la organización Ethosya la cual también se interesó en nuestro proyecto, a continuación se muestra la empresa.



La misma puede ser encontrada en tres posibles lugares recorriendo el mundo

---

ETHOSYA USA	ETHOSYA ESPAÑA	ETHOSYA ARGENTINA
1756 N Bayshore Dr. Miami, Fl. 33132	Castillo de Arévalo 11, portal 7 Las Rozas, Madrid 28232	Paul Harris 2700 Godoy Cruz, Mendoza 5500
+1 305 720 3175	+34 631 89 13 03	+54 911 6861 7171

*Lugares donde se ubica Ethosya*

### Sustainable Ecosystems

*Los negocios han sido creados por y para la subsistencia humana. Gestionarlos de manera adecuada y sustentable es el desafío.*

*ETHOSYA lo asume planteando la idea de abordar una experiencia de progreso simultáneo, una comunidad a la vez, combinando proyectos de educación con emprendimientos innovadores y rentables de impacto positivo.*

Se reunió el mismo grupo de trabajo al cual se le hizo la misma presentación por parte de la plataforma meet, a la presidente de la organización la sra. Veronica Medaura, la cual al día de hoy tiene residencia en España. La misma mostró su interés en nuestra maquina y es otro de los convenios que quedan a futuro para con la facultad regional San Rafael.

---

## 3. FORMULACIÓN DE PROYECTO

---

Finalizando el capítulo anterior se describieron las partes fundamentales del equipo RHEA. Aquí, se abordarán las consideraciones y cálculos que llevaron al dimensionamiento y diseño de cada una de ellas.

Se plantea una metodología por etapas, en concordancia con los objetivos específicos, que incluye el diseño mecánico, eléctrico y electrónico del modelo, así como la materialización de la máquina en tamaño real.

En los puntos siguientes se muestran las tareas a realizar, donde además se identificarán a las personas involucradas del grupo de trabajo.

- ✓ Primera etapa: *Identificación de la información del grupo anterior y organización de esta.*
  - Revisión de información obtenida por parte de los alumnos del grupo anterior.

- 
- Estudio de la información y análisis con puesta en común con el grupo de profesionales adheridos al proyecto con la finalidad de adquirir el máximo conocimiento.
  - Visita a clínica San Javier con la finalidad de obtener las ideas necesarias para el diseño de la maquinaria.

Todo el grupo de trabajo se encontró involucrado, obteniéndose conclusiones que sirvieron como punto de continuación con el proyecto. Además, se realizó una visita a la Clínica San Javier ubicada en la ciudad de Mendoza, donde se tuvo la oportunidad de la observación de un Lokomat permitiendo poder ser observado con detenimiento.

✓ Segunda etapa: *Diseño y análisis económico de la máquina.*

- Aprendizaje de nuevo Software de diseño llamado Autodesk Fusion con sus herramientas.
- Formulación de posible diseño de la máquina con el objetivo de no solo lograr un modelo ergonómico si no también económico.
- Formulación de análisis económico para su posterior presentación a grupos inversores.
- Determinación de posiciones, velocidades y esfuerzos para el rehabilitador.
- Reformulación de los momentos para las articulaciones obtenidos por el anterior grupo de trabajo y posterior selección de motorreductores.

Aquí solamente los alumnos investigadores estuvieron involucrados en el aprendizaje del Software y su posterior diseño.

✓ Tercera etapa: *Diseño mecánico*

- Selección de materiales y elementos para la materialización de la máquina.
- Dimensionamiento dinámico estructural de los aspectos mecánicos del modelo.
- Simulación 3D de los movimientos del equipo diseñado con las dimensiones y materiales definidos.

En esta etapa fue fundamental la aparición del taller Tornería Giménez los cuales pusieron a disposición del grupo de trabajo todas las herramientas que estaban allí

---

ubicadas para la construcción de la maquina y así también la experiencia de los trabajadores en caso de requerir de algún consejo a la hora de la construcción.

✓ Cuarta etapa: *Materialización del prototipo y prueba de funcionamiento*

- Construcción de la máquina, según lo establecido en las etapas anteriores.
- Realización de las pruebas pertinentes, comprobando que se cumpla lo establecido en el esquema de automatización.
- Comprobación de los esfuerzos planteados para su posterior automatización.

En esta etapa todo el grupo de trabajo se encuentra involucrado, incluso pacientes de la asociación.

✓ Quinta etapa: *Diseño eléctrico – electrónico*

- Determinación de equipos de potencia necesarios, en función de los estudios dinámicos y del diseño mecánico efectuado.
- Definición del esquema de automatización, teniendo en cuenta los estrictos sistemas de seguridad requeridos.
- Selección de los elementos de señal requeridos.
- Programación de los equipos de control, para la automatización de los elementos de señal y potencia.
- Diseño del programa de control.
- Establecimiento de la lógica cableada de la instalación eléctrica-electrónica.

En la etapa mencionada los ingenieros electrónicos Dante Piedrafita y Armando Dauverné fueron las personas involucradas más importantes. Por otro lado, los alumnos investigadores tuvieron participación continua y constante aprendizaje de temas que no estaban al alcance de los conocimientos de Ingeniería Electromecánica.

Dante Piedrafita se encargó de la supervisión de las tareas efectuadas, mientras que Armando prestó su laboratorio para las reuniones con los alumnos investigadores. La experiencia y conocimiento del ing. Dauverné en LabVIEW permitieron el desarrollo del software exclusivo para el manejo del terapeuta el cual ya estaba avanzado por el grupo anterior pero que tuvo un avance en el aspecto del diseño y agregando funciones que mejoran el funcionamiento de la maquina.

---

### **3.1- RECÁLCULO DE MOMENTOS PARA ARTICULACIONES**

En el primer capítulo se mostraron los aspectos principales de la marcha humana. Sin embargo, se requería de un estudio más profundo sobre la cinemática y dinámica de la marcha para conseguir los movimientos de cada articulación y conocer los esfuerzos actuantes. Para conseguir recalcular los momentos de manera correcta se hizo uso de la información obtenida por el grupo anterior, pero intentando llegar a valores lógicos y así poder lograr una seguida selección de los motores.

#### **3.1-1- Análisis cinemático y dinámico de la marcha humana**

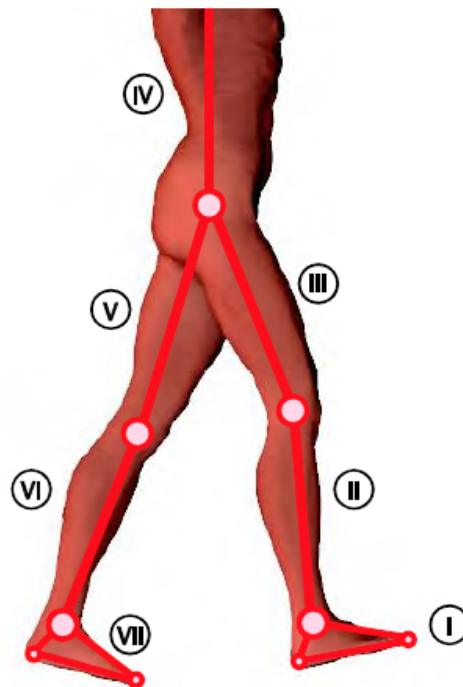
Para conseguir los análisis siguiente, hicimos hincapié en los realizados por el considerado “padre de la biomecánica de la marcha humana”, David Winter, en su libro publicado en el año 1987.

##### **3.1-1-1- Modelo biomecánico**

El sistema músculo esquelético humano tiene una geometría tan compleja que vimos imprescindible la utilización de modelos a la hora de estudiar sus movimientos.

En la información pudimos observar que generalmente los elementos óseos son representados como barras rígidas articuladas entre sí. Estos elementos transmiten fuerzas a través de las articulaciones, músculos y ligamentos. En la mayoría de los modelos biomecánicos los segmentos articulados forman una cadena, en el caso particular de este trabajo, ésta la componen los segmentos tronco, muslo, pantorrilla y pie.

Un punto físico importante que tuvimos en cuenta es que asumimos que sus dimensiones y propiedades no cambian durante el movimiento. La figura siguiente muestra el plano sagital del modelo biomecánico utilizado en este trabajo, compuesto por 7 segmentos anatómicos, el tronco, los muslos, las pantorrillas y los pies.



*Plano sagital del modelo biomecánico de la marcha humana*

Por otro lado, en el estudio necesitábamos parámetros físicos para cada segmento. De acuerdo a los estudios biomecánicos hechos por Luis Arroyo, en su tesis doctoral publicada en 2017: *la longitud de los segmentos es la dimensión más relevante y varía con el sexo, edad, constitución física y origen racial del sujeto de estudio, por lo tanto, el medir correctamente este parámetro, condiciona la veracidad de los resultados obtenidos.*

No obstante, en el estudio que estábamos realizando, requeríamos de medidas corporales generales de todas las personas sin importar su condición. Por lo tanto, la nueva búsqueda de información estuvo basada en encontrar estudios antropométricos cuyas medidas estimadas para cada segmento estuvieran expresadas como un porcentaje de la altura total. Esto fue de gran importancia para poder lograr los resultados finales del diseño del exoesqueleto principalmente para obtener las medidas tanto mayores como menores y lograr entre medio una cierta variación que esta relacionada con la altura total del paciente.

Es así que nos encontramos con la tabla siguiente, la cual contiene información de la masa de los segmentos como una fracción de la masa total del individuo, densidad del



segmento, posición de los centros de masa como una fracción de la longitud del segmento con respecto al extremo distal o proximal del mismo, así como también el radio de giro, que es el parámetro que nos permite calcular el momento de inercia del segmento respecto a su centro de masa.

Segment	$(m/M)(\%)$	$\rho(\text{kg/l})$	$L_p/L$	$L_d/L$	$k_0/L$
Hand	0.6	1.16	0.506	0.494	0.297
Forearm	1.6	1.13	0.430	0.570	0.303
Upper arm	2.8	1.07	0.436	0.564	0.322
Forearm and hand	2.2	1.14	0.682	0.318	0.468
<b>Total arm</b>	<b>5.0</b>	<b>1.11</b>	<b>0.530</b>	<b>0.470</b>	<b>0.368</b>
Foot	1.45	1.10	0.50	0.50	0.475
Leg	4.65	1.09	0.433	0.567	0.302
Thigh	10	1.05	0.433	0.567	0.323
Foot and leg	6.1	1.09	0.606	0.394	0.416
<b>Total leg</b>	<b>16.1</b>	<b>1.06</b>	<b>0.447</b>	<b>0.553</b>	<b>0.326</b>
Head and neck	8.1	1.11	1.00	-	0.495
Shoulder	-	1.04	0.712	0.288	-
Thorax	21.6	0.92	0.82	0.18	-
Abdomen	13.9	-	0.44	0.56	-
Pelvis	14.2	-	0.105	0.895	-
<b>Thorax and abdomen</b>	<b>35.5</b>	<b>-</b>	<b>0.63</b>	<b>0.37</b>	<b>-</b>
<b>Abdomen and pelvis</b>	<b>28.1</b>	<b>1.01</b>	<b>0.27</b>	<b>0.73</b>	<b>-</b>
Trunk	49.7	1.03	0.50	0.50	-
<b>Trunk, head and neck</b>	<b>57.8</b>	<b>-</b>	<b>0.66</b>	<b>0.34</b>	<b>0.503</b>

$L_{p,d}$  = distance from G to proximal/distal segment end points  
 $L$  = total segment length ;  $k_0$  = gyration radius

*Tabla de datos antropológicos de los segmentos corporales*

### 3.1-1-2- Cinemática de la marcha humana

Este análisis se vio muy exacto en el estudio del anterior grupo, por lo cual en el presente archivo se hace solo un resumen de las particularidades principales de la cinemática de la marcha humana.

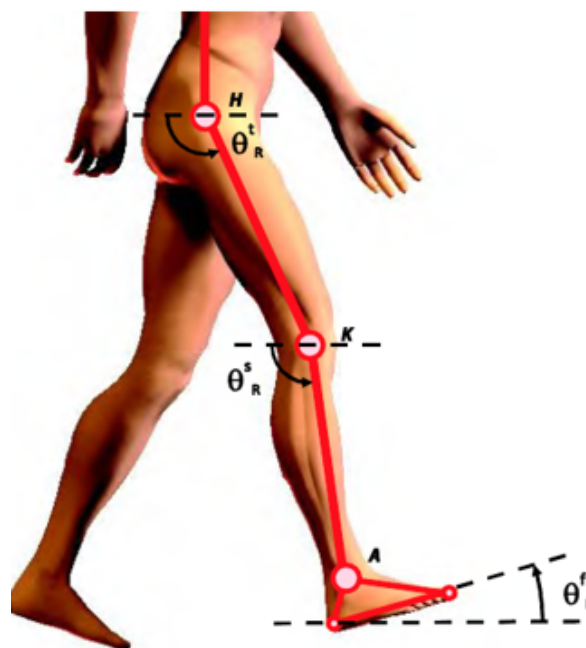
El análisis se llevó a cabo desde la perspectiva de los sólidos rígidos, con la finalidad de relacionar la posición, velocidad y aceleración de los puntos de los segmentos.

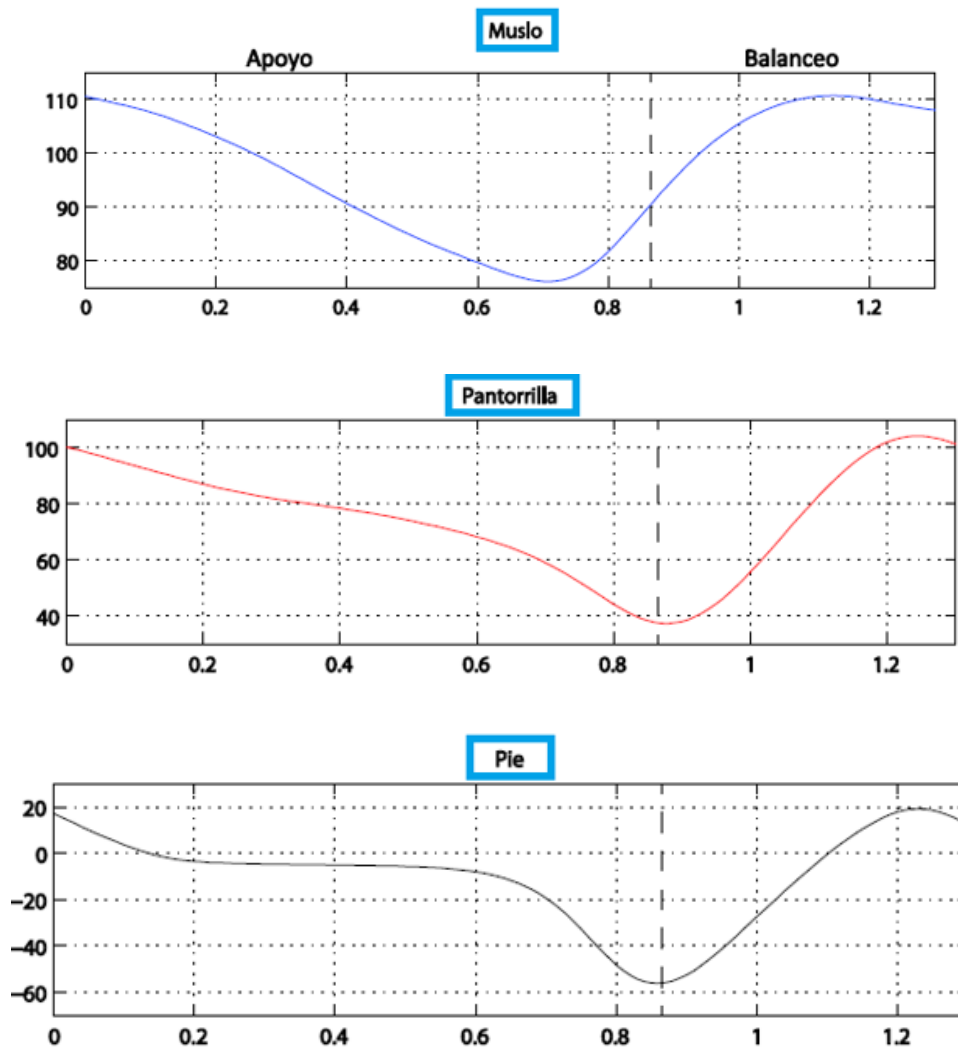
En el análisis que abordamos, el movimiento más importante del sistema tiene lugar en el plano sagital del cuerpo, por lo que estudiamos el movimiento plano, considerando que todos los puntos del sólido se mueven en planos paralelos. En este caso la posición de un sólido puede ser descrita por la posición de uno de sus puntos con respecto al conjunto de ejes de referencia fijos llamado sistema de coordenadas, y su orientación a partir de una coordenada angular que describe la rotación del cuerpo. En este trabajo, el sistema inercial de referencia utilizado fue un sistema de coordenadas cartesianas fijo a tierra.

En el libro de David Winter aparecen las gráficas de los movimientos angulares en función del porcentaje de marcha realizado para personas de distintas edades y a distintas velocidades. Sin embargo, necesitábamos a modo de resumen, tomar como referencia datos de una sola característica de persona. Para ello, se tomaron las experimentaciones realizadas en la tesis doctoral de Luis Arroyo <sup>[2]</sup> donde el estudio fue realizado para un hombre de 23 años de edad, 1,83m de estatura y 69kg de masa.

El ciclo tiene una duración aproximada de 1.3 segundos desde el momento de contacto del pie derecho con el suelo, hasta el siguiente contacto talón-suelo del mismo pie.

Los resultados obtenidos por Luis Arroyo fueron los siguientes:





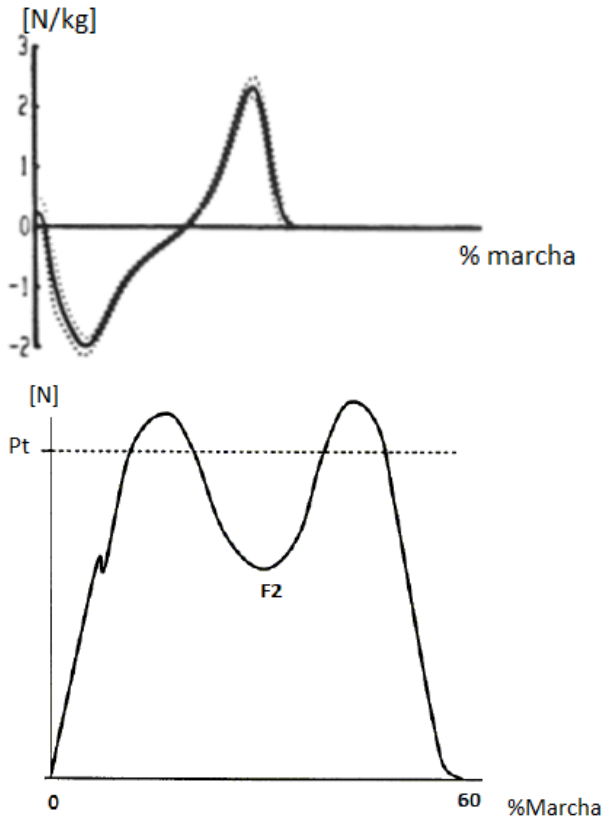
Variaciones angulares de cada segmento en función del tiempo

### 3.1-1-3- Análisis dinámico de la marcha humana

La dinámica describe la relación entre el movimiento de un sistema mecánico, y las fuerzas que lo ocasionan. De acuerdo a las diferentes bibliografías sobre biomecánica de la marcha humana, en los estudios dinámicos sobre locomoción se identifican dos enfoques fundamentales; en primer lugar, el *enfoque directo*, en el que se analiza el movimiento a partir de las fuerzas que son conocidas.

El *enfoque inverso* permite calcular la actividad muscular presente en una articulación, a partir de los resultados cinemáticos del movimiento, las características antropométricas y otras fuerzas externas sobre la persona. En este enfoque nos basamos, y en ese momento solamente poseíamos los primeros dos requerimientos. Sin embargo, en las

publicaciones del encontraban las sobre el suelo, requerimiento



dr. Winter se reacciones del pie siendo este el tercer que buscábamos:

Reacción horizontal (derecha). Reacción vertical (izquierda).

Estos esfuerzos fueron de gran utilizad para nuestro analisis de la estructura, especialmente a la hora de tener que hacer una selección parcial o final del motorreductor.

**3.1-1-4- Modelo biomecánico y parámetros antropológicos**

El modelo de pierna que utilizamos para el análisis de dinámica inversa está compuesto por tres segmentos considerados rígidos: el muslo, la pantorrilla y el pie. Consideramos que el tronco se mantiene vertical durante todo el movimiento y fue utilizado únicamente como referencia para el movimiento de la pierna. Los puntos de unión entre segmentos representan las articulaciones, estas son la cadera, rodilla y tobillo.

Los parámetros antropológicos tomados de la tabla colocada con anterioridad fueron:



*Parámetros antropológicos necesarios.*

- Siendo  $m_T$  la masa corporal de la persona a rehabilitar, las que corresponden a cada segmento de los miembros inferiores,  $m_t$  para muslo,  $m_s$  para pantorrilla, y  $m_f$  para pie son:

$$m_t = 0.1 * m_T$$

$$m_s = 0.0465 * m_T$$

$$m_f = 0.0145 * m_T$$

- Las distancias de las articulaciones a los centros de masas son:

$$X_{HGt} = 0.433 * Lt$$

$$X_{KGs} = 0.433 * Ls$$

$$X_{AGf} = 0.5 * Lf$$

Donde las longitudes de cada segmento son medidas en forma manual.

- Para obtener la inercia de los segmentos consideramos a cada uno como cilindros cuyos radios son:

$$r_t = 0.323 * Lt$$

$$r_s = 0.302 * Ls$$

$$r_f = 0.475 * Lf$$

La inercia la calculamos de la forma:

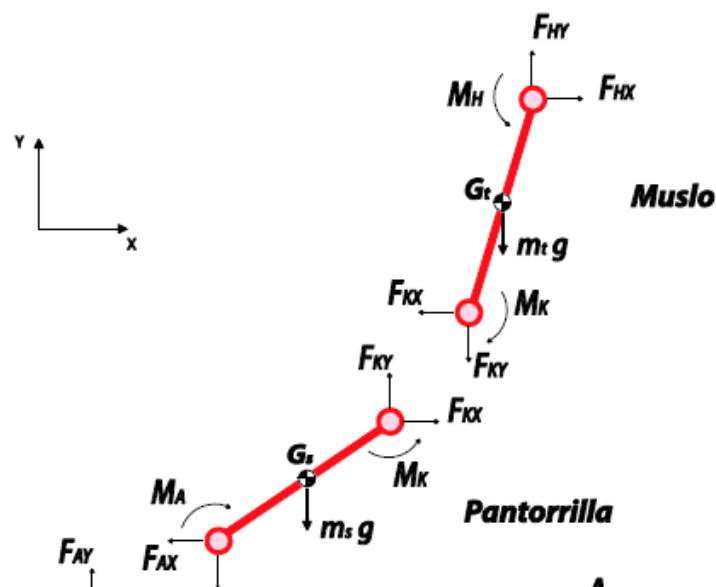
$$I_{Gx} = m_x * R_x^2$$

Por más que el análisis antes planteado ya fue realizado por el grupo anterior, para nosotros fue de gran utilidad ya que la primera tarea que nos planteamos como grupo y nos propusieron los hoy ingenieros Melía y Medrano es hacer un recalcu de los momentos para los servomotores debido a que por algún error en las tan complejas ecuaciones a las que llegaron, el par de fuerza daba con alguna falla en su valor.

### 3.1-1-5- Análisis dinámico inverso

Para hacer el análisis dinámico inverso sobre el modelo de segmentos articulados, nos basamos en representar todas las fuerzas que actúan sobre el modelo, estudiando un segmento a la vez, partiendo desde el segmento en el que son conocidas las fuerzas externas que actúan sobre este. Por lo tanto, partimos desde el segmento del pie, ya que conocíamos las fuerzas externas que actúan sobre este y fuimos determinando las fuerzas y momentos articulares de los segmentos contiguos.

La figura siguiente muestra la relación entre el modelo de segmentos articulados, y los diagramas de cuerpo libre de cada segmento. En él puede observarse los pares de acción-reacción de esfuerzos en cada articulación.



*Pares acción-reacción de los esfuerzos en cada articulación*

Para la obtención de los esfuerzos, planteamos las ecuaciones de la segunda ley de Newton para una masa de 150kg y una altura de 2m, ya que estas medidas serían las máximas admisibles en el entrenador.

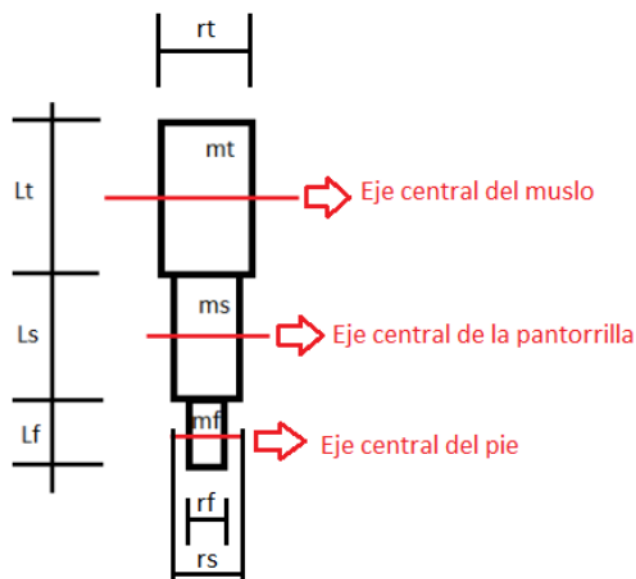
### **3.1-2- Obtención de los momentos para cada articulación**

Como se explicó anteriormente los momentos tanto de la unión entre la pantorrilla y el muslo llamado rodilla y la unión entre el muslo y la columna llamado cadera dieron resultados imprecisos respecto a los que deberían dar realmente. Al basarnos en cierta bibliografía, más precisamente en la tesis doctoral de Eloy Jose Urendez Jiménez, se plantea un momento mucho mas bajo que el de los resultados obtenidos. Ante esta problemática y sabiendo que los valores estaban muy por encima y encarecerían mucho los costos de los servomotores y la estructura, se decide por un análisis bien detallado de estos elementos.

Lo primero que se busca obtener es el momento de inercia de la pierna, la cual toma como referencia la tabla de la figura 6 principalmente para la obtención del largo del muslo, de la pantorrilla y del pie. Luego gracias a la relación existente entre la masa total de la persona y la masa de cada una de las extremidades, se hace una relación entre estos elementos. Los centros de masa los obtenemos de la figura 10, los cuales por razones de simplificación y recordando de la información antes obtenida son considerados cilindros, y además la distancia con la relación al largo total de la persona

se planteó en el apartado anterior llamado “Modelo biomecánico y parámetros antropométricos”, usándose también las ecuaciones planteadas en el apartado ya nombrado para obtener las relaciones para los radios de los considerados cilindros.

Considerando la inercia de un cilindro macizo con respecto a un eje que pasa transversalmente por su diámetro extremo tenemos:

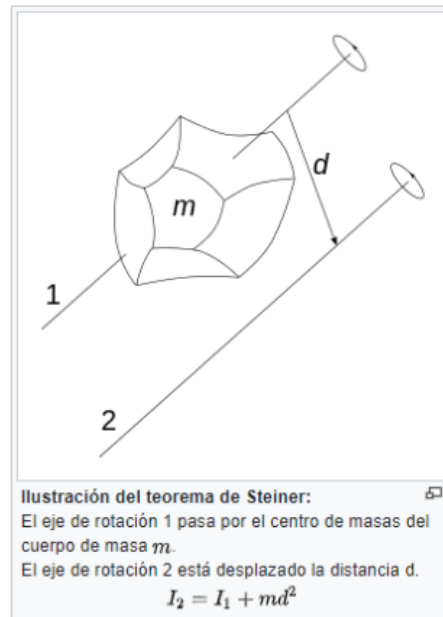


*Inercia de los diferentes cilindros considerados para el muslo-pantorrilla-pie.*

Por lo que en nuestro caso el cálculo será considerando para cada segmento el eje que pasa por el extremo del cilindro.

Luego por medio del teorema de Steiner se hace el cálculo de los diferentes momentos de inercia, el mismo establece que el teorema del eje paralelo, puede utilizarse para determinar el momento de inercia o segundo momento de área de un cuerpo rígido respecto a cualquier eje, a partir del momento de inercia del cuerpo respecto a un eje paralelo al anterior que pase a través del centro de masas del objeto, de la masa del objeto y de la distancia medida perpendicularmente entre ambos ejes".

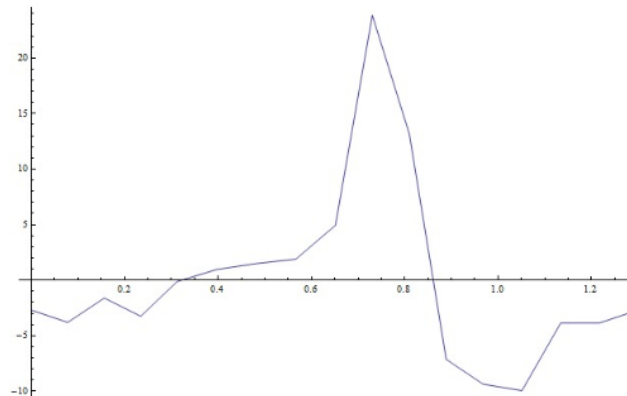




*Ilustracion del teorema de Steiner*

Además de este momento de inercia planteado en la pierna, se le debe sumar el momento de inercia del exoesqueleto, el cual se puede obtener facilmente gracias al software inventor, pero el software nos da el momento de inercia respecto a su centro de masa, por lo cual debemos moverlo hacia la parte del eje de referencia que en nuestro primer caso sería la obtencion en la cadera y luego para la rodilla.

Por lo cual por medio del momento de inercia del exoesqueleto sumado al momento de inercia de toda la pierna, el motor debe superarlo para que puede realizar el movimiento deseado. Esto hace que se requiera de la aceleración angular del muslo, la misma se pudo obtener facilmente gracias a los graficos planteados en el proyecto por el grupo anterior.



*Aceleración angular muslo. [rad/seg<sup>2</sup>]*

Por medio de la integral definida en la grafica anterior y gracias a las ecuaciones planteadas, pudimos obtener un valor medio de la aceleración angular la cual fue multiplicada por el momento de inercia del conjunto pierna/exoesqueleto y se obtuvieron valores mucho más razonables.

$$T_{cadera} = 20 N * m$$

Mismo procedimiento fue el que se realizó para obtener el momento necesario para mover la pantorrilla junto al pie, lo cual se tuvo que desplazar el eje de referencia y por medio de Steiner y la gráfica de la aceleración angular de la pantorrilla llevada a una integral, se obtuvo el momento mostrado a continuación.

$$T_{rodilla} = 5 N * m$$

Los cálculos de forma completa se muestran en el anexo A del presente proyecto, el cual hace un detalle con imágenes extraídas de los cálculos planteados por el grupo anterior y además del software Autodesk Inventor.

### **3.2- SELECCIÓN DE MOTORREDUCTOR Y ENCODER**

Respecto a lo mostrado en la primera fase del proyecto, se podía manifestar la selección de un servomotor de la marca Festo, con sus respectivos elementos en la cual se hace un pedido de presupuesto y los montos son bastante elevados. Junto con el nuevo equipo de trabajo se procede a plantear ciertas soluciones al problema antes establecido, los cuales

son montos prácticamente impagables para una institución educativa como es UTN FRSR.

Los motores se eligen por la marca Maxon, la cual tiene una página oficial en la web que permite hacer una combinación brindando todos los datos tanto de conexión, montaje, y aquellos datos necesarios para realizar la función de transferencia para cada caso.

Los motorreductores seleccionados para la cadera son:

- ✓ Reductor planetario GP 52 B  $\Phi$ 52mm 4-30Nm, versión en cerámica.
- ✓ Motor EC 90 flat  $\Phi$  90mm, brushless, 220W con sensor Hall y cable.

A continuación, se muestran las imágenes de los mismos con algunos datos característicos. Los datos específicos de cada uno se muestran en el anexo C.



*Combinación motorreductor Maxon cadera.*

Los motorreductores seleccionados para la rodilla son:

- ✓ Reductor planetario GP 52 B  $\Phi$ 52mm 4-30Nm, versión en cerámica.

- ✓ Motor EC 60 flat  $\Phi$  60mm, brushless, 100W con sensor Hall y cable.

A continuación, se muestran las imágenes de los mismos con algunos datos característicos. Los datos específicos de cada uno se muestran en el anexo C.

<b>REDUCTOR</b> 	Reductor planetario GP 52 B $\Phi$ 52 mm, 4 - 30 Nm, versión en cerámica N° de artículo:: 223086  Diámetro: 52 mm Ratios: 21 : 1 Torque: 15 Nm
<b>MOTOR</b> 	EC 60 flat $\Phi$ 60 mm, brushless, 100 W, con sensores Hall y cable N° de artículo:: 647692  Diámetro: 60 mm potencia de tipo: 100 W Tensión nominal: 48 V Velocidad en vacío: 4020 rpm Par nominal (par continuo máx.): 298 mNm

*Combinación motorreductor Maxon rodilla*

### 3.2-1- Selección de encoder:

Dentro de los elementos a seleccionar en la página de Maxon aparece la opción de diferentes encoders los cuales nos dan la finalidad de poder conocer la posición de la pierna.

Un encoder es un dispositivo electromecánico, que cuenta o reproduce pulsos eléctricos, con el movimiento de rotación del eje. El propósito del equipo: convertir movimientos lineales o rotativos, o bien desplazamientos en impulsos eléctricos.

Se pueden usar junto con contadores, tacómetros, controladores lógicos programables o convertidores de frecuencia para señales analógicas. Además, proporcionan mediciones y controles precisos sobre velocidades de rotación, velocidades lineales, posiciones angulares, volúmenes o flujos de productos líquidos y otras aplicaciones en diversos procesos.

---

Hay dos tipos de codificador, a saber: codificador absoluto y codificador incremental.

El codificador absoluto es tecnológico e innovador, funciona por bits e indica la posición real del objeto, especialmente en situaciones de falla de energía. En este caso, las bandas proporcionan una indicación digital, ya que se utilizan varios sensores para la lectura.

El codificador incremental es menos tecnológico, pero bastante útil. El equipo necesita ser manejado por el operador, no recuerda su última posición, se necesita más atención con respecto al uso. En la página Maxon aparece este tipo de encoder o codificador, por lo cual por conveniencia tanto del grupo como por recomendación del ing. Dante Piedrafito se hace en un principio la elección de este tipo. En un principio se realiza un análisis que va más allá de la conveniencia tecnológica de uno contra el otro, si no en la relación económica ya que generalmente los encoders incrementales o relativos tienen un precio mucho más bajo que los absolutos, lo cual es lo que se busca en esta maquinaria.

### **3.2-1-1- Características de encoder relativo:**

Este tipo de encoder puede tener dos canales (A y B), o más con un desfase de  $90^\circ$  entre ellos. Estos pueden servir para indicar la dirección del encoder, ya que cuando el canal A llega primero, y el B después, indica una dirección, y cuando el B llega primero, y el A después, esto indica dirección inversa.

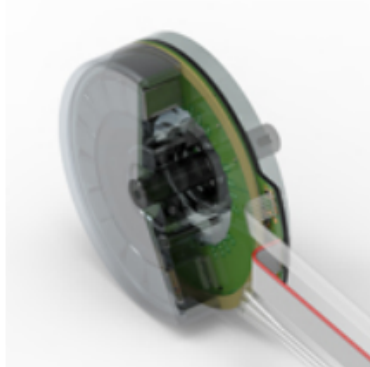
Este tipo de encoder también puede contar con una señal de Marker (index), que emite un pulso positivo a cada  $360^\circ$ . Esta señal puede servir como orientación de posicionamiento. Por ejemplo, se gira el eje del encoder, hasta que el canal del marcador suba, y para un encoder de 1024 pulsos, deberá generar 1024 señales, antes que suba el segundo pulso del Marker.

Los encoders incrementales pueden tener salida en cuadratura (ondas cuadradas) y salida sinusoidal (con ondas sinusoidales), que el cliente deberá elegir de acuerdo con su aplicación.

Teniendo en cuenta estos datos se procede a seleccionar un encoder para cada una de las articulaciones dando lugar al control de la posición del miembro inferior ante cada

movimiento de los motorreductores. En el anexo B se muestra las especificaciones del encoder el cual es del tipo Encoder MILE, 1600 pulsos, 2 canales, con cable. A continuación, una imagen del mismo.

**Encoder MILE, 1600 pulsos, 2 canales, con cable**  
Número de artículo 607511



*Encoder relativo Maxon*

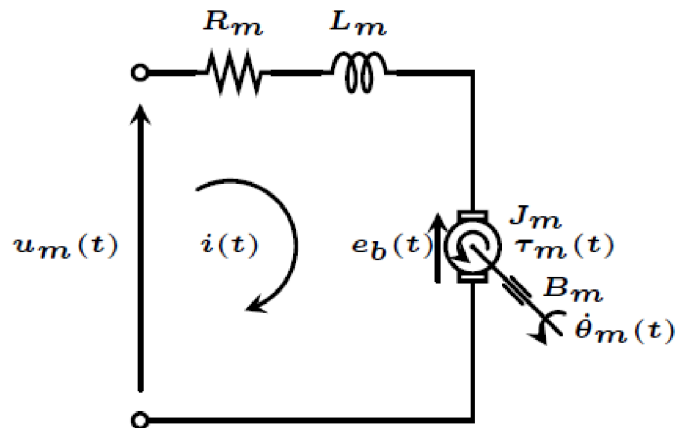
### **3.2-2- Función de transferencia:**

Con la finalidad de realizar un análisis completo del sistema en especial de los tiempos que maneja el motor hasta la estabilización del sistema, se procede a hacer la función de transferencia en un principio del conjunto motor- reductor, luego agregándole las inercias de cada una de las articulaciones para poder obtener la función del sistema completo.

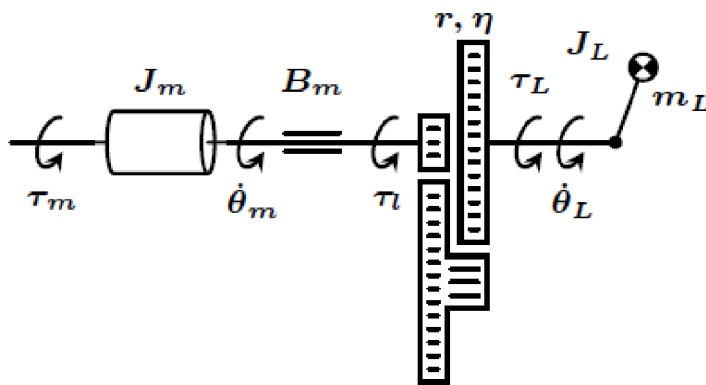
#### **3.2-2-1- Modelado analítico de un motor DC:**

A continuación, se mostrará un resumen simplificado de a donde se parte y a donde se llega para poder obtener la función de transferencia de un sistema con un motor DC con su reductor y además sumándole la inercia del exoesqueleto junto con la pierna del anexo A donde ya se obtuvieron los datos correspondientes.

En las Figuras siguientes se representan esquemáticamente un motor DC, la Reductora y la Carga del motor.



Representación de motor DC



Representación caja reductora

- ✓ La ecuación eléctrica del motor tiene la forma

$$u_m(t) = R_m i(t) + L_m \frac{di(t)}{dt} + e_b(t) \quad (1)$$

Donde  $u_m(t)$  representa la tensión de entrada al motor,  $i(t)$  la corriente eléctrica del motor,  $e_b(t)$  la fuerza contraelectromotriz,  $R_m$  la resistencia terminal y  $L_m$  la inductancia del rotor.

- ✓ La ecuación mecánica del motor es

$$\tau_m(t) = J_m \ddot{\theta}_m(t) + \tau_l(t) + \tau_f(t) \quad (2)$$

Donde  $\tau_m(t)$  representa el par motor,  $\dot{\theta}_m(t)$  la aceleración angular del motor,  $J_m$  la inercia del rotor,  $\tau_l(t)$  el par de la carga visto desde el eje del motor y  $\tau_f(t)$  el par de fricción.

Un modelo de fricción, que nos permite escribir la ecuación mecánica en la forma:

$$\tau_m(t) = J_m \ddot{\theta}_m(t) + B_m \dot{\theta}_m(t) + \tau_c(t) \quad (3)$$

Donde  $\dot{\theta}_m(t)$  es la velocidad angular del motor,  $B_m \dot{\theta}_m(t)$  el par de fricción viscosa con  $B_m$  la constante de fricción viscosa (damping viscous constant), y  $\tau_c(t)$  el par que incorpora la carga y la fricción, a excepción del par de fricción viscosa.

En lo que sigue consideraremos un motor DC que satisface las siguientes relaciones de acoplo electromecánico:

$$e_b = k_b \dot{\theta}_m(t) \quad (4a)$$

$$\tau_m = k_m i(t) \quad (4b)$$

Donde  $k_b$  y  $k_m$  son constantes del motor, constante de la fuerza contraelectromotriz (back-EMF constant) y constante de par (torque constant) respectivamente. Cuando se expresan en el mismo sistema de unidades,  $k_b = k_m$ .

Se denomina constante de tiempo eléctrica  $t_e$  (cuya unidad en el sistema internacional es de segundos  $s$ ), a la siguiente relación:

$$t_e = \frac{L_m}{R_m} \quad (5)$$

Se denomina constante de tiempo mecánica  $t_m$ , a la constante de tiempo obtenida suponiendo que la constante de tiempo eléctrica es despreciable, es decir, haciendo  $L_m = 0$ . Se demuestra que queda definida por la siguiente expresión:

$$t_m = \frac{R_m J_m}{R_m B_m + k_b k_m} \quad (6)$$



Puede comprobarse que la función de transferencia de velocidad angular tiene dos polos reales (cuyas unidades en el sistema internacional son  $s^{-1}$ ) dados por la relación siguiente:

$$p_{1,2} = -\frac{1}{2} \left( \frac{1}{t_e} + \frac{1}{t'_m} \right) \pm \frac{1}{2} \sqrt{\left( \frac{1}{t_e} - \frac{1}{t'_m} \right)^2 - 4 \frac{k_m k_b}{J_m L_m}} \quad (7)$$

Donde,  $t'_m = \frac{J_m}{B_m}$  que algunos autores también denominan constante de tiempo mecánica, puesto que se obtiene eliminando el acoplo eléctrico en las ecuaciones del motor. En este caso se utilizará la definición dada por la relación 2.15 ya que es la que suelen utilizar los fabricantes. Podemos entonces escribir la función de transferencia en la forma:

$$G_{\dot{\theta}_m}(s) = \frac{K'_m}{(s - p_1)(s - p_2)} \quad (8)$$

Donde  $p_1$  y  $p_2$  son los polos, y

$$K'_m = \frac{k_m}{J_m L_m} \quad (9)$$

Normalmente los motores DC cumplen que  $t_e \ll t_m$ , además de que  $p_1 \ll p_2$ . Estos hechos sugieren dos métodos distintos de simplificación de las ecuaciones del motor: eliminar la constante de tiempo eléctrica  $t_e$  (dando lugar a la definición de constante de tiempo mecánica) o eliminar el polo no dominante  $p_1$ . Los resultados serán distintos, aunque similares, pero ambos métodos reducen el orden de las funciones de transferencia del motor a la forma:

$$G_{\dot{\theta}_m}(s) = \frac{K}{s + p} \quad (10)$$

Donde  $K$  y  $p$  son constantes.

Las ecuaciones del motor DC pueden simplificarse teniendo en cuenta que la constante eléctrica del motor es mucho menor que la constante mecánica, lo que se traduce en despreciar el factor de la inductancia  $L_m$  en la ecuación eléctrica.

### 3.2-2-2- Simplificación de las ecuaciones del Motor DC por el método de eliminación de la constante eléctrica del motor:

La función de transferencia del motor, simplificada por este método, tiene un polo de valor:

$$s = -p_m = -\frac{R_m B_m + k_b k_m}{R_m J_m} = -\frac{1}{t_m} \quad (11)$$

Donde  $t_m$  es, por definición, la constante de tiempo mecánica.

### 3.2-2-3- Simplificación de las ecuaciones del Motor DC por el método de eliminación del polo no dominante.

La función de transferencia de velocidad angular del motor puede expresarse en la forma siguiente:

$$G_{\dot{\theta}_m}(s) = \frac{K'_m}{(s + |p_1|)(s + |p_2|)} \quad (12)$$

Donde  $p_1$  y  $p_2$  son los polos. Además, se cumple que,

$$K'_m = \frac{k_m}{J_m L_m |p_1|} \quad (13)$$

El polo de la función de transferencia de velocidad angular simplificada por este método será, por diseño, el polo dominante  $-p_2$ .

#### ***Estimación del coeficiente de fricción viscosa $B_m$***

Los fabricantes no suelen dar la constante de fricción viscosa  $B_m$ , pero si otras características que permiten estimarla.

---

Esto puede hacerse de dos formas, según se disponga de una u otra información, utilizando la ecuación de la constante de tiempo mecánica,  $t_m$ ,

$$B_m = \frac{J_m}{t_m} - \frac{k_b k_m}{R_m} \quad (14)$$

Utilizando la ecuación de la corriente del motor sin carga,  $I_0$ ,

$$B_m = \frac{k_m I_0}{\dot{\theta}_{mN}} \quad (15)$$

Ambos métodos son aproximados, ya que en el estudio teórico solo se ha tenido en cuenta, del par de fricción, la fricción viscosa.

### 3.2-3- Modelado analítico para los motores seleccionados.

#### 3.2-3-1- Función de transferencia, motor cadera.

La tabla 1 contiene las características del motor seleccionado de la marca Maxon, datos que serán utilizados para realizar la función de transferencia.

Parámetro	Valor	Unidad.
$U_N$	24	V
$R_m$	0,216	$\Omega$
$L_m$	0,232	mH
$J_m$	2875	$g \cdot cm^2$
$t_m$	12,3	ms
$K_b$	7,462	mV/rpm
$k_m$	71,2	mN*m/A
$I_0$	658	mA
$n_0$	3170	rpm

*Tabla 1*

Parámetro	Valor	Unidad.
$U_N$	24	V
$R_m$	0,216	$\Omega$
$L_m$	$232 \cdot 10^{-4}$	H
$J_m$	$2875 \cdot 10^{-4}$	$\text{kg} \cdot \text{m}^2$
$t_m$	0,0123	ms
$K_b$	0,0712	$\text{V} \cdot \text{s} / \text{rad}$
$k_m$	0,0712	$\text{N} \cdot \text{m} / \text{A}$
$I_0$	0,658	A
$n_0$	331,962	rad/seg

*Tabla 1(cambio de unidades)*

Hacemos uso de un software del tipo Mathcad 6.0 para poder hacer la conversión de unidades de forma precisa y segura, lo cual simplifica el calculo y además nos da la posibilidad de un trabajo seguro, a continuación se muestra una tabla con las unidades convertidas para poder así obtener la función de transferencia del motor de la cadera.

Los cálculos de las conversiones de unidades se realizan en el programa Mathcad y se encuentran en el anexo D.

Podemos observar que las constantes del par y de la fuerza contraelectromotriz coinciden,  $k_m = k_b$ , cuando se expresan en el mismo sistema de unidades.

Puede ahora estimarse el coeficiente de fricción viscosa,  $B_m$ , con cualquiera de los métodos descritos en las secciones anteriores con el método de la constante de tiempo mecánica se obtiene el valor.

$$B_m = 812.137 \text{ N} * \text{m} * \text{s}$$

Ahora debemos hallar el polo dominante los cuales nos muestran los siguientes resultados:

$$p_1 = -931$$

$$p_2 = -81298$$

El valor de  $K_m'$  se extrae del anexo y es igual a:

$$K_m' = 3072 * 10^4 \frac{\text{A}}{\text{kg} * \text{m}^2}$$

La función de transferencia nos queda del tipo:

$$FT = \frac{3072 * 10^4}{(s+931)*(s+81298)} = \frac{3072 * 10^4}{s^2 + 82229 * s + 75688438}$$

Utilizando la simplificación de la constante eléctrica del motor, el modelo nos queda:

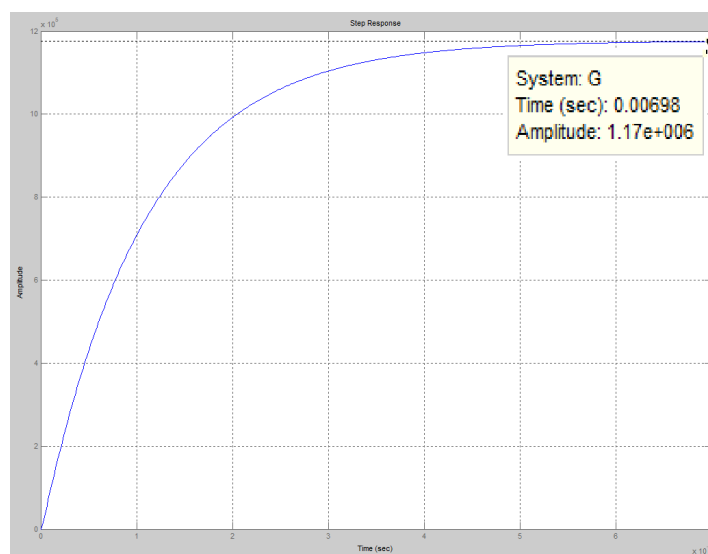
$$FT = \frac{K_m}{s + p_m}$$

$$FT = \frac{0.378}{s + 8.13 * 10^4}$$

Por medio del software Matlab obtuvimos diferentes resultados a la hora de poder graficar estas funciones en la transformada de Laplace, la cual nos permite la opción de obtener al insertar una función del tipo escalón una respuesta en el tiempo que nosotros podemos observar gráficamente en cuanto tiempo el conjunto del motor, reductor, eje, pierna y exoesqueleto se estabiliza y así poder analizar si el conjunto del motorreductor va a funcionar para este tipo de trabajo dentro del equipamiento. A continuación, se ha hecho la gráfica del método simplificado y de la función de transferencia original.

```
%%  
s=tf('s');  
G=3072^4/(s^2+82229*s+75688438);  
step(G)  
  
%%  
s=tf('s');  
G=0.378/(s+8.13^4);  
step(G)
```

Comandos en Matlab



Respuesta en el tiempo de función de transferencia ante un step.

De aquí podemos sacar muchas conclusiones, a la función de transferencia que se obtuvo con anterioridad se le coloca una señal de referencia que puede llegar a ser un escalón o bien un pulso infinitesimal con la finalidad de poder obtener un valor de cuánto tiempo tarda en estabilizarse el sistema. Ante esto podemos observar también si el sistema es estable o no previendo a futuro un posible control de realimentación y autocorrección mediante un PID. En este caso la referencia que se le inserta es un escalón (step) y la conclusión principal de este sistema es que el mismo responde rápidamente en el orden de los milisegundos lo cual nos asegura una respuesta en el tiempo rápida y confiable para este tipo de sistemas. La gráfica de la función de transferencia reducida no se muestra en la carpeta debido a que es prácticamente igual a la gráfica de la función original, solo se plantea con la finalidad de poder hacer una comparación y así poder asegurar que lo hecho fue correcto.

### 3.2-3-2- Función de transferencia, motor pantorrilla.

La tabla 2.2 contiene las características del motor seleccionado de la marca Maxon, datos que serán utilizados para realizar la función de transferencia.

Parámetro	Valor	Unidad.
$U_N$	48	V
$R_m$	1.11	$\Omega$
$L_m$	1.28	mH
$J_m$	835	$g \cdot cm^2$
$t_m$	7.32	ms
$K_b$	11.79	mV/rpm
$k_m$	113	mN*m/A
$I_0$	221	mA
$n_0$	6000	rpm

Tabla 2

Hacemos la conversión a las unidades convenientes:

Parámetro	Valor	Unidad.
$U_N$	48	V
$R_m$	1.11	$\Omega$
$L_m$	$1.28 \cdot 10^{-4}$	H
$J_m$	$835 \cdot 10^{-4}$	$kg \cdot m^2$
$t_m$	0,01179	s
$K_b$	0,01179	$V \cdot s / rad$
$k_m$	0,0113	$N \cdot m / A$
$I_0$	0,221	A
$n_0$	628,319	rad/seg

Tabla 2(cambio de unidades)

Los cálculos de las conversiones de unidades se realizan en el programa Mathcad y se encuentran en el anexo C.



Puede ahora estimarse el coeficiente de fricción viscosa,  $B_m$ , con cualquiera de los métodos descritos en las secciones anteriores con el método de la constante de tiempo mecánica se obtiene el valor.

$$B_m = 0.125 \text{ N} * \text{m} * \text{s}$$

Ahora debemos hallar el polo dominante los cuales nos muestran los siguientes resultados:

$$p_1 = -136$$

$$p_2 = -865$$

El valor de  $K_m'$  se extrae del anexo y es igual a:

$$K_m' = 9526 * 10^3 \frac{\text{A}}{\text{kg} * \text{m}^2}$$

La función de transferencia nos queda del tipo:

$$FT = \frac{9526 * 10^3}{(s+136)(s+865)} = \frac{9526 * 10^3}{s^2 + 1001 * s + 117640}$$

Utilizando la simplificación de la constante eléctrica del motor, el modelo nos queda:

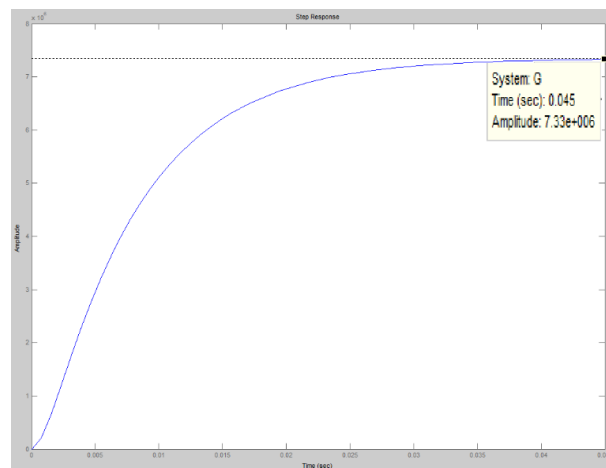
$$FT = \frac{K_m}{s + p_m}$$

$$FT = \frac{11.004}{s + 136.612}$$

Las graficas y las funciones de transferencia se observan a continuación:

```
%%  
s=tf('s');  
G=9526^3/(s^2+1001*s+117640);  
step(G)  
%%  
s=tf('s');  
G=11.004/(s+136.612);  
step(G)
```

Fig. 28: comandos en Matlab



*Respuesta en el tiempo de función de transferencia ante un step*

Las conclusiones que se obtienen son las mismas que para el motor de la cadera, lo cual la respuesta en el tiempo será casi inmediata hasta la estabilización del sistema.

## 4. MATERIALIZACION DE LA ESTRUCTURA

### 4.1- COMPRA DE MATERIALES Y CONSTRUCCION DE ESTRUCTURA

En el mes de septiembre, el grupo de trabajo se propuso no hacer mas espera ante una posible entrada de dinero, y hacer uso del proyecto de investigación existente dentro de la facultad el cual posee una cierta cantidad de plata que se pone a disposición a los integrantes para realizar ciertos experimentos o llevar a cabo diferentes actividades en función del mismo. Ante esto nos dirigimos al ing. Ángel Quiles, el cual nos propone la posibilidad de hacer las compras con nuestro dinero y luego mediante la presentación de las boletas correspondientes la facultad nos devuelve el dinero.

Fue de gran ventaja ya haber hecho un computo de materiales, ya que solo había que hacer uso del mismo y buscar en un principio el menor precio posible y también la calidad que requiere este tipo de máquinas. También era necesario tener un espacio de trabajo a donde se pueda realizar tanto el mecanizado, la soldadura, la pintura y demás procesos de transformación que podían involucrar llevar a cabo el proyecto a una escala real, es por esto que el sr. José Luis Giménez puso a disposición el taller “Tornería Giménez” lugar en el cual

se hace todo tipo de trabajo de mecanizado, los cuales contienen torno, fresas, serrucho motorizado, limadora, soldadora, y todos aquellos elementos que se requieren para realizar el trabajo y poder cumplir con el objetivo de hacer la máquina. También se hace provecho del conocimiento de la sra. Agustina Giménez en el manejo de las maquinas CNC, la cual tiene una experiencia de 4 años trabajando con este tipo de herramientas.

#### 4.1-1- Compra de materiales para exoesqueleto

La construcción del exoesqueleto debe tener la particularidad de además de tener que resistir a los momentos exigidos por el paciente a la hora de la rehabilitación automatizada, tener que poseer bajo peso debido a que, si se hace por ejemplo de acero va a agregar aun mas peso y por lo cual par de fuerza a los motores seleccionados. Es por esto que se opta por el aluminio, el cual tiene la ventaja de tener un bajo peso específico y además resiste convenientemente a los esfuerzos.

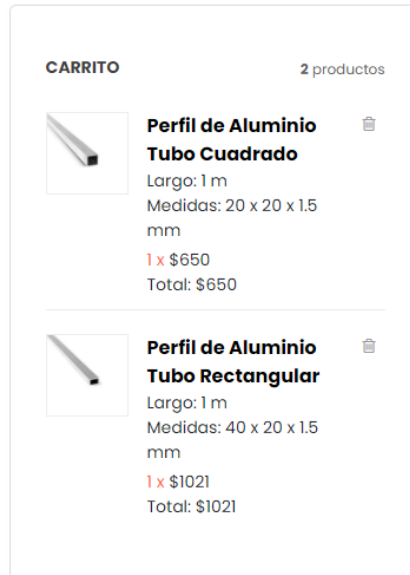
En un principio los elementos fundamentales a tener que conseguir eran perfiles de aluminio, y 4 macizos para realizar las extremidades. Ante esto por medio del taller “Tornería Giménez” se hizo uso de los contactos con los que ellos cuentan para las compras de materiales para diferentes trabajos, y se realizó la compra de los macizos a una chacarita aledaña a San Rafael que vende el aluminio por kilogramo. Los mismos reciben las llamadas y realizan los envíos a todo el radio céntrico por lo cual no hubo necesidad de tener que acercarse al local a realizar la compra.

Por otro lado, la compra de los perfiles se realizó vía web, debido a que mediante la búsqueda de venta de este tipo de perfiles necesarios para la maquina no se logró encontrar un negocio en San Rafael o bien en las cercanías del departamento. Es por esto que llegamos a una pagina de internet de una empresa que realiza envíos a todo el país de venta de aluminio al por menor.



Por medio de la misma en la sección de productos, la pagina te cotiza en línea de inmediato, por lo cual realizamos la compra yendo a la sección de productos en la parte de básicos nos

encontramos con una gran variedad de productos en aluminio. A continuación, se muestran los perfiles que se compraron.



*Compra de perfiles de aluminio*

Aquí podemos ver que la compra se puede realizar por metro, por lo cual a nuestra maquina le alcanza y además deja la opción que ante un posible error se pueda realizar nuevamente el corte. El resumen de la compra junto con el precio final y además los costos de envío se colocan en el anexo E1, en el cual se colocarán todas las facturas de compras. El día de la entrega de los perfiles, la empresa envió un correo informando la llegada de los mismos y que dentro de lo posible se encuentre algún integrante en el domicilio estipulado para la entrega del pedido. El empaque también fue muy correcto evitando abolladuras y ralladuras.



*Paquete y perfiles de aluminio*

Además de la compra de perfiles y de los macizos, se debía hacer la compra de otros elementos como son tornillos con tuerca y rulemanes. Para la compra de estos últimos se realizó en “casa Chiabrando” en San Rafael, que ofrece una gran variedad de rulemanes. En nuestro caso los que se usan son rodamientos Farmer 6200, se efectuó la adquisición de dos unidades para la articulación de la cadera debido a que la articulación de la rodilla sería mediante bujes de bronce. Los tornillos se compraron en el local de Fimaq, el cual ofrece una amplia gama de todo tipo de elementos para maquinarias.



---

*Rodamientos Farmer 6200*

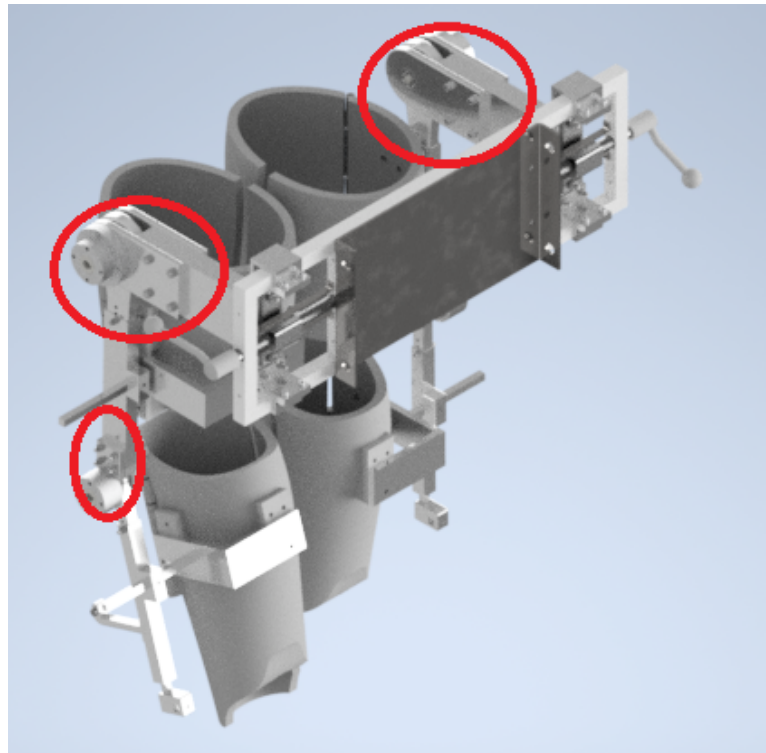
#### **4.1-2- Construcción del exoesqueleto**

Ya con los materiales obtenidos para el exoesqueleto, se procede a la construcción del mismo. En un principio el grupo de trabajo se reúne en el taller “Tornería Giménez” el día 22 de septiembre, en el cual se da comienzo a la maquinaria en tamaño real. La planificación para ese día fue la de mecanizar los macizos de aluminio por medio de una fresa CNC, la cual nos daría la ventaja de obtener las formas deseadas con una terminación casi perfecta.

Por medio de la explicación del dueño del lugar el sr. José Luis Giménez y la asesoría de la sra. Agustina Giménez la cual tiene una ardua experiencia en maquinarias computarizadas de este tipo, nos explicaron los pasos a seguir.

##### **4.1-2-1- Articulaciones**

Para poder guiarnos con las piezas de las cuales estamos dejando por escrito el recorrido hasta el producto final, vamos a mostrar a continuación lo que llamamos articulaciones en nuestra máquina. Como se puede ver se trata de esas 4 piezas superiores que se encargan de la sujeción del motor que proporciona el momento para todo el exoesqueleto, y a su vez sirven de un doble apoyo para que el eje no quede en voladizo. También podemos observar las 4 piezas inferiores que solo soportan los motores que proporcionan los momentos para las pantorrillas y pies, con la misma función que las piezas superiores.



*Piezas de articulaciones*

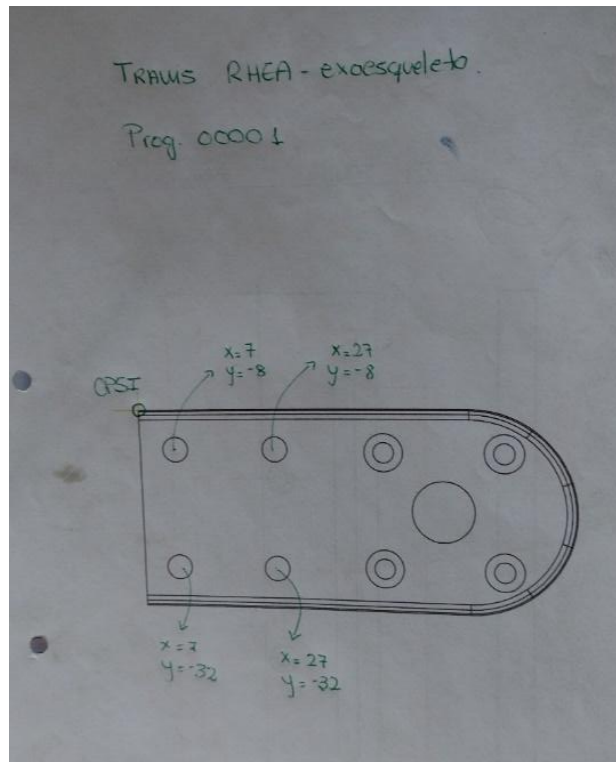
En un principio el corte se efectúa por medio de un serrucho motorizado, mediante el cual generalmente se realizan los cortes para el taller debido a que proporciona un corte recto y además da la posibilidad de que ante un movimiento de la morsa poder obtener diferentes ángulos. En este caso la chacarita que provee de los elementos de aluminio nos facilitó un solo macizo por lo cual se requiere de las dos piezas por separado para poder trabajarlas individual en la fresadora. A continuación, podemos ver los cortes en el serrucho motorizado.



*Corte de pieza maciza de aluminio por medio de serrucho motorizado.*

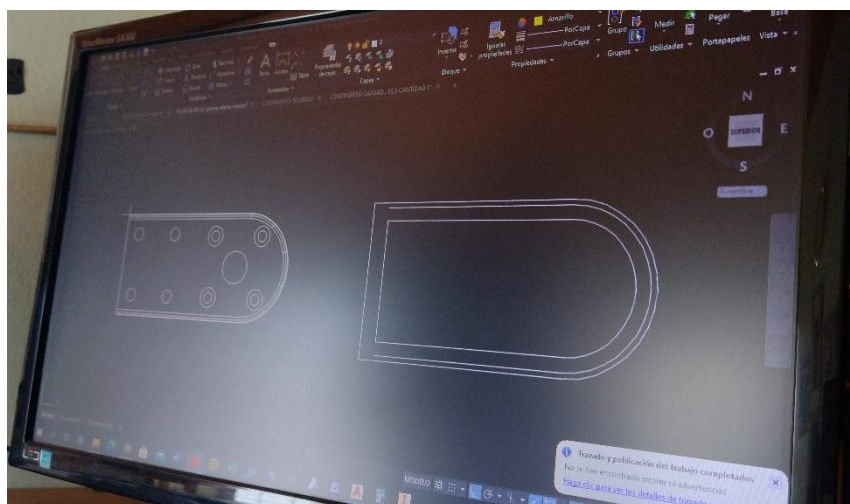
La pieza que se busca realizar se encuentra a continuación, la cual primeramente sería construida solo con los 4 tornillos de agarre de la izquierda para poder afirmarlas a la estructura de sujeción del exoesqueleto. También podemos ver que cada uno de los planos que se fueron realizando han sido impresos para mantener un registro de los elementos que se realizan. Luego se procede a realizar el código para poder insertarlo en la fresa CNC que posee el taller.



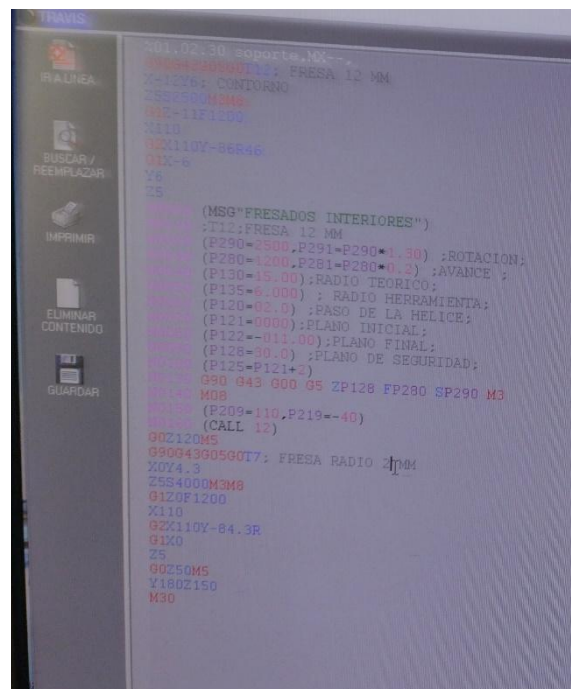


*Pieza 1, articulación de rodilla.*

En un principio el trabajo consiste en realizar el plano en el software AutoCAD, en el cual se deben aclarar todas las guías para que la fresa realice el mecanizado, para luego vectorizarlo y que la maquina haga lectura de esto para transmitir así hacia la pieza.



*Pieza realizada en AutoCAD.*



*Código de lectura de Fresa CNC.*

El código puede ser visto con mayor exactitud en el anexo F1, el cual nos muestra los diferentes comandos aplicados a la fresa CNC para poder lograr la pieza final. A continuación, se procede a la puesta en marcha de la maquina y la calibración de la misma para que sea un trabajo exacto. En la imagen vemos el uso de las regletas las cuales sirven para poder colocar a las piezas que se vayan a mecanizar lo mas nivelada posible y que además por medio del uso de la morsa se puedan realizar los agujeros previstos de forma exitosa.



*Puesta a punto de fresa CNC.*

Debido a que el mecanizado de la pieza involucra tener que realizar una forma externa se debe hacer un soporte a la mesa de trabajo y es por esto que se hicieron los 4 agujeros correspondientes al formato final, y de allí se aprovechan para poder agarrarlos a la misma y que sea un trabajo correcto y preciso. Esto es de suma importancia para que quede la pieza fija y no afecte a la morsa lo cual conllevaría a una posible ruptura de la mecha o fresa. A este fragmento se le realizan los agujeros correspondientes siguiendo con el formato original y a su vez se le hace un roscado por medio de un macho, lo cual nos asegura un agarre a la mesa exacto con la colocación de tornillos del tipo Allen. También por medio de un taladro de pie, se le realizaron sus respectivos biselados. El mismo proceso debía ser replicado en las 4 piezas, debido a que cada pierna consta de dos piezas de este tipo que van a sostener el eje para el movimiento de la pantorrilla de aluminio. Por lo cual también podemos observar a todas las piezas ya con sus respectivos agujeros y biselados.

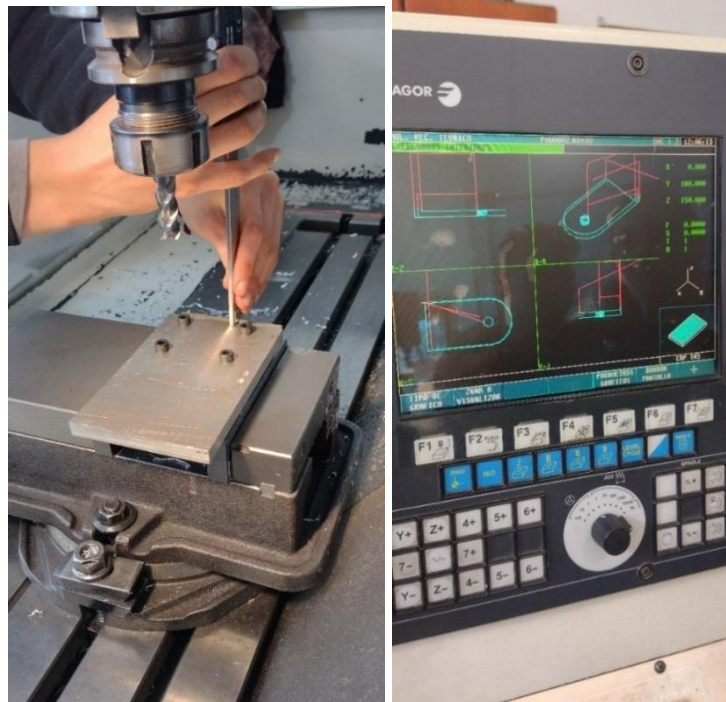


*Biselado de agujeros.*



*Piezas en construcción.*

Luego de colocar los tornillos en la pieza que vamos a mecanizar, y sabiendo que la misma se encuentra fija y segura ante cualquier trabajo, procedemos a la lectura del programa vectorizado. En la pantalla principal de la fresa CNC vemos como el código vectorizado puede ser visualizado.



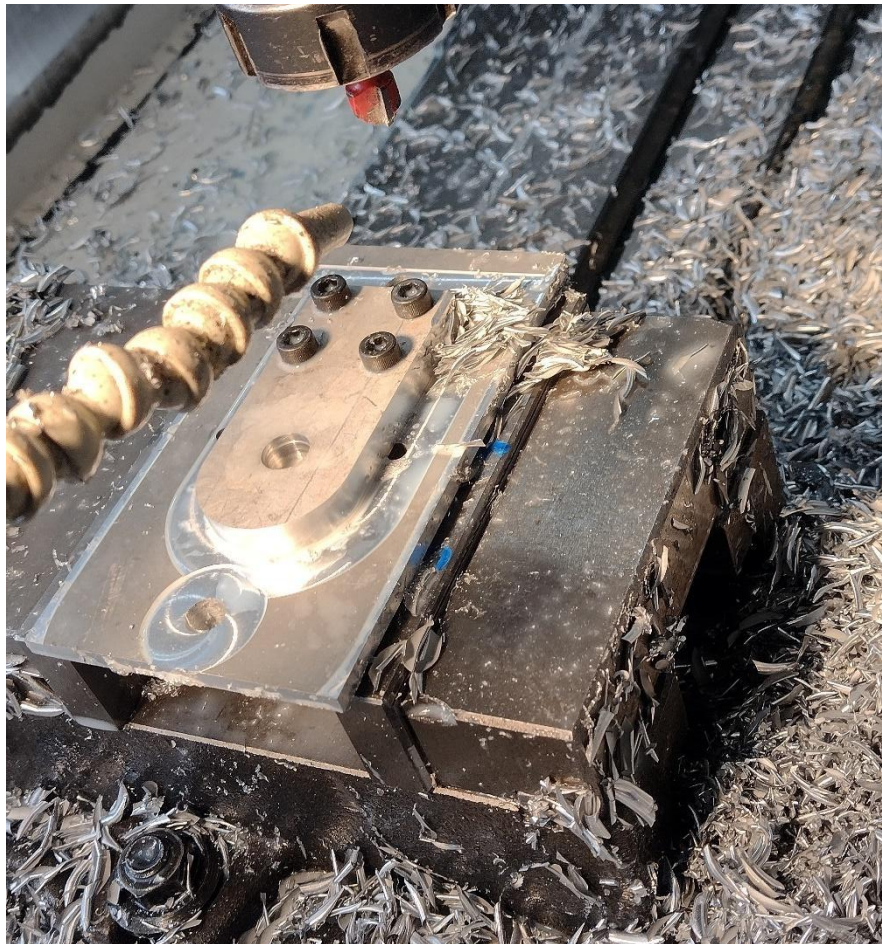
*Mesa de trabajo y visualización de pieza.*

Es de gran importancia que al visualizar la pieza en la pantalla de la fresadora CNC se haga un análisis estricto de los movimientos que hará la herramienta, es decir que tenemos la última posibilidad de asegurarnos un buen mecanizado.



*Fresado de primera pieza.*

El mismo proceso se tuvo que repetir para las otras tres piezas, y además del recorrido de la fresa, se le coloca una herramienta de terminación, la cual proporciona un formato curvo a las ranuras, dando un producto con una terminación excelente.



*Pieza fresada previendo biselado*

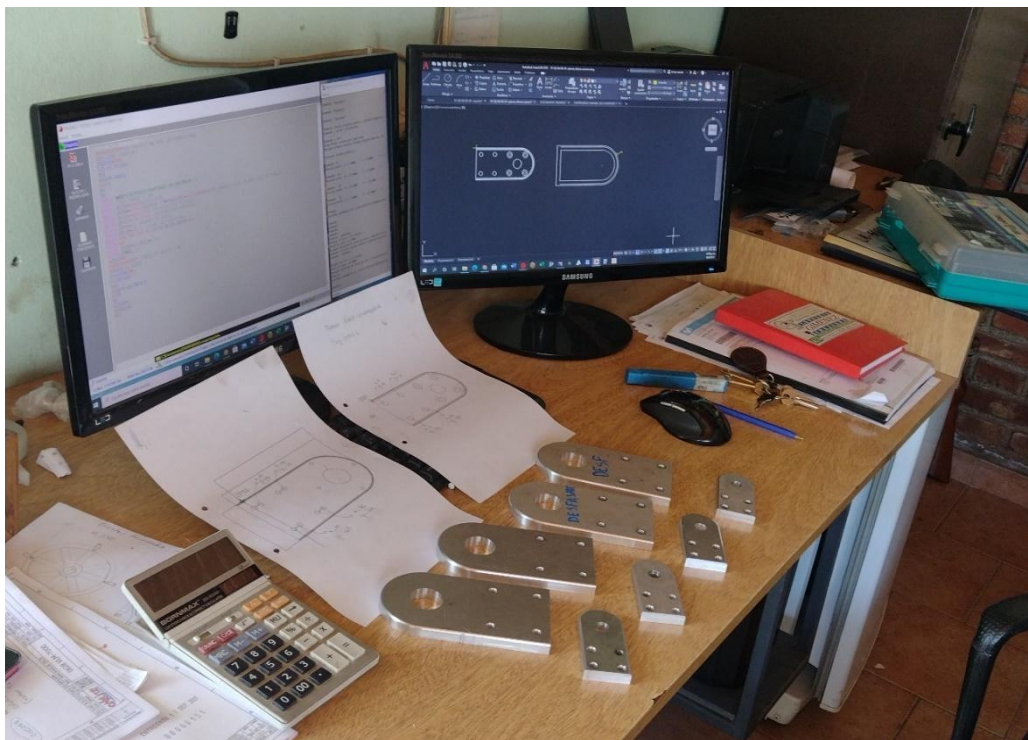
Mismo trabajo se debió realizar para las articulaciones de las rodillas pero esta vez la pieza es de menor tamaño en escala, por lo cual lo que se hace es una disminución de la misma y se realiza el mismo trabajo. Cabe aclarar que estas articulaciones no llevan rulemanes si no bujes de bronce con la finalidad de disminuir el peso y el tamaño.

En las siguientes imágenes podemos ver como quedaron las piezas finales, en la parte superior se observa la articulación de la cadera, la cual tiene las aperturas previstas para los rulemanes Farmer 6200 y los 4 tornillos de sujeción para la estructura que sostiene el exoesqueleto. En la parte inferior de la imagen vemos la articulación de la rodilla que como se dijo anteriormente tiene previsto un buje para el eje que es comandado por el motor.



Productos finales

En la siguiente imagen se pueden ver por un lado las pantallas en las cuales se muestran el plano en AutoCAD a la derecha y a la izquierda el programa de vectorizado de lectura de la fresadora CNC. Además vemos los planos impresos para el registro de cada uno de los elementos que se realizaron en el taller, y por ultimo las 8 piezas finalizadas en aluminio.





*Piezas finalizadas.*

Luego se procede a realizar los bujes que permitirían el movimiento del eje comandado por el motor que mueve la pantorrilla y el pie, por lo cual por medio de un torno manual se realizó el trabajo en bronce, el cual debía cumplir con los diámetros estipulados para el eje y el diámetro exterior que debía coincidir con una cierta interferencia con el agujero hecho en la pieza de las articulaciones y a continuación se observan los resultados finales.



*Presentación de buje en pieza.*

En la siguiente pieza se puede ver el ensamble de las extremidades en el perfil de aluminio con el buje colocado en los agujeros de las piezas, recordando que esta extremidad es la de la rodilla.

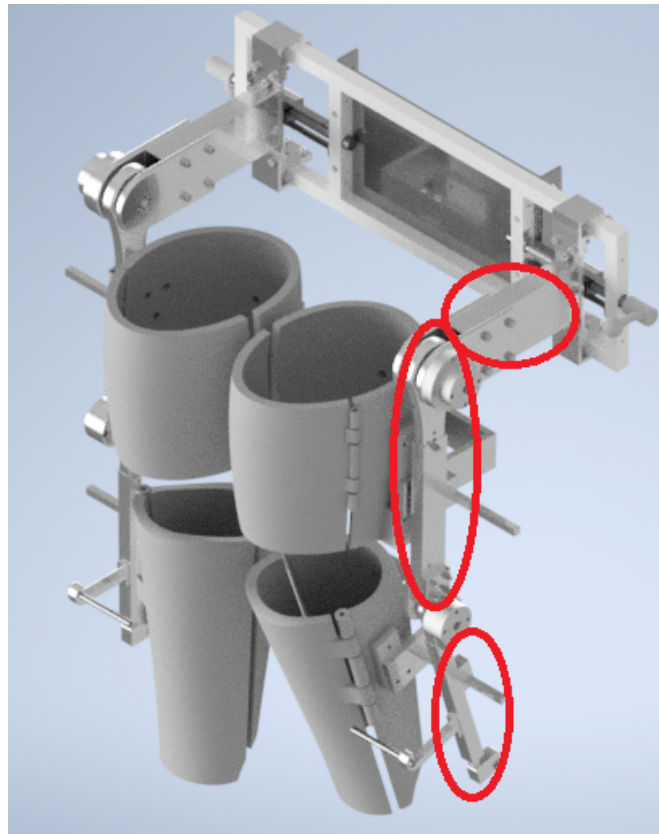




*Ensamble final extremidad rodilla.*

#### **4.1-2-2- Extremidades**

A continuación, podremos ver las extremidades tanto del muslo como de la pantorrilla. Las mismas tienen la particularidad de que deben poseer variación en sus dimensiones con la finalidad de que se adapte a todos los tamaños de las personas. Es así que cada una de las extremidades tanto la superior (muslo) como la inferior (pantorrilla) están compuestas por medio de un macizo que posee diferentes agujeros para lograr la variación del tamaño y además un perfil hueco que permite dicho alargue o acortamiento.



Piezas de extremidades

Lo primero que se procede es al corte de los perfiles que fueron adquiridos en la web, podemos ver el corte mediante el serrucho motorizado eléctrico. La utilización de estos perfiles es de suma importancia para que las piezas macizas entran por el mismo logrando la variación. A su vez el perfil superior de la pantorrilla posee las piezas de las articulaciones de la rodilla, por lo cual el motor que comanda la pantorrilla y el pie. A continuación, se muestra el corte:



*Corte perfil de aluminio.*



*Piezas cortadas.*

Luego por medio de una fresa del tipo manual, se realizan los diferentes agujeros. La gran ventaja de esta fresadora es que posee una pantalla de lectura mediante la cual se realiza la medición de los diferentes movimientos de la mesa al instante y de forma precisa. Podemos ver por un lado el agujero individual el cual por medio de un pasante atraviesa la pieza maciza para sujetar cuando se desee alargar o acortar la extremidad. Por otro lado, podemos ver los 4 agujeros a los perfiles de 40x20 para la sujeción de las articulaciones.



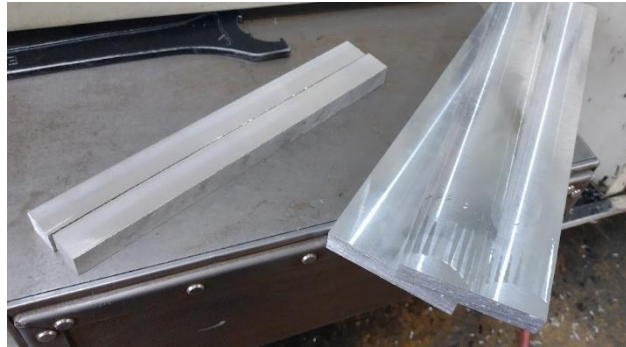
*Agujereo de perfil de aluminio.*

En el próximo paso se procede a realizar las piezas de unión entre las articulaciones y los perfiles ya cortados. Las piezas fueron cortadas en serrucho motorizado y luego se le realizó un frentado superior e inferior por medio de la fresa CNC hasta llevarlo a las dimensiones finales debido a que la chacarita que provee este tipo de macizos de aluminio, no poseía las dimensiones finales para nuestro caso, por lo cual se optó por comprar una medida por encima de la estipulada.



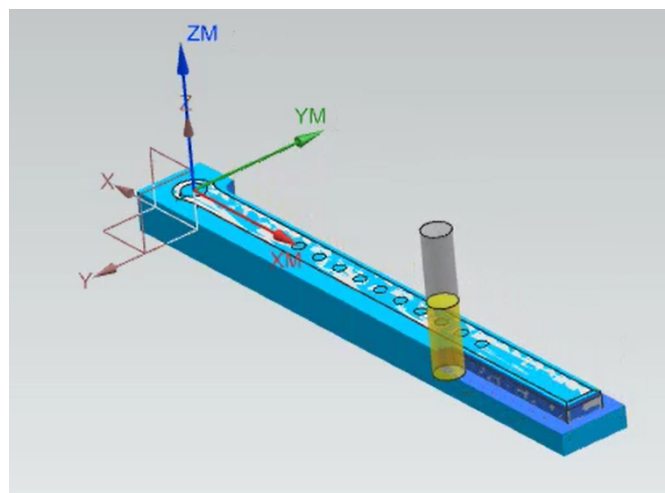
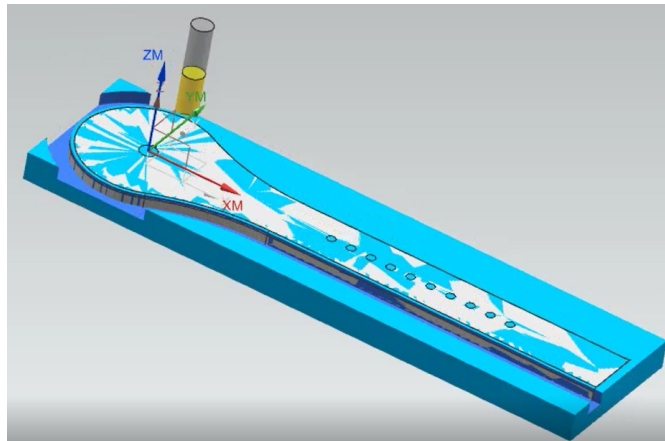
Frentado por medio de fresa CNC.

En las siguientes imágenes se hace un muestreo de las 4 piezas correspondientes las de la derecha al muslo, la cual contiene un mayor esfuerzo a la hora de transmitir los movimientos, y a la izquierda vemos las piezas correspondientes a las pantorrillas que son de dimensiones inferiores.



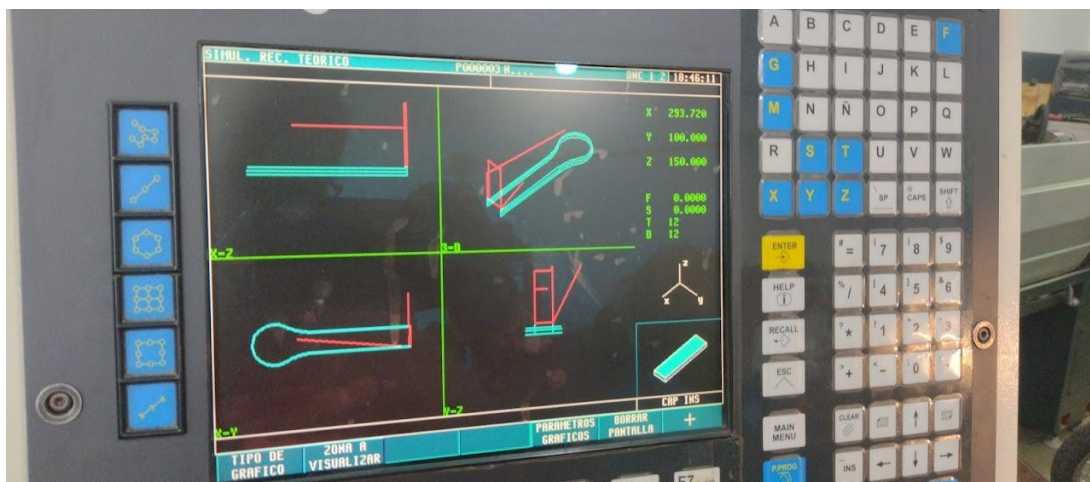
*Frentado superior e inferior.*

Ya con el espesor deseado en las diferentes piezas de aluminio macizo se procede a colocar la fresa de 6mm con la finalidad de querer realizar la forma deseada en ambos casos. Ante esto se procede a la misma seguidilla de pasos que se hizo con las piezas anteriores, se debe crear la pieza en el software AutoCAD, del mismo se generan los parámetros por medio de un programa vectorizador y allí la fresa lee los parámetros. Los mismos se colocan en el Anexo F3 para el muslo y Anexo F4 para la pantorrilla. El programa puede mostrar y hacer un seguimiento de los movimientos que hará la fresa en la máquina.



*Parametrización del programa.*

También podemos ver que los parámetros vectorizados se muestran en la maquina fresadora CNC de forma correcta.



*Muestreo final en fresa CNC.*

El agarre de la pieza se realiza por medio de tornillos del tipo Allen hacia la mesa de trabajo de modo que la mordaza sea sustituida por una pieza de aluminio que se acopla a la mesa por medio de otros tornillos de sujeción. Es fundamental tener en cuenta que los tornillos Allen no interfieran el paso de la fresa por lo cual en este caso al tener que realizar varios agujeros para lograr la variación del tamaño, se realizaron algunos de ellos en una mordaza para luego poder atornillarlos a la pieza ya colocada en la mesa de trabajo de la fresadora.



*Agarre de las piezas.*

El recorrido ya viene planteado por medio de los vectores que se plantean en el software, y también se procura realizar un biselado para que la pieza tenga una terminación en sus cantos con un radio. Esto colabora además con la ergonomía de la máquina debido a que asegura al paciente que no tenga ningún corte con la pieza. Además se debe prever el agujero del eje, el cual mediante un eje enchavetado transmitiría el momento a las extremidades del exoesqueleto.



*Pieza finalizada.*

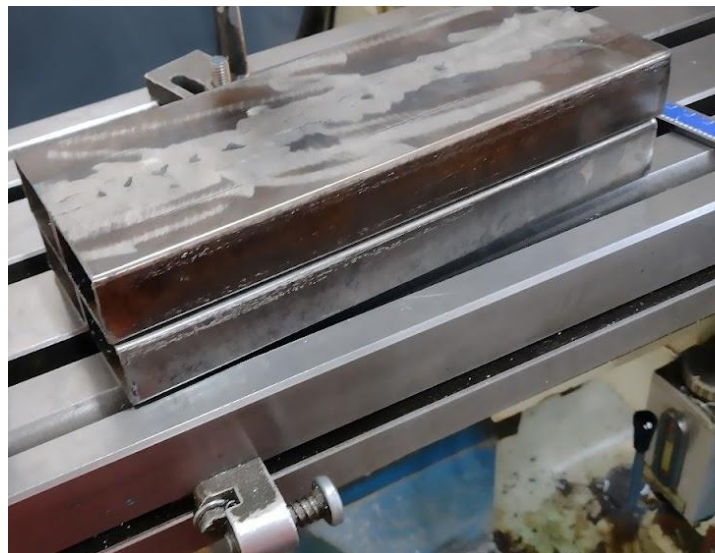
Por último concluyendo con las partes principales de la estructura del exoesqueleto realizamos la parte superior del mismo, el cual aparte de sostener toda la estructura, es el elemento de unión entre el muslo y el regulador de cadera (a continuación se muestra su construcción). Para la realización del mismo se necesitaban medidas complejas para conseguir en los perfiles, por lo cual el sr. Gaspar Melía puso a disposición un perfil de 50x30x2mm el cual al unirlos verticalmente mediante una soldadura, se obtienen las medidas deseadas de 100x30x2mm.





*Medidas del perfil que luego es soldado.*

A continuación, realizamos la soldadura de los perfiles y el corte en el serrucho motorizado. Los resultados son los siguientes:



*Perfiles soldados.*

Por medio de la fresadora manual, la cual contiene el visor de pantalla digital que permite realizar los trabajos de manera exacta, se procedió a realizar los agujeros para el ensamble

final con la articulación de la cadera. Es decir que se realizó el mismo trabajo que para los perfiles de aluminio en la articulación de la rodilla, pero en este caso a una escala más grande.

Es de notar que los perfiles son de acero y no de aluminio, lo cual es lógico debido a que en estos elementos ya los motores no influyen con sus esfuerzos para tener que moverlos, por lo cual se opta por este tipo de material para poder soldarlo con la maquina convencional que es con la que contamos en el taller. El ensamble final se puede ver en la siguiente imagen



*Ensamble final articulación cadera.*

Se realizó la presentación de todos los elementos ejecutados hasta el momento y así poder ir visualizando al exoesqueleto y se puede mostrar en la siguiente imagen.



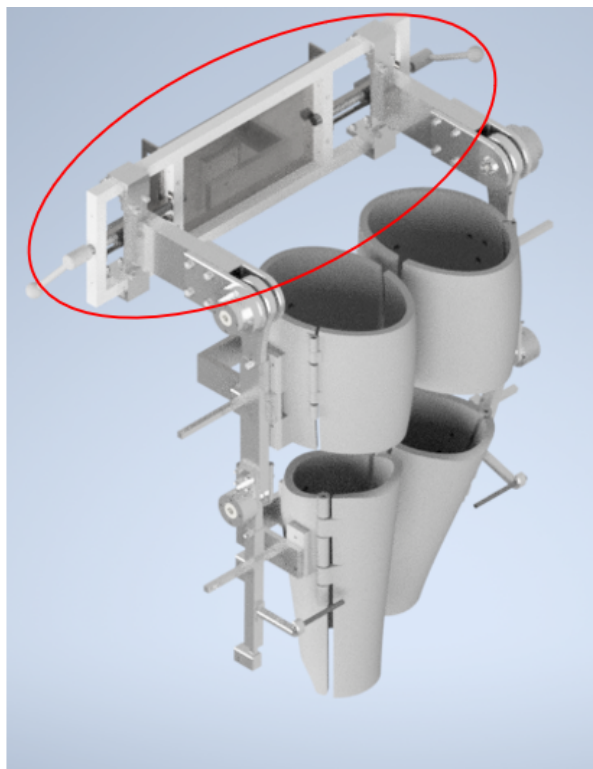
*Ensamble articulación cadera.*

### 4.1-3- Construcción de mecanismo regulador de cadera y bastidor

Para ambos elementos es fundamental un buen diseño, debido a que el mecanismo regulador de cadera es aquel que tiene que adaptarse a cualquier ancho de cadera movilizándolo todo el exoesqueleto y aparte tiene que quedar rígido ante cualquier movimiento para que a la hora de realizar la rehabilitación no haya complicaciones y se haga de manera correcta. Por otro lado, tenemos al bastidor, el cual se encarga de sostener tanto al mecanismo regulador como así al exoesqueleto, pero también es necesario lograr un movimiento vertical permitiendo al paciente que al realizar la marcha humana se pueda conseguir la caminata con la oscilación que tiene la cadera hacia arriba y hacia abajo de manera correcta.

#### 4.1-3-1- Mecanismo regulador de cadera

En el siguiente render se puede apreciar con exactitud el mecanismo regulador, el cual ya se definió como aquel elemento que se encarga de mover concéntricamente al exoesqueleto hacia adentro o hacia afuera y logra adaptarse a todos los anchos de carrera. Esto en un principio se obtendría por medio de un tornillo sinfín con rosca derecha para una mitad y rosca izquierda para la otra mitad y así mediante dos dados roscados se obtendrían los movimientos concéntricos al girar el eje.



Mecanismo regulador de cadera

La obtención de los perfiles fue a través del sr. Gaspar Melía el cual estuvo interesado en querer colaborar con el proyecto, por otro lado, el sr. José Luis Giménez hizo la donación de lo que involucra al eje, y los materiales para las correderas tanto superior como inferior.

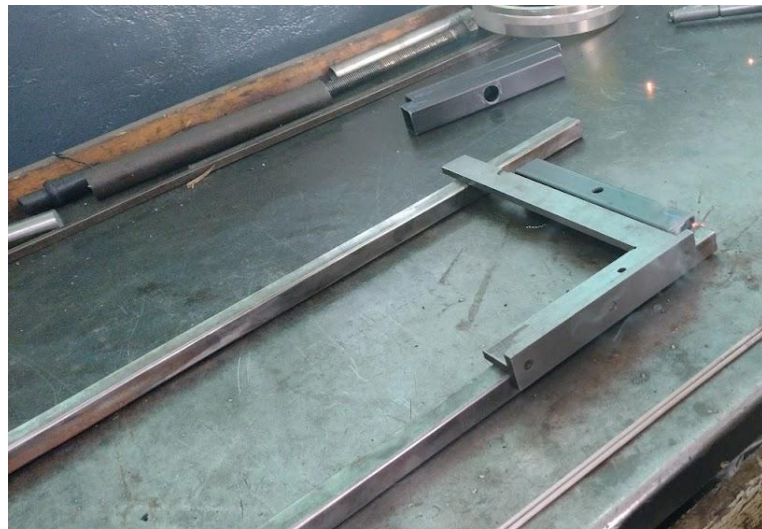
Como se muestra en las siguientes imágenes, el objetivo fue el de lograr un rectángulo con caños estructurales arriba y debajo de 20x20x1,5mm y en los laterales de 30x30x1,5mm. El diseño se basa en poder lograr que los perfiles superior e inferior sirvan de correderas para el movimiento del exoesqueleto hacia adentro y hacia afuera. Al tener agarre tanto arriba como abajo se logra una gran rigidez además de tener la posibilidad de desplazamiento. La construcción del diseño se basó en un principio en el corte de los caños con la finalidad de lograr el rectángulo.

Antes de realizar cualquier soldadura, y luego de los cortes lo que realizamos fue los agujeros para que pase el eje intermedio roscado, ya que con la estructura soldada sería prácticamente imposible lograr estos agujeros. Los mismos se realizaron en la fresadora manual la cual nos permite obtener las medidas en una pantalla digital. El eje intermedio por medio de los agujeros en los perfiles debe ser colocados en la estructura y con bujes de grilon se puede lograr reducir la fricción casi al máximo. A continuación, observamos el agujereado para los perfiles:

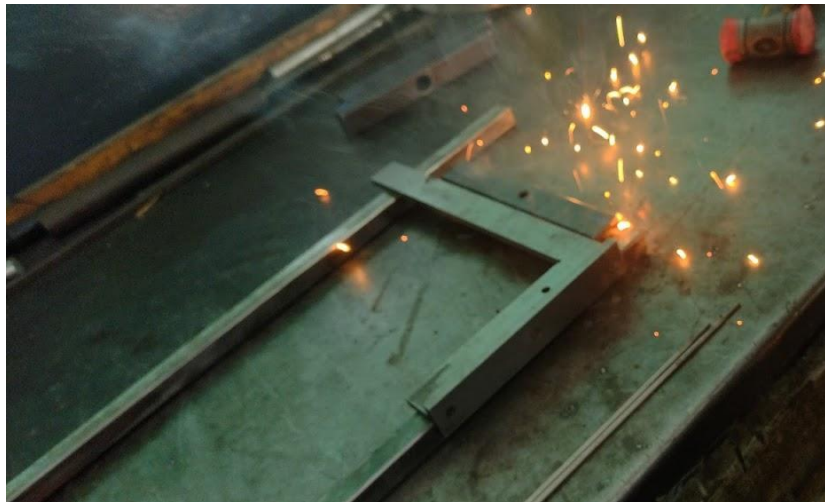


*Fresado del agujero central.*

También realizamos la soldadura de los perfiles que por medio de una escuadra se obtuvo el ángulo recto que buscamos. En la segunda imagen se puede apreciar que al medio se le colocaron dos perfiles con la finalidad de darle más rigidez a la estructura y en especial un apoyo a los travesaños que sirven de guía arriba y abajo.



*Presentación de la estructura.*



*Soldadura de la estructura.*

Ya habiendo logrado lo que involucra a la estructura de caños laminados, lo que hicimos fue diseñar correctamente los dados. Los mismos debían cumplir con la función principal de ser una tuerca, debido que al roscarlos y hacer girar el eje ya roscado, el mismo lograría el movimiento requerido y además debían tener la posibilidad de poder agarrarse a la corredera por medio de una planchuela colocada de forma vertical. Esta planchuela uniría al dado con la corredera tanto superior como inferior, por lo cual además de tener el agujero principal en el medio del dado ya roscado, debía tener los agujeros para dicha unión en un lateral.

Para el proceso de realizar los dados lo que hicimos fue cortarlos por medio del serrucho eléctrico debido a que se consiguió un solo macizo metálico y luego le realizamos un fresado por medio de la fresadora manual en los laterales los cuales como ya se dijo anteriormente iban a tener agujeros y además contribuyendo a la prolijidad que merece este tipo de maquinarias.



*Mecanizado de los dados.*

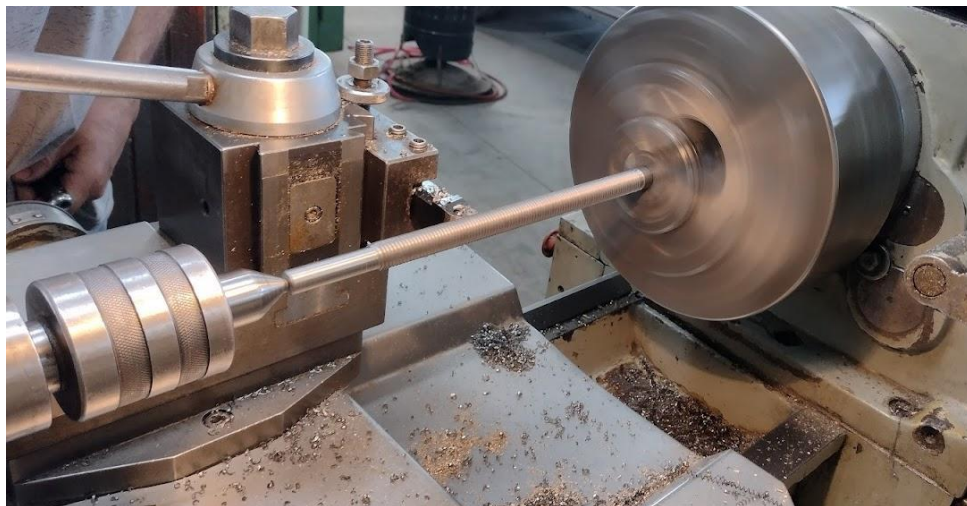
Luego le realizamos los agujeros en los laterales y el agujero central el cual iba a definir en un principio el diámetro del eje que iba a girar produciendo el movimiento. Este agujero central y los del lateral se realizaron por medio de la fresadora manual buscando que ambos tengan los huecos en el mismo lugar y que ambos dados sean prácticamente iguales. Ya con los agujeros procedimos al roscado, con la particularidad de que el sr. José Luís Giménez nos ayudo a realizar el roscado interno del agujero central en el torno, ya que debíamos colocar una herramienta interna de roscado. Hicimos provecho de su gran experiencia en mas de 25 años de experiencia en tornería y nos ayudo con esta pieza compleja. Por otro lado, el roscado de las piezas secundarias las hicimos por medio de un macho previendo que entre un tornillo del tipo Allen m6.

El eje intermedio debía cumplir con ciertos requerimientos, ante esto con el grupo de trabajo se previó un largo que además incluyera a una manija en uno de los laterales que facilite el giro de este para obtener el movimiento concéntrico del exoesqueleto. La medida involucra un corte mediante el serrucho motorizado.



*Corte de eje central.*

El eje intermedio que atraviesa los perfiles debía ser también torneado para llevarlo a las dimensiones finales que se requería en la maquina y a su vez roscarlo en una mitad con rosca derecha y en la otra mitad con rosca izquierda. Ante la necesidad de tantos requerimientos optamos por la experiencia del sr. José Giménez que nos realizó el eje con las medidas correspondientes y las especificaciones requeridas, ya que la rosca debía ser con el mismo paso que la de los dados.



*Roscado de eje.*

Ya con la estructura soldada y los dados hechos junto con el eje, se procede a ensamblar y a continuación se pueden observar los resultados.





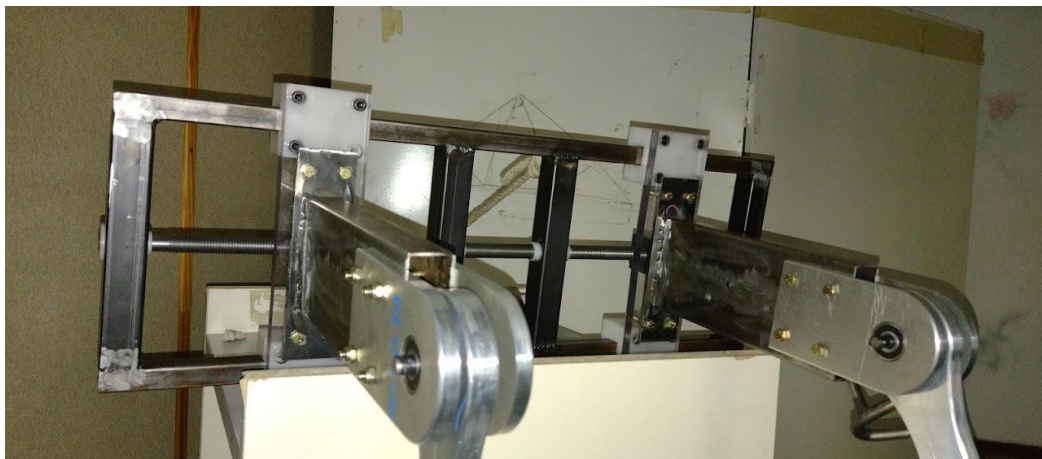
*Ensamble final regulador de cadera.*

La unión de las piernas con el regulador de la cadera debía ser no solo suave al movimiento, si no también soportar el peso de toda la estructura y en gran parte el de la persona. Ante esto se propone hacer unas correderas de grilon las cuales se mueven respecto a los travesaños de hierro que se usan como guía.



*Correderas de grilon.*

La unión de las correderas se realiza por medio de acrílico. Las correderas debieron armarse en dos partes, por un lado una U que rodee tres laterales del caño estructural y por otro lado que contenga una tapa unida por medio de tornillos del tipo Allen que a su vez se aprovecharían estos agujeros para unir el acrílico al conjunto. A continuación se ve con claridad lo antes mencionado.



*Corredera con piernas montadas.*

Es de notar también que el eje no corre sobre el perfil si no que tiene un buje en cada uno de los perfiles, los cuales los hicimos por medio de grilon en un torno manual y así se logra que el tornillo corra de manera suave al girar una futura manija. El ensamble final se muestra en la siguiente imagen donde podemos ver el conjunto del exoesqueleto con el sistema de regulación de ancho de cadera.



*Ensamble final exoesqueleto con regulador de ancho de cadera.*

Luego se procede a la elaboración de un volante que se ocupe de realizar el movimiento rotacional del eje, por lo cual por medio de un material denominado APM se efectuó el elemento, el cual debía ser resistente a diferentes esfuerzos y además liviano. La unión del volante al eje se realiza por medio de un acople de aluminio que se encarga por medio de un prisionero de la unión al eje y por medio de 4 tornillos de la unión al volante. Cabe recordar que su construcción fue por medio de una fresadora CNC y que la construcción de la pieza de aluminio fue por medio de un torno manual.



*Construcción del volante.*

Además le construimos por medio de un torno una manija que se encargue de la rotación de forma sencilla del mismo material del que se realizó el volante, de forma tal que se logre por medio de un tornillo la rotación de la manija a la hora de poder realizar los esfuerzos sobre el eje y así poder mover el exoesqueleto de forma concéntrica para diferentes anchos de caderas.



*Ensamble final de volante.*

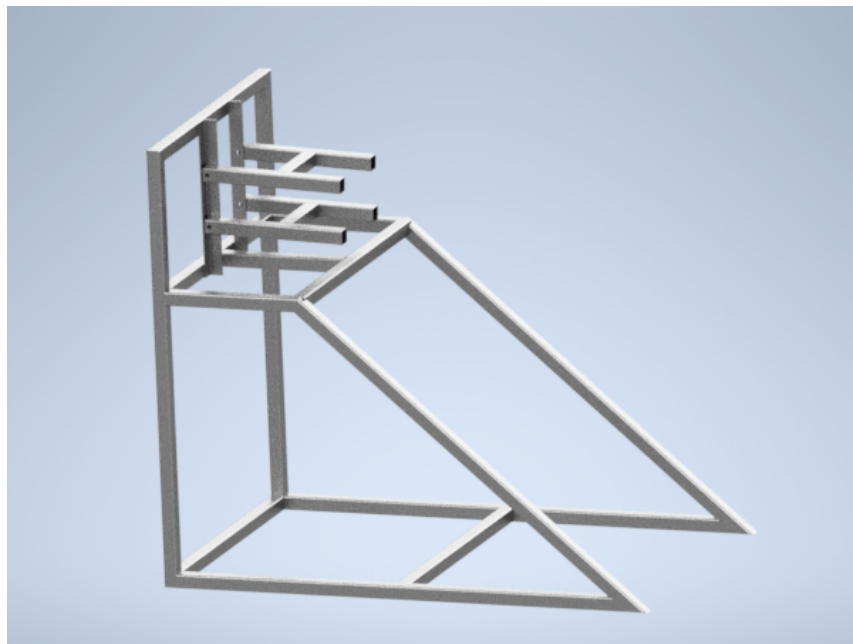
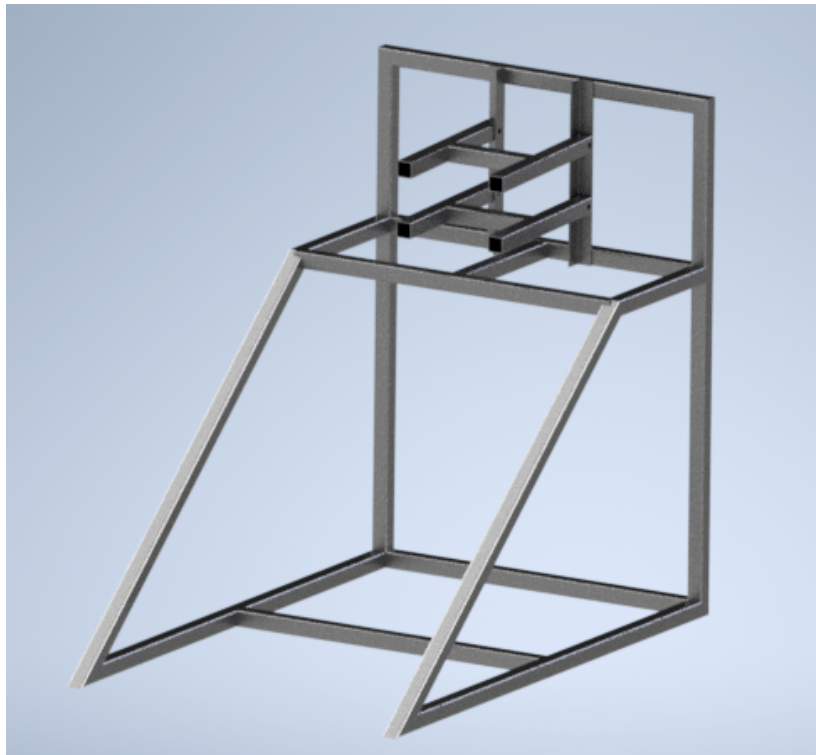
Luego procedimos a la colocación del volante sobre el eje, también podemos observar que la manija se colocó en la parte más extrema de manera tal que se obtenga un mayor momento respecto de la rotación. Además esta manija queda independiente al volante con la finalidad de una rotación eficiente para la persona que este manejando la maquinaria.



*Volante colocado en el eje.*

#### **4.1-3-2- Construcción del bastidor**

Para la construcción del bastidor, se intentó realizar un modelo simple, pero a su vez que cumpla con los principales objetivos, como son el de lograr sostener la estructura del exoesqueleto lo mas estable posible. Además, respecto de los anteriores diseños se han modificado en gran parte los elementos, en un principio para hacerlo mas económico y rentable a nuestros gastos, y por otro lado para lograr la estabilidad requerida para la maquinaria completa, debido a que el exoesqueleto se encuentra en constante movimiento con una persona arriba. Para esto mostraremos el diseño final que se realizó en Autodesk Inventor que por medio de caños estructurares de 30x30 se realizaría la misma.



*Vistas del bastidor.*

Podemos ver un diseño simple con elementos fáciles de conseguir principalmente caños estructurales y a su vez un formato con una especie de triangulo dando la posibilidad a que la maquina se encuentre todo el tiempo con el paciente de forma segura negando a un vuelco hacia adelante por parte del exoesqueleto. A su vez observamos los 4 caños que parten hacia

adelante los cuales nos dan la posibilidad de que el mecanismo regulador de cadera sea sujetado en el mismo dando lugar al movimiento oscilante hacia arriba y hacia abajo ante la caminata del paciente.

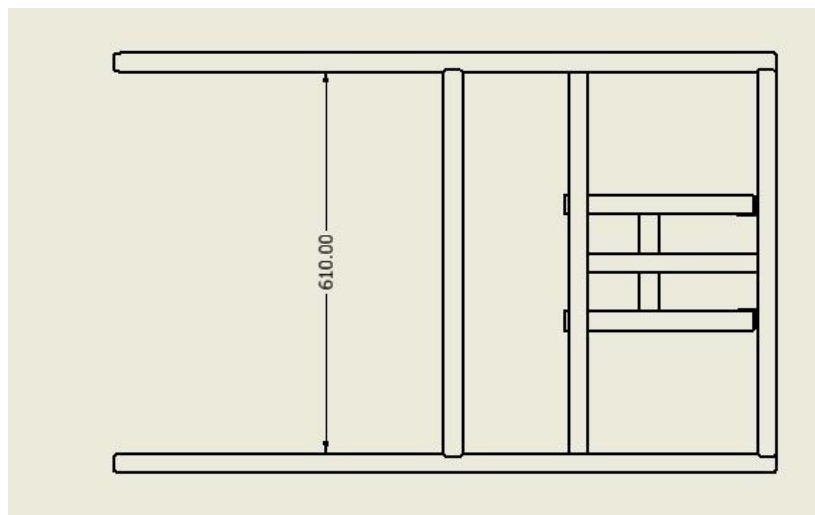
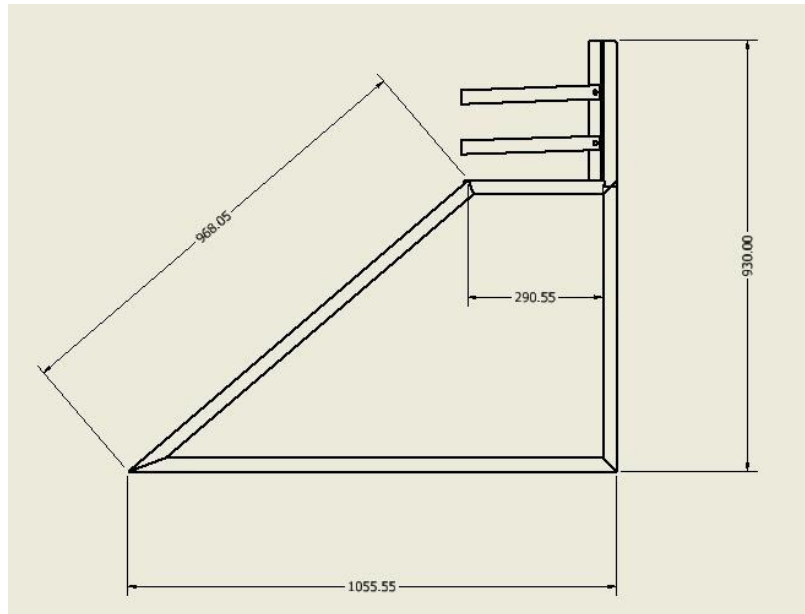
Los caños estructurales se obtuvieron en el local Hierrosan de San Rafael, los cuales se dedican a la venta de todo tipo de materiales metálicos. Nos reunimos con el sr. Federico Modon y realizamos la compra de dos caños estructurales de 30x30x1,6mm. Ya que el diseño se encontraba realizado en el software, el mismo te muestra los cortes y la cantidad de metros de caño que se requieren. En el anexo E2 se coloca un escaneo de la factura final de la obtención de los caños estructurales. Los operarios del local nos ofrecieron la posibilidad de un corte cada 2m de largo dando la posibilidad al transporte por medio del automóvil del sr. Modon, por lo cual accedimos a dicha propuesta.



*Caños estructurales de 40x40.*

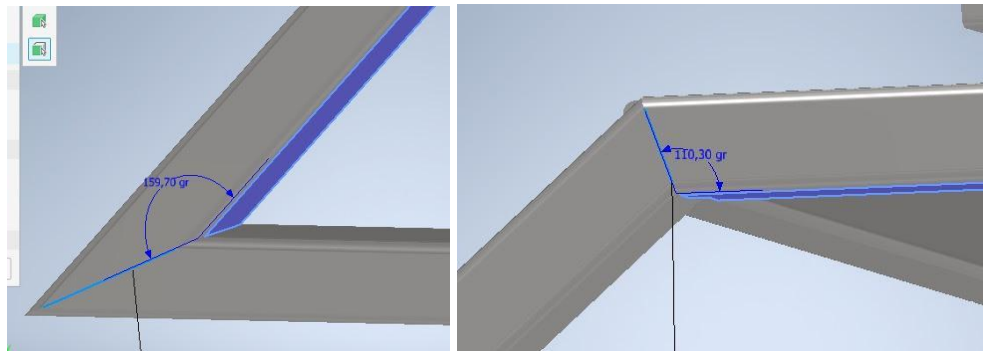
Luego de adquirir los caños, procedimos a realizar el bastidor, el mismo consta de muchos cortes complejos con ángulos, lo cual requiere el uso del serrucho eléctrico y acomodando la morsa de sujeción un corte prolijo para la posterior soldadura. Los cortes con sus medidas se pueden apreciar en las próximas imágenes, y es necesario cumplir de manera correcta los ángulos que se muestran para lograr lo mas perfecto posible el diseño planteado. El software

nos da la posibilidad de poder obtener el plano de los lados que se requieran y además los ángulos necesarios para realizar los cortes.



*Plano de bastidor.*





*Detalle de los ángulos.*

Los cortes principales se lograron por medio del serrucho eléctrico, pero en algunos casos los ángulos no podían lograrse por medio de esta maquina herramienta por lo cual al no contar con una amoladora del tipo sensitiva, se realizaron los ángulos con una cinta de papel y un transportador y realizamos los cortes con una amoladora de mano. Los resultados finales fueron bastante satisfactorios. En la imagen a continuación se ven los caños estructurales cortados.

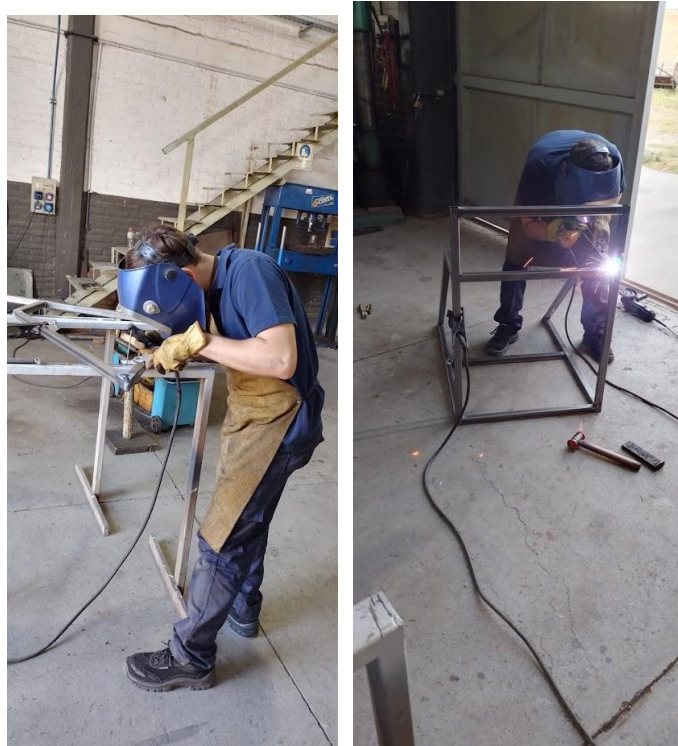


*Corte de los perfiles para bastidor.*

Luego realizamos las soldaduras correspondientes, comenzando por los dos laterales, los cuales deben ser una réplica, para luego colocar los travesaños superiores e inferiores y así lograr la estructura del diseño. En este tipo de estructuras es fundamental el uso de escuadras y de medir las diagonales para lograr una estructura lo mas perfecta posible debido a que en la parte inferior esta pensado colocarle unas ruedas y si la estructura no se encuentra estable y a escuadra el desnivel no va a permitir que las mismas corran de forma pareja.



*Parte lateral del bastidor*



*Soldadura de los perfiles.*



*Bastidor.*

Como se ha venido comentando en la presente carpeta, es fundamental para esta maquina lograr un movimiento oscilante hacia arriba y hacia abajo y también es necesario que el exoesqueleto se encuentre estable ante cualquier posible vuelvo hacia los laterales por parte del paciente.

Para esto se realizó una serie de cortes en unos perfiles de 30x30x1,6mm, y por medio de unos hierros ángulos que nos brindó le sr. José Luis Giménez, utilizando unos tornillos con tuerca en cada uno de los lugares con movimiento, se podría lograr lo requerido. A continuación, podemos ver como se realizo un redondeo en la parte donde finaliza el caño estructural que por medio de un corte transversal entra el hierro ángulo ya agujereado y quedando entre dos apoyos el tornillo que funciona como eje. Vemos también que los ángulos fueron soldados al bastidor y del otro lado quedarían previstas las soldaduras de estos al mecanismo de regulación del ancho de la cadera. Este diseño fue pensado de modo tal que el mecanismo de encuentre siempre de forma vertical junto con el exoesqueleto y que a pesar de realizar el movimiento de oscilación hacia arriba y abajo, se mantenga constantemente independiente en este aspecto al bastidor.



*Sistema de variación vertical para el exoesqueleto.*

En la siguiente imagen podremos ver en detalle las piezas que se hicieron por medio de cortes sobre los perfiles. Observamos también el agujero que se le realizó en cada uno de los extremos para lograr el movimiento de oscilación por medio del tornillo con tuerca.



*Perfiles para movimiento vertical.*

Mediante este método se busca que el tornillo quede menos exigido a la flexión gracias a un doble apoyo respecto del giro que realiza mediante el perfil en L. Por lo cual tendríamos la ventaja de que el tornillo puede resistir más tiempo y además eliminaremos en gran parte desviaciones laterales del exoesqueleto.

Luego se procede a la colocación del soporte de las piernas del exoesqueleto, que a su vez tiene el regulador de apertura y cierre para diferentes caderas. Podemos ver que mediante la conformación de un paralelepípedo se puede lograr que en ambos extremos se sostenga de forma vertical los elementos requeridos, y las piezas con el tornillo se muevan según los mismos.



*Sistema de movimiento vertical de exoesqueleto*

Ya con el sistema logrado, se procede a la soldadura del regulador de ancho de cadera que además contiene al exoesqueleto. La soldadura se realiza con la ayuda de morsas que ayudan a poder nivelar de forma correcta al regulador respecto del bastidor. También podemos observar la soldadura de los elementos en las imágenes de forma tal que al probar los movimientos hacia arriba y hacia abajo lo hace de manera correcta por lo cual el diseño ha sido exitoso.



*Sujeción y soldadura de sistema de agarre de pierna.*

Ya con las piezas terminadas, el grupo se reunió a armar las piernas sobre el bastidor y así poder apreciar los resultados finales. A continuación se pueden ver las piernas del exoesqueleto colocadas en el mecanismo regulador lo cual es una estructura vistosa y a su vez económica generando una gran satisfacción en el grupo debido a que se estaban logrando correctamente los objetivos planteados.



*Ensamble final.*

Las imágenes a continuación pueden mostrar como el exoesqueleto tiene los movimientos oscilatorios hacia arriba y hacia abajo respondiendo a la marcha humana recordando que las personas al moverse, responden además del movimiento de sus piernas, a un movimiento vertical que se lograría en un principio por un resorte y también por medio de un sistema de pesas o similar para que la persona se encuentre más o menos apoyada a la cinta caminadora, la cual estaría definido por la etapa que lleva de recuperación la persona.





*Sistema de elevación del exoesqueleto.*

Luego procedimos a la colocación de resortes que permitan que la estructura se encuentre suspendida para poder así lograr los movimientos de oscilación. Por lo cual por medio de diferentes pruebas se realizó la colocación de los resortes sobre el bastidor mediante unos caños redondos cortados a la medida y soldados a la estructura inferior como se muestra en la imagen.



*Corte y soldado de caño a la estructura del bastidor.*

Realizando el mismo procedimiento de ambos lados de la estructura, y colocando los resortes que funcionen de forma tal que a medida que se mueve la persona en la caminata a la hora de la rehabilitación la estructura acompañe al paciente, podemos observar las siguientes imágenes.





#### 4.1-4- Selección de motor económico y colocación en exoesqueleto

Ya habiendo hecho todo lo posible ante diferentes grupos inversores, y considerando que los tiempos que se manejan en la facultad para generar los convenios, nos reunimos con el ing. Armando Dauverné planteándole la necesidad de tener que conseguir otro tipo de motores y reductores de menor precio que los ya seleccionados, pero con un torque alto, el cual es el necesario para llevar a cabo la rehabilitación de un paciente. Ante eso nos propusimos buscar diferentes maquinas o herramientas donde se utilicen motores y reductores que puedan llegar a servirnos. Ante la experiencia del sr. Dauverné nos brindó la idea de poder utilizar el conjunto motorreductor de un destornillador eléctrico a batería, debido a que maneja con los pares de fuerza que necesitamos en la máquina. Por lo cual comenzó la búsqueda de algún repuesto de destornillador eléctrico que coincida con los datos requeridos, siempre recordando que la obtención de los motores se fue haciendo en paralelo con la estructura.

Los mismos se componen de un motor eléctrico de altas revoluciones, los cuales generalmente manejan tensiones desde los 12V a los 24V, es necesario que sean de altas rpm debido a que las mismas se convierten en alto torque en la caja reductora, la cual a la salida de la misma tendremos las rpm mucho mas bajas.



*Motor eléctrico destornillador a batería.*

A su vez, para lograr el aumento del momento se requiere de un reductor que reduzca en gran parte la velocidad pero que gane en par de fuerza. En el caso de los repuestos de destornilladores, contienen en un mismo reductor un doble planetario unido por medio de sus paredes, la cual está conectada hacia un torquímetro, elemento que se encarga de que aquellos tornillos que se estén atornillando no se desgasten de forma incorrecta y la caja reductora presente una serie de saltos. En la siguiente imagen podremos ver un reductor del tipo doble planetario con el torquímetro antes mencionado.



*Caja de engranajes destornillador a batería.*

Con la necesidad de investigar aún mas este tipo de tecnología, me propuse desarmar un destornillador a batería, en la siguiente imagen podemos ver uno de los planetarios el cual es el superior, que generalmente tiene los engranajes de plástico debido a que, al tener altas rpm a la salida del motor, no están tan exigidos con grandes esfuerzos. A su vez el planetario inferior el cual ya tiene la salida hacia el eje del destornillador, tiene los engranajes metálicos debido a que los esfuerzos son mayores y las rpm menores.



*Motorreductor desarmado*

Por medio de la plataforma que ofrece Mercado Libre y la gran venta de repuestos, procedimos a la selección de un conjunto de motorreductor que ofreciera el par de fuerza necesario. Ante esto encontramos un motor con caja reductora de un destornillador Black y Decker, el cual contiene momentos máximos de hasta 25 Nm. Las características mas específicas se pueden observar a continuación, donde podemos ver que la tensión del motor es de 20V, los rpm son las correctas debido a que en nuestro caso necesitaríamos del orden de las 50 rpm como máximo. La otra información no es tan importante para nosotros porque es debida al destornillador en sí.

### Características generales

Marca	Black+Decker
Modelo	LD120
Voltaje	20V

### Velocidad

Velocidad mínima de rotación	0 rpm
Velocidad máxima de rotación	650 rpm
Con velocidad variable	Sí

### Funciones

Con función destornillador	Sí
Con función percutor	No
Con función reversa	Sí
Con control de torque	Sí

### Peso y dimensiones

Peso	1.2 kg
------	--------

### Especificaciones

Tamaño del mandril	10 mm
Es inalámbrico	Sí
Es de mango tipo espada	No
Amperaje	400 mA
Torque máximo	25 Nm
Con luz LED	Sí

### Otros

Accesorios incluidos	1 cargador,1 batería,1 punta doble phillips
----------------------	---

### Batería

Voltaje de la batería	20V
Incluye batería	Sí
Tipo de batería	Li-ion
Tiempo de carga de la batería	4 h

### *Principales características destornillador Black y Decker.*

La compra se realizó por medio de Mercado Libre y al ser una prueba para este tipo de motorreductores, procedimos a la obtención de un solo equipo y luego ya habiendo realizado las pruebas correspondientes se procedería a la compra de los otros elementos. En el anexo E3 podemos observar la factura de compra del elemento, el cual se obtuvo por medio de una tienda llamada Quick Service.

Además en las características del elemento observamos que el momento se encuentra por encima de lo requerido en nuestro caso, pero ante la adaptación del motorreductor a una

pierna de un exoesqueleto, manejando diferentes velocidades y aparte requiriendo una mayor refrigeración por una continua inversión de giro del motorreductor, no se podía hacer una excepción a la hora de sobredimensionar este tipo de elementos. A continuación, observamos el equipamiento real ante la llegada luego del envío. Cabe comentar que la obtención del producto no requería un pago de envío y que el mismo es un repuesto original del destornillador.



---

*Motorreductor Black y Decker.*

#### **4.1-4-1- Ensamble al exoesqueleto e impresión 3D.**

La adaptación debe ser exacta tanto para el muslo del exoesqueleto, es decir, la articulación de la cadera, y además debe soportar los grandes esfuerzos proporcionados por el motor. Ante esto se propone la posibilidad de utilizar impresión 3d para realizar las formas complejas de manera más precisa.

Es por esto que un ingeniero electromecánico llamado Carlos Betiol, el cual ya sabía sobre el proyecto que estábamos realizando, y se vio interesado en realizar el préstamo de una impresora 3D que contiene, en un principio para que el grupo de trabajo pueda aprender sobre este tipo de tecnologías y además para poder realizar las piezas de forma compleja que se aprecian en la máquina. Se trata de una impresora 3D Ender 3pro, a continuación, algunas de sus características principales:

La tecnología FDM es la más común en impresoras tridimensionales de escritorio. Es capaz de fabricar piezas robustas de manera rápida y eficiente. Con este tipo de impresión, los objetos se imprimen de abajo hacia arriba.

Es apta para imprimir con PLA, un termoplástico biodegradable que se deriva de recursos renovables y tiene la capacidad de degradarse en ácido láctico. Este material es fácil de trabajar, por lo que funciona bien para principiantes. Además, es menos propenso a la deformación y está disponible en colores translúcidos que brillan en la oscuridad.

El ABS brinda un producto muy resistente y duradero a bajo costo, además de ser ligero y semi flexible. Podrás utilizar este termoplástico para diseñar objetos que necesitan soportar temperaturas altas como piezas móviles, carcasas electrónicas y juguetes.

Cuenta con fuente de alimentación certificada, protege la impresora de subidas de tensión inesperadas. Permite calentar la cama caliente a 110°C en 5 minutos. Esto se debe a que las fuentes originales de Creality no ingresan al país por no cumplir las normas IRAM.

Reanuda la impresión desde la última posición grabada en caso de un corte de energía inesperado.

Extrusor MK-10: reduce el riesgo de atascos.

Ruedas de POM: movimientos silenciosos, suaves y con menos desgaste.



Impresora Ender 3 pro

Como se comentó anteriormente este tipo de impresoras dan la posibilidad de impresión de 2 tipos de filamentos, el ABS y el PLA, por lo cual fue necesario el análisis de ambos filamentos para conocerlos y además poder definir cual será el utilizado en la máquina. Debido a que se plantea la utilización de estos en un principio para la colocación del motorreductor, también para otros elementos como sería la rueda del encoder o bien la refrigeración del motor electrico.

### ***PLA vs ABS.***

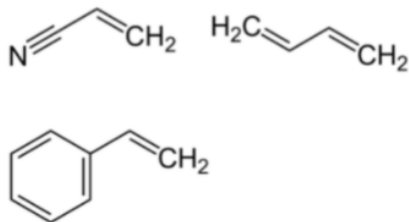
El PLA y el ABS son los 2 materiales de impresión de escritorio FDM más extendidos. El ABS fue el primer material que se usó de manera extendida en impresión 3D FDM: es el material principal de las impresoras industriales de Stratasys, el pionero de la impresión con filamento fundido. El PLA es el material que llega de la mano de la nueva ola de impresoras de escritorio, más fácil de imprimir en cualquier máquina.



Hoy en día el PLA ya es más usado que el ABS, pero hasta hace unos años la situación era al revés. El PLA se ha impuesto por su facilidad de impresión y acabado en la impresión doméstica y también permite obtener piezas con buenas propiedades mecánicas, por lo que en la actualidad el PLA es el material correcto para la mayoría de los proyectos de impresión 3D. Imprimir ABS es muy difícil en impresoras que no estén preparadas para ello, con lo que las piezas quedan más débiles que si se hicieran con PLA.

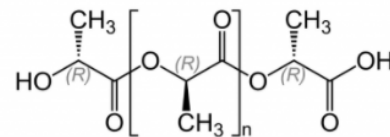
## ABS

Acrilonitrilo Butadieno Estireno



## PLA

Acido Poliláctico



*¿Qué es el ABS?*

El ABS (acrilonitrilo butadieno estireno) es un termoplástico común bien conocido en la industria del moldeo por inyección. Todo el mundo ha tenido un ladrillo de LEGO en su mano, pues ese ladrillo está hecho de ABS.

*¿Para qué se usa el ABS?*

El ABS se usa tradicionalmente en impresoras industriales. Resiste mejor la temperatura que el PLA.

*¿Qué es el PLA?*

El PLA (ácido poliláctico) es un termoplástico biodegradable derivado de recursos renovables como el almidón de maíz o la caña de azúcar. Es uno de los bioplásticos más populares, utilizado para muchas aplicaciones que van desde vasos de plástico hasta implantes médicos.

*¿Para qué se usa el PLA?*

El PLA es el material de impresión 3D más usado, se usa para prototipado genérico y series cortas en las que se requiera un buen acabado o precio.

	ABS	PLA
Resistencia a la tracción	27 MPa	37 MPa
Alargamiento	3.5%	6%
Módulo de flexión	2.1 a 7.6 GPa	4 GPa
Densidad	1.0 a 1.4 g/cm <sup>3</sup>	1.3 g/cm <sup>3</sup>
Punto de fusión	N/A (amorfo)	173°C
Biodegradable	No	Sí, bajo las condiciones correctas
Temperatura de transición del vidrio	105°C	60°C
Productos comunes	LEGO, carcasas electrónicas	Copas, bolsas de plástico, cubiertos

*Tabla comparativa entre PLA y ABS.*

### *Resistencia*

Con resistencias a la tracción similares, el ABS y el PLA son adecuados para muchas aplicaciones de creación de prototipos y se pueden emplear también en series cortas.

El ABS es a menudo preferido debido a su ductilidad mejorada sobre PLA. Con una mayor resistencia a la flexión y una mayor elongación antes de la rotura, el ABS impreso en 3D se puede emplear para aplicaciones de uso final, mientras que el PLA sigue siendo popular para la creación rápida de prototipos cuando la forma es más crítica que la función.

### *Acabado superficial y post procesamiento*

La naturaleza de la impresión con FDM implica que, tanto para ABS como para PLA, las capas de impresión serán visibles después de la impresión.

Existe una diferencia de acabado entre los dos materiales: el ABS normalmente se imprime en un acabado mate, mientras que el PLA es semitransparente, lo que a menudo da como resultado un acabado más brillante.

*Según la técnica de postprocesado que usemos:*

---

El ABS se puede lijar fácilmente y, a menudo, se mecaniza (por ejemplo, se perfora) después de la impresión. PLA también se puede lijar y mecanizar, sin embargo, se requiere mayor cuidado al hacerlo.

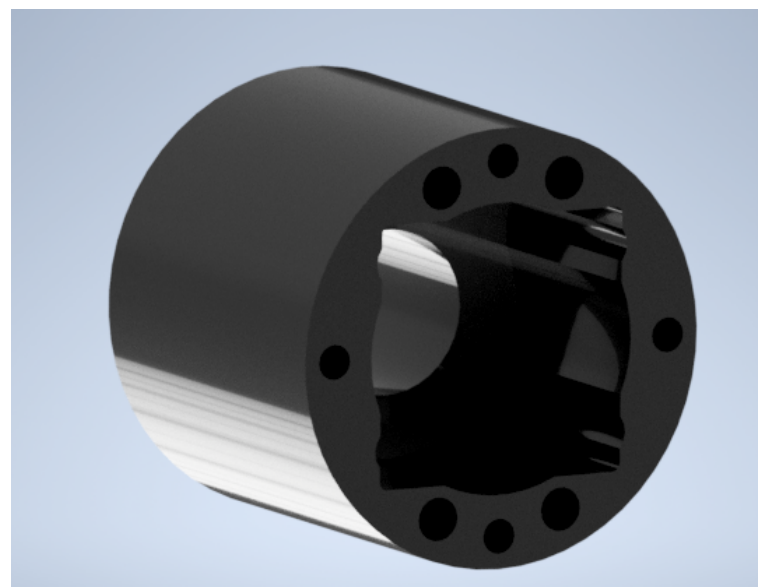
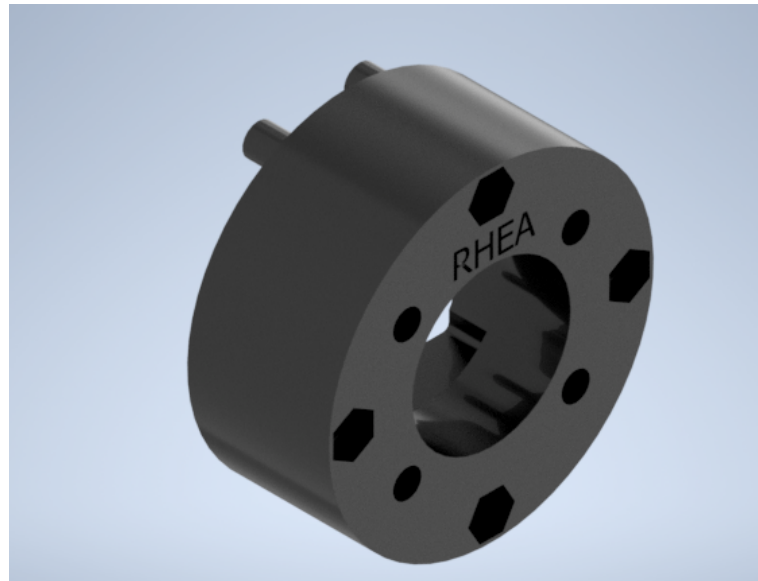
#### *Resistencia al calor*

Para aplicaciones de alta temperatura, el ABS (temperatura de transición vítrea de 105 ° C) es más adecuado que el PLA (temperatura de transición vítrea de 60°C). El PLA puede perder rápidamente su integridad estructural y puede comenzar a caer y deformarse, especialmente si está bajo carga, a medida que se acerca a 60 ° C.

#### **4.1-4-2- Modelado 3D e impresión.**

Ya con la comparativa propuesta, lo que se intentó en un principio es tratar de llegar a un resultado final del modelado por medio del PLA, que por lo planteado anteriormente observamos que sus características de resistencia mecánica están por debajo de los requeridos para nuestro sostén de motor. Ya con el modelo logrado, se propone llevarlo a cabo en ABS el cual soporta en un principio mayores temperaturas y proporciona una menor deformación a la hora de grandes esfuerzos. Esta seguidilla de impresiones se plantea debido a que la impresión en PLA es mucho mas simple que la impresión en ABS, debido a que esta ultima requiere de una automatización de la impresión con diferentes temperaturas de la cama de calor y de la extrusión en si del filamento.

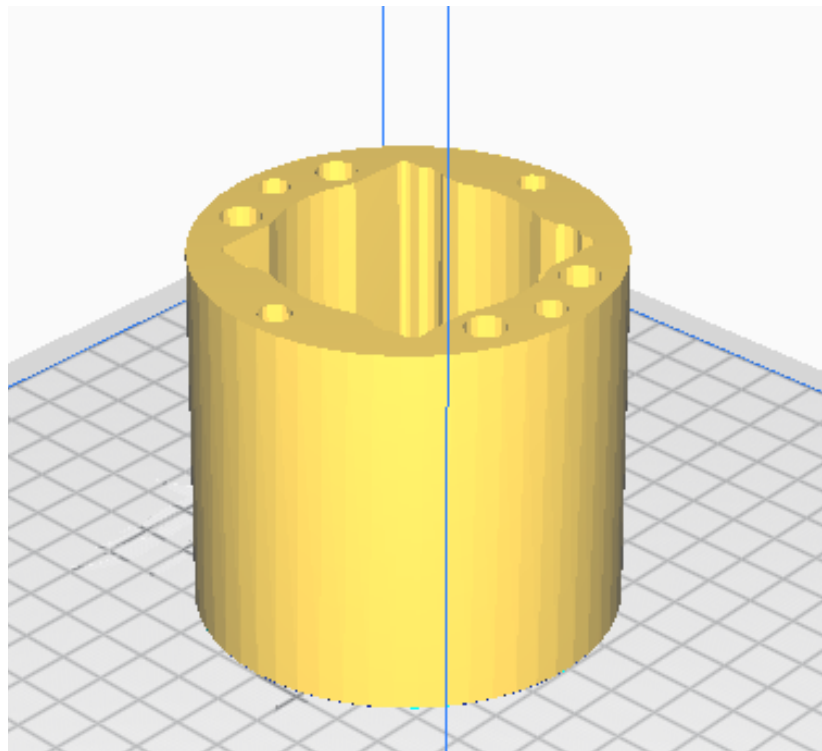
En las siguientes imágenes podremos observar diferentes características del modelo en el software Autodesk Inventor, el cual fue realizado en este software debido a la posibilidad que brinda de simular los esfuerzos que contiene el motor y al colocarle el material ABS se pueden ver las deformaciones y además si el mismo va a colapsar. Esta es una de las grandes ventajas que nos puede ofrecer el modelado 3D.

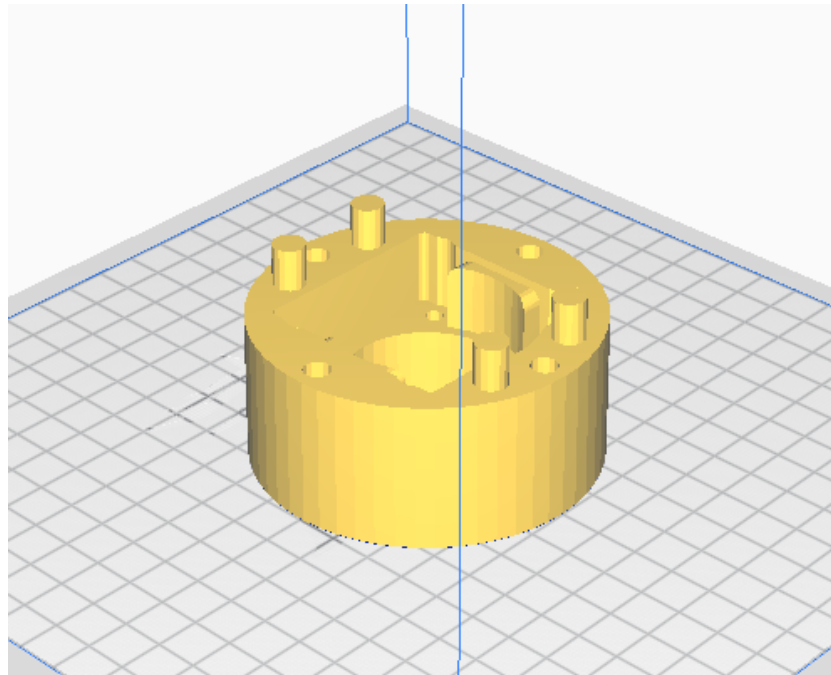


*Diseño del soporte del motorreductor en Autodesk Inventor.*

Como se observa en las imágenes anteriores, el modelo se divide en dos partes, por un lado la trasera a la cual se le copio la forma exacta del motor y así poder transmitir uniformemente los esfuerzos a la estructura en ABS y a los tornillos, al mismo diseño se le realizaron los diferentes agujeros para que el motor además tenga un agarre por medio de 4 Allen m3. Por otro lado tenemos la parte delantera la cual se encarga de tapar el torquímetro con parte del eje, que por medio de un calce del tipo revolución de 4 segmentos, encaja perfectamente en la impresión trasera.

Para realizar la impresión 3D, en primer lugar se utiliza el software Ultimaker Cura 4.11.0 el cual permite la lectura de archivos del tipo STL los cuales son exportados desde el software de diseño y los convierte en gcode vectorizados para que sean leídos por la impresora. En el software se pueden definir diferentes aspectos principales, los cuales pueden ser la densidad de relleno, la altura de capa (como máximo 0.28mm) o bien el tipo de material que se va a utilizar. Es necesario que todas las especificaciones queden definidas para poder lograr una impresión exitosa.





*Parte superior e inferior, soporte motor en cura.*

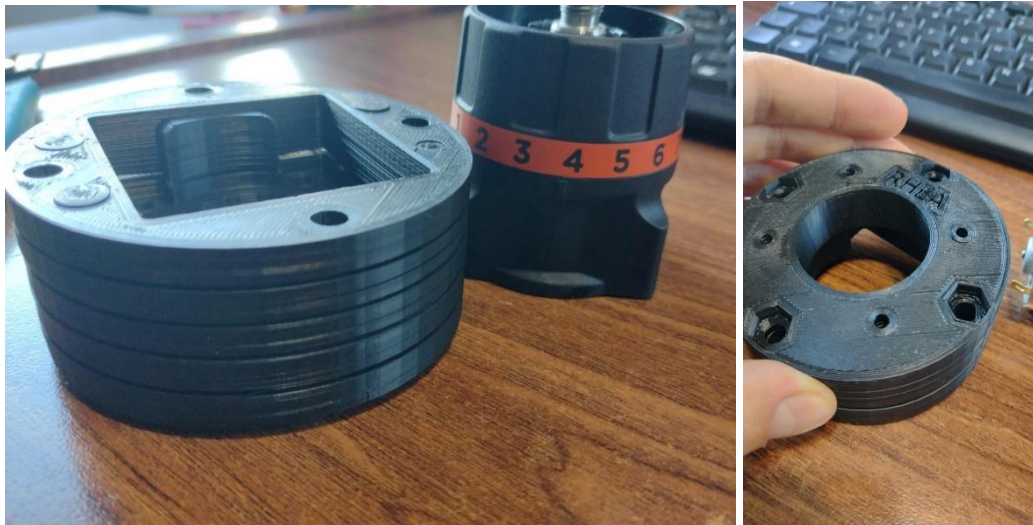


*Soporte impreso en PLA.*

En la imagen anterior se puede observar como el molde ha quedado correctamente colocado en el motorreductor, lo cual proporcionaría que el mismo no tenga juego a la hora de los movimientos y de querer transmitir el torque al muslo de aluminio del exoesqueleto. También se incluyó en el diseño los alojamientos para la sujeción a las piezas de aluminio, los agujeros para agarrar el motor de manera correcta, y a su vez se le hicieron 4 cilindros revolucionados

con la finalidad de que en la pieza superior se aloje de la forma más correcta posible, y así sirva como guía y además no haya posibilidad de juego entre piezas impresas.

Luego se procede a la impresión en ABS, la cual conllevó una gran cantidad de pruebas y errores, para los cuales se debió hacer un estudio no solo de las temperaturas de fusión del plástico, si no también realizar una adaptación de la cama caliente con una automatización dentro del software Ultimaker Cura para lograr buenos resultados. Por otro lado fue de gran necesidad realizar una burbuja para la impresora con la finalidad de que el ABS no se vea afectado por las corrientes de aire, ya que el mismo es muy sensible y al hacerse una contracción las capas entre impresiones no se hacen de la forma correcta. A continuación, podremos ver los primeros resultados, los cuales se hicieron sin el uso de una burbuja que evite las corrientes de aire. Además podemos apreciar a simple vista los problemas de cracking entre gran cantidad de las capas.



*Molde en ABS cuarteado.*

Junto con las diferentes pruebas, se tuvo que ir realizando un análisis de diferentes aspectos que aparecían en las piezas. Como es el caso del warping existente en la base de los diferentes elementos impresos en ABS en la impresora 3D. A continuación, observamos un ejemplo:



*Ejemplo de warping.*

### ***Cracking y warping***

La traducción de warping en español es deformarse, doblar, por eso este término en impresión 3D se usa para referirnos a cuando la primera capa de una pieza se deforma y se despegue de la superficie de impresión.

El warping en 3D aparece sobre todo en las piezas grandes, porque es en este tipo de piezas donde las tensiones térmicas en la pieza se hacen más potentes y acaban despegando la pieza por las esquinas.

La causa es la contracción de las capas según se van depositando y enfriando una encima de la otra. Las capas superiores se contraen y tiran de las capas inferiores, el efecto se acumula en las zonas más externas de la pieza y allí es donde se despegan de la cama.

El cracking es otro efecto muy relacionado con el warping pero que aparece en las capas intermedias de la pieza, en vez de sólo en la primera capa. En general, si una pieza tiene cracking, la primera capa siempre se verá afectada también por el warping.



---

El cracking también se produce por las tensiones inducidas durante el enfriamiento de la pieza, pero esta vez en las capas intermedias. Si nuestra soldadura entre las capas no es lo suficientemente buena estas tensiones acaban por separar las capas y dejar grietas horizontales en nuestras impresiones.

Por eso, los mejores consejos para eliminar el cracking son mantener el volumen de impresión a mayor temperatura (cerrando la impresora 3D y evitando usarla en habitaciones muy frías) y subir un poco la temperatura de extrusión para mejorar la adhesión entre capas.

- El PLA es el material con menos warping que existe en impresión 3D. Porque tiene el coeficiente de dilatación térmico más bajo de todos, con lo que al enfriarse las piezas de PLA se contraen menos que las de cualquier otro material. Por ello el PLA es el mejor filamento para cuando quieras imprimir piezas grandes o con una gran superficie de contacto con la cama para evitar el warping.
- El ABS, al contrario que el PLA, es un material muy propenso tanto al warping como al cracking. Para solucionar el warping y el cracking en el ABS la única opción es cerrar nuestra impresora (en una caja o una carcasa adecuada), para que todo el volumen de impresión se mantenga a alta temperatura y que las piezas se enfríen más despacio.

A medida que se fue estudiando el material y obteniendo cierta información principalmente para la automatización del programa, se pudo obtener en gran parte el resultado final. A continuación, se muestra el antes y el después de cada una de las impresiones hasta lograr el resultado exitoso.



*Antes y después, impresión en ABS.*

El molde final en ABS se puede ver en la siguiente imagen, donde se debe hacer énfasis principalmente en el brillo de la impresión, la cual asegura que la misma ha sido exitosa. Los detalles donde entra el motor y las diferentes condiciones que se le pusieron a la hora del diseño han sido resueltas.



Impresión final sujeción de motor en ABS

Dentro de los detalles que podemos observar en la impresión, es de notar que en la parte trasera de la impresión se colocaron los alojamientos para las tuercas de los tornillos que

serían pasantes por toda la pieza hasta la pieza de aluminio que corresponde a la articulación de la cadera. También es de apreciar el calce existente entre ambas piezas impresas lo cual esto atribuye a un exitoso diseño de las mismas y a que no existiría problema a la hora de pasar los tornillos antes mencionados.

#### 4.1-4-3- Ensamble final al exoesqueleto.

A continuación, se procede a la colocación del ensamble impreso en 3D a la parte superior del exoesqueleto, más precisamente a la articulación de la cadera, para esto debía fabricarse un eje que sirva principalmente para transmitir el movimiento de giro a la extremidad del muslo, el mismo requiere de un diseño que una en desde la salida del reductor la cual esta roscada, pasando por un rodamiento hasta el otro rodamiento quedando en el medio la pieza de aluminio que va enchavetada al eje. De esta forma logramos que el eje quede entre dos apoyos a la hora de realizar los esfuerzos y así no exigirlo a un voladizo o bien a otros esfuerzos. Al mismo se le realizo una rosca interna para que pueda entrar a rosca con la salida del reductor planetario, a su vez por fuera se le hizo un desbastado final con un chavetero correspondiente a la unión con la pieza maciza de aluminio A continuación, se puede observar el proceso.



*Roscado interno y chavetero del eje del motorreductor.*

También se le debieron realizar ciertos alojamientos a la pieza superior de aluminio correspondiente a la articulación del muslo, con la finalidad de que el molde junto con el motor sea atravesado totalmente mediante bulones con tuercas en el final del molde. Podemos

ver al eje con el chavetero, el cual al hacer el mismo alojamiento sobre el muslo de aluminio y al colocarle una chaveta de 4x4mm la misma se va a encargar de transmitir los esfuerzos que provienen desde el motorreductor al eje, el cual está unido por medio de un roscado y un pasante y luego desde el eje al muslo de aluminio. En la siguiente imagen podremos observar con más exactitud lo antes mencionado.



*Ensamble final del motorreductor.*

Con la chaveta puesta en el eje y además sumándole los rulemanes que permitan los movimientos suaves y a su vez colocando al eje entre dos apoyos lo cual asegura una larga vida útil al mismo. También se puede apreciar en el diseño el uso del mismo diámetro para todas las piezas tanto de aluminio como impresas, así asegurando una maquina que además de cumplir con el trabajo que se desea sea vistosa y prolija.



*Articulación de muslo con motor ensamblada.*



*Molde final en ABS para motorreductor.*

#### **4.1-5- Control y ventilación del motorreductor.**

Es de suma importancia en este tipo de equipamientos especialmente por el trato con personas, que contenga un movimiento preciso y sin posibilidad de error. Esto se logra en gran parte en el control del motorreductor, donde los encoders han sido de gran importancia para el control de la posición de diferentes elementos, lo cual en nuestro caso sería de gran ayuda para generar un lazo cerrado para la corrección de un futuro servomotor. Ante esto a continuación se realiza un análisis de la ventaja de poseer este tipo de elementos y además una explicación de su funcionamiento.

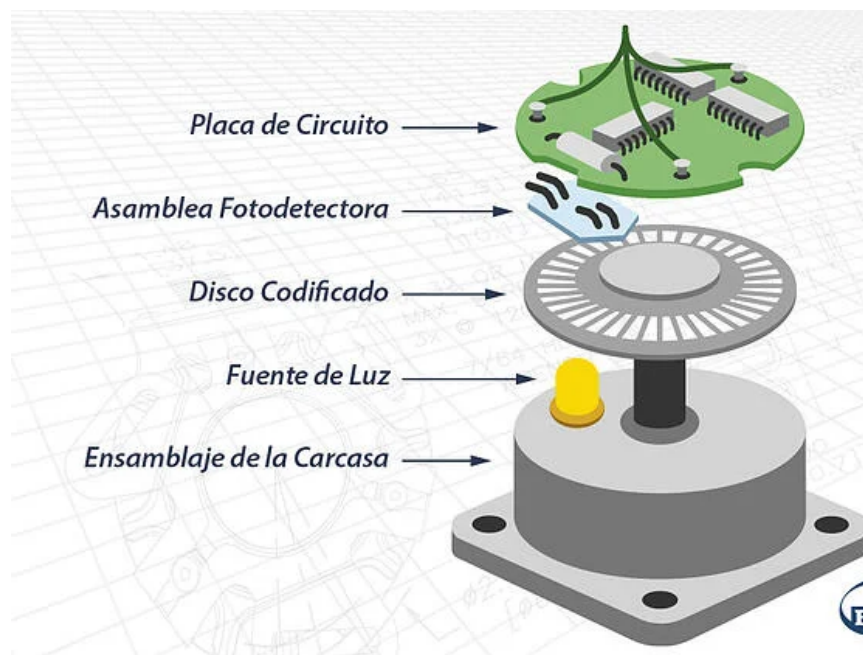
#### 4.1-5-1- Encoder:

Un codificador (encoder) es un dispositivo de detección que proporciona una respuesta. Los encoders definen el movimiento en una señal eléctrica que puede ser leída por algún tipo de dispositivo de control en un sistema de control de movimiento, tal como un mostrador o PLC. El codificador envía una señal de respuesta que puede ser utilizada para determinar la posición, contar, velocidad o dirección. Un dispositivo de control puede usar esta información para enviar un comando para una función particular.

#### *Funcionamiento de un encoder:*

Los encoders utilizan diferentes tipos de tecnologías para crear una señal, incluyendo: mecánica, magnética, óptica y de resistencia – óptica es la más común. En detección óptica, el codificador proporciona información basada en la interrupción de la luz.

El gráfico siguiente describe la construcción básica de un codificador rotativo incremental con tecnología óptica. Un haz de luz emitido por un LED pasa a través del disco de código, que está modelada con líneas opacas (muy similar a los radios de una rueda de bicicleta). A medida que el eje del codificador gira, la viga de luz del LED se interrumpe por las líneas opacas en el disco de código antes de ser recogido por la Asamblea Fotodetectora. Esto produce una señal de pulso: luz = encendido; sin luz = apagado. La señal se envía al contador o controlador, que a su vez se utiliza la señal para producir la función deseada.

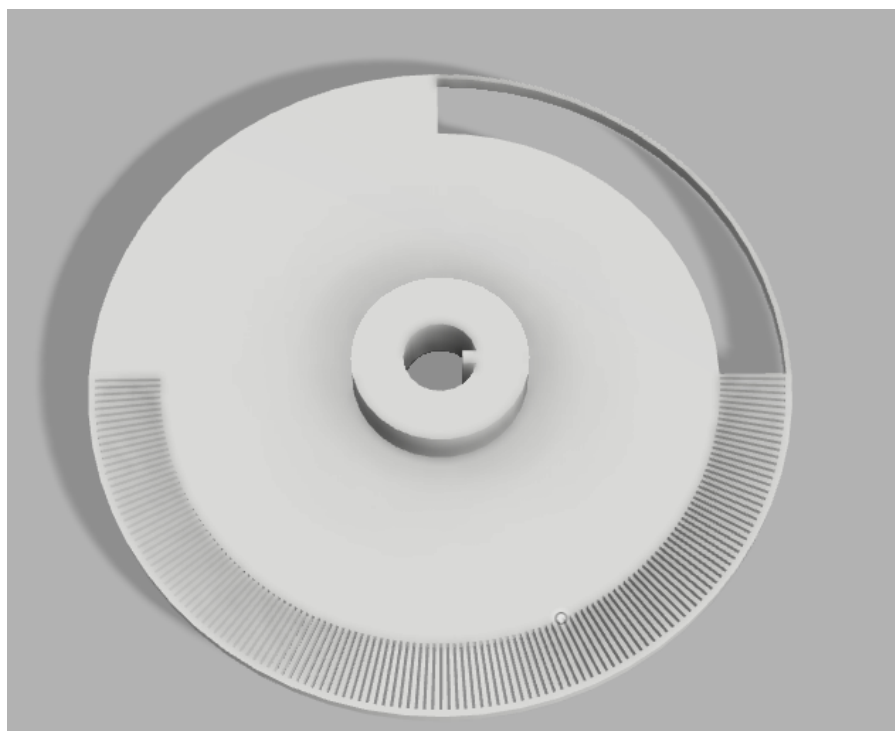


*Gráfico encoder.*

**4.1-5-2- Encoder en exoesqueleto.**

Ante la necesidad de tener que detectar la posición de la pierna para los diferentes movimientos del motorreductor, se plantea la necesidad de contar con un encoder. Como ya sabemos en la presente carpeta ya se hizo la selección de un encoder comercial. Pero también es de saber que en lo económico es prácticamente imposible lograr la compra de un encoder nuevo, por eso surge la necesidad de construir un detector de posición. Esto proporcionaría una gran exactitud en el movimiento de la pierna, que a su vez haría los movimientos precisos y seguros. Por lo cual nos propusimos realizar un encoder el cual por medio de un buen diseño y de la impresión 3D se podría lograr la detección del movimiento del motorreductor y además tener un control sobre el mismo. La impresión 3D de esta rueda se realizaría en PLA debido a las pocas exigencias que requiere desde lo mecánico la pieza, pero también teniendo en cuenta la gran precisión que se debe alcanzar con los huecos de la rueda para obtener las señales en el sensor.

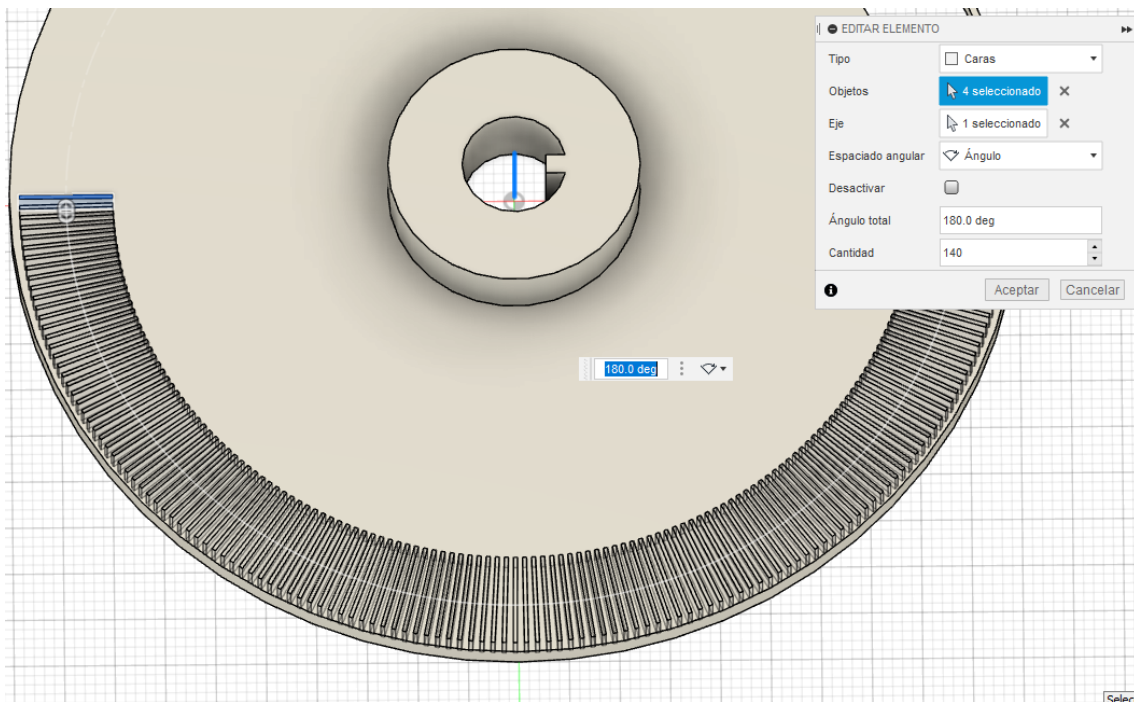
La investigación antes planteada hace que en un principio por medio de un buen diseño de la rueda y de una excelente impresión 3D se podría lograr lo deseado, por lo cual se procede a diseñar en el software Autodesk Fusion 360. Los resultados se muestran a continuación.



*Rueda de encoder vista superior.*

La rueda consta de diferentes partes:

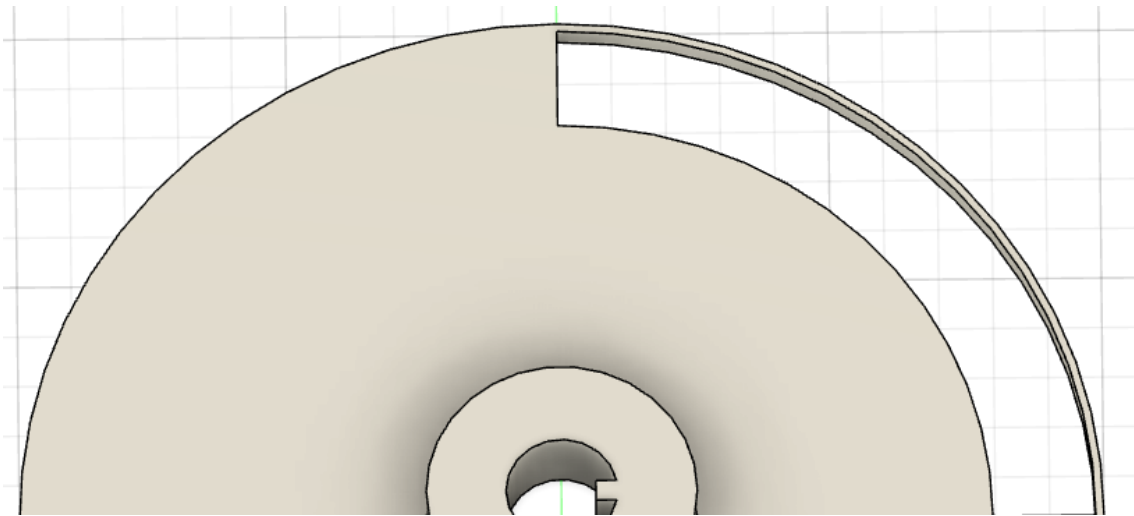
- Codificado principal: mediante el mismo podremos obtener en gran parte la precisión requerida para lograr los movimientos deseados, esto hace que el emisor y el receptor funcionen ante un abierto o un cerrado. En el caso de nuestra rueda los huecos son 140 como se puede ver en la siguiente imagen, los cuales son los que al pasar por el emisor/ receptor del elemento de detección van a generar un pulso que va a informar al controlador que se ha movido hacia alguno de los lados, es decir, hacia adelante o hacia atrás.



*Detalle de huecos de rueda encoder.*

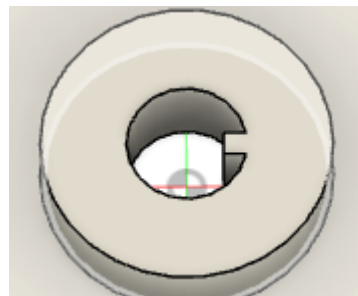
- Codificado detector de sentido: mediante el detector de sentido se puede lograr por medio de un segundo emisor/receptor la detección del sentido de giro de la pierna. Esto es de gran importancia ya que el controlador debe saber que, al hacer girar el motor hacia un lado, este estaría respondiendo yendo hacia esa posición. Lo mismo se logra mediante un hueco que nos informaría que hacia un lado habría un 1, es decir que se detecta una lectura del emisor hacia el receptor y hacia el otro lado habría un 0, sin lectura.





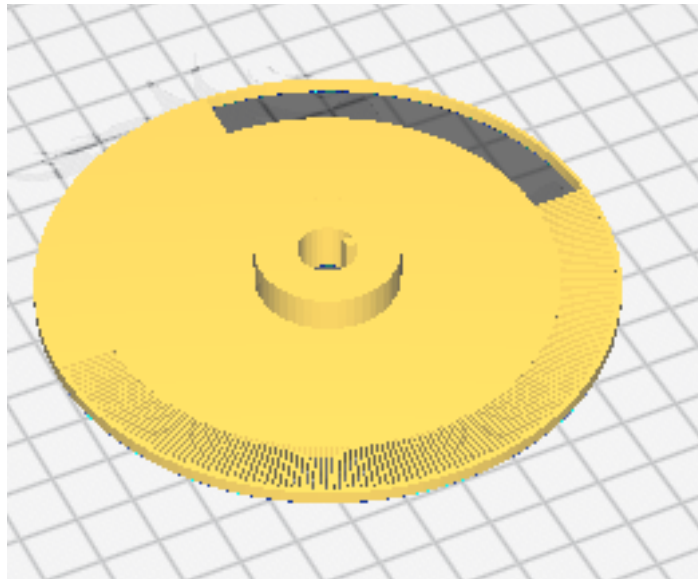
*Detalle del detector de sentido.*

- Rueda con chaveta: Mediante la misma podremos lograr que no haya un desplazamiento de la rueda respecto al eje y también evitar desalineamientos que generarían falta de precisión en la lectura final.



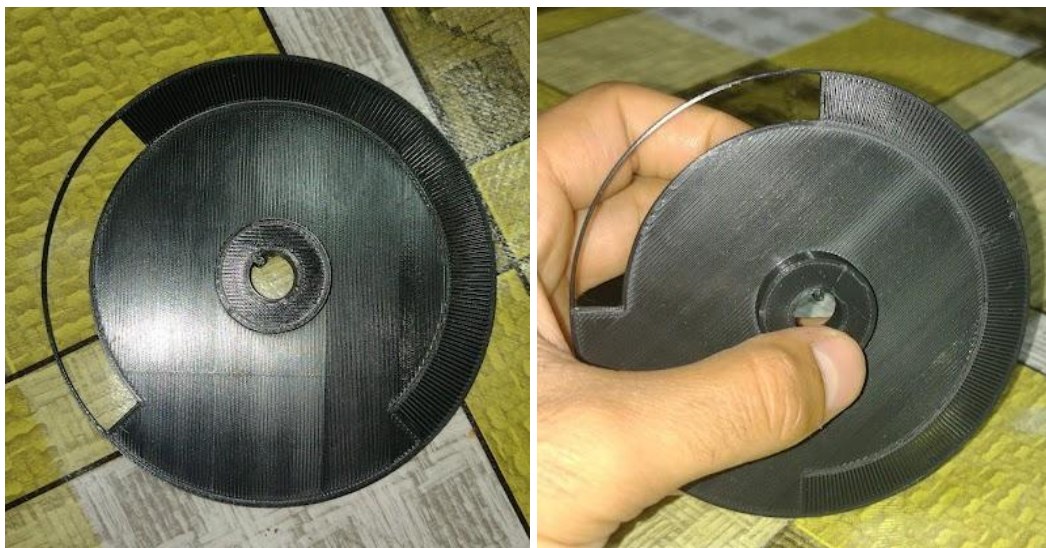
*Rueda con chaveta.*

Con el diseño ya planteado, se procede a la impresión de la rueda del encoder, la cual se exporta como un archivo STL hacia el software Ultimaker Cura. En el mismo definimos parámetros principales como altura de capa, densidad de relleno, tipo de material. En este caso el elemento a imprimir no requiere esfuerzos de gran magnitud, por lo cual se procede a una impresión en PLA, al ser una rueda fina se realiza con una densidad del 100%, tratando así de eliminar desalineamientos los cuales son los principales enemigos de este tipo de ruedas. Es fundamental para este tipo de impresiones con tanta precisión que la impresora se encuentre calentando durante un cierto tiempo con los requerimientos que exige el PLA, de esta forma nos aseguramos que el filamento se va a pegar correctamente a la cama caliente inferior y así se obtiene un resultado exitoso.



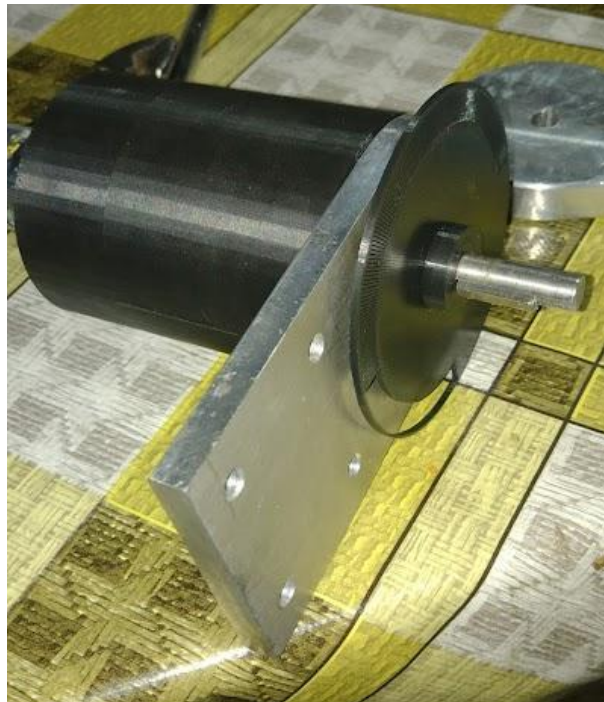
*Rueda encoder, ultimaker Cura*

Luego de la impresión podemos observar los resultados finales de la pieza final. En las siguientes imágenes podemos ver que la pieza queda con las especificaciones requeridas.



*Rueda encoder impresa.*

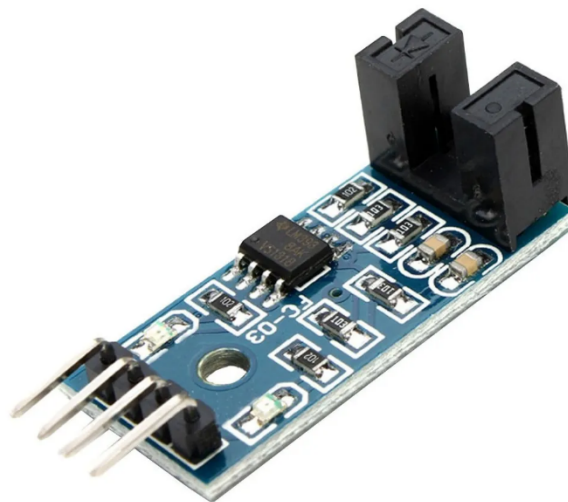
Luego se procede a colocarla en el eje del motor, como se muestra en las siguientes imágenes.



*Encoder emplazado en eje.*

#### 4.1-5-3- Lectura de posición:

La misma se realizaría por medio de un “Sensor Óptico Horquilla Velocidad Tacómetro Encoder Arduino” que a continuación mostramos una imagen del mismo:



*Sensor óptico.*

## ESPECIFICACIONES TÉCNICAS

- Voltaje de funcionamiento: de 3.3 V a 5 V
- Forma de salida: salida de conmutación digital (0 y 1)
- Comparador LM393

Las principales características del comparador LM 393 se observan en el anexo G.

Por lo cual al moverse la rueda hacia adelante y atrás junto con la extremidad del muslo, el lector emisor receptor comienza a contar la cantidad de espacios que pasaron y así el programador podrá saber que ángulo ha realizado.

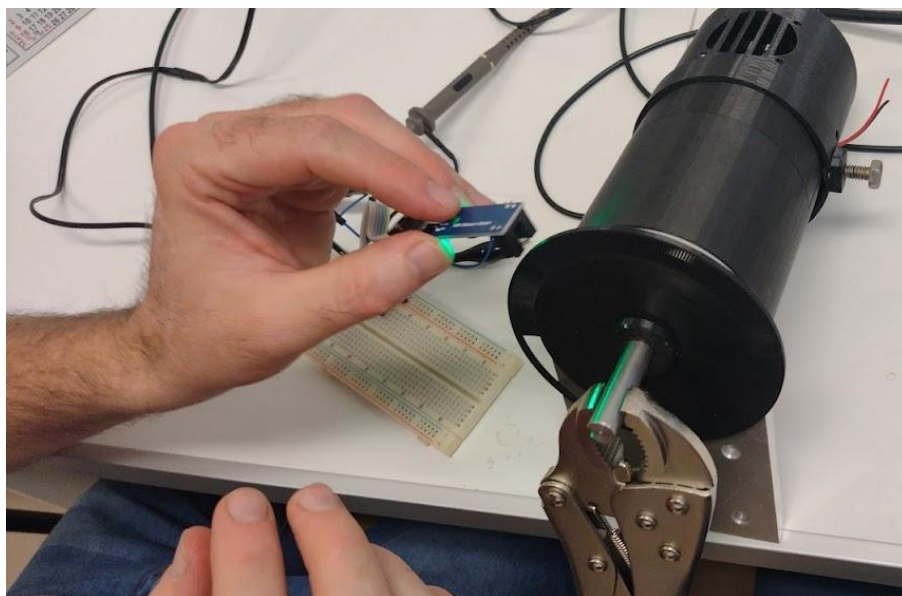
Los mismos el ing. Armando Dauverné los regaló al proyecto con el fin de que sigamos adelantando y de que no sea un gasto mayor esta parte de control. Ante esto nos reunimos en el laboratorio de UTN FRSR y pusimos a prueba los sensores adquiridos por medio de un osciloscopio y poniendo a prueba la rueda del encoder. Esto es debido a que la misma tiene unos huecos muy pequeños de 0,4mm y el sensor óptico puede llegar a no realizar la lectura. En la imagen se puede observar los elementos de trabajo, donde se puede ver aparte del osciloscopio para poder realizar la lectura de los flancos la protoboard que permite la conexión de los diferentes elementos de forma simple y cómoda, sobre la misma podemos ver una fuente de corriente continua que por medio de un transformador que también se puede ver en la imagen se la conecta a la red eléctrica y se obtiene una tensión estable a la salida de 5V, de 3,3 y una salida variable.



*Mesa de trabajo, prueba encoder.*

Se realizó la conexión del sensor, el cual por medio del datasheet del Anexo G pudimos observar diferentes características del comparador y de las tensiones que podía manejar lo cual es fundamental para no romper este tipo de elementos. Por lo cual conectamos en un principio la fuente por medio del vcc a los 5V, y el gnd (ground) al negativo de la fuente o bien 0V, allí observamos que el sensor óptico contiene unas luces indicadoras, por un lado, que nos dice si el mismo este encendido o no y además contiene luces que indican que esta realizando la lectura dando como salida un flanco o si no la realiza a la misma.

Realizamos la conexión de las salidas del sensor óptico al osciloscopio y muestreamos por medio de este las salidas de los flancos. A continuación, podemos ver la rueda del encoder junto al sensor de forma tal que al mover el eje del motor se mostraría por medio de flancos a la salida del sensor en el osciloscopio.



*Puesta a prueba de rueda y sensor de encoder.*

Ante las diferentes conexiones y puestas a prueba por medio de los dos canales que permite observar en el osciloscopio, sacamos diferentes conclusiones como por ejemplo que una de las salidas del sensor D0, no pasa por el comparador si no que tiene salida directa por lo cual podemos ver que la salida es un flanco totalmente disperejo y no apto para la lectura, por otro lado en el caso de la otra salida del sensor llamada A0 si pasa por el comparador y realiza

correctamente el flanco para lo cual para la medición de la posición es lo mas adecuado. En el osciloscopio se puede observar ambas mediciones.



*Lectura del osciloscopio*

Ante esto la conclusión es que la señal que nos hace falta para nuestro programador es una señal limpia y un flanco lo mas parejo posible, además observamos que los diferentes huecos de la rueda del encoder eran leídos de forma correcta por el sensor, lo cual nos asegura una correcta automatización.

#### **4.1-5-4- Ventilación del motorreductor**

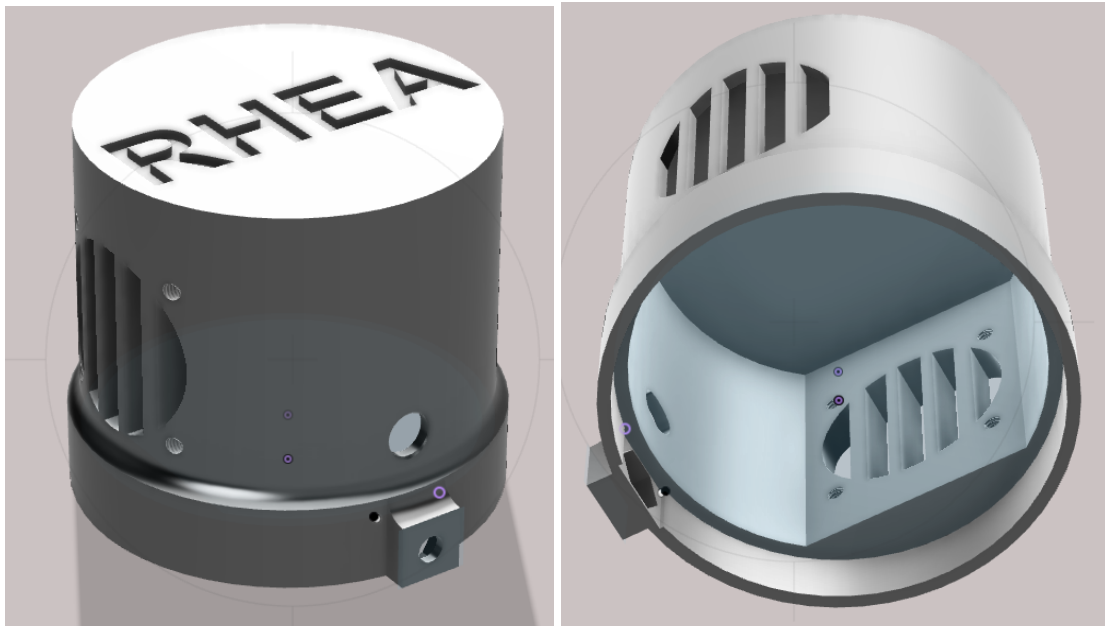
Al haber hecho la adaptación de un repuesto de destornillador eléctrico a un exoesqueleto, sabiendo que este tipo de elementos no esta adaptado para realizar movimientos continuos y pequeños en cortos periodos de tiempo y además invirtiendo el giro al llegar a la posición máxima, surge la necesidad de realizar un capuchón al motor y agregarle un cooler con unas ventanas que permitan la correcta llegada de aire principalmente al rotor y estator del motor.

Ante esto realizamos el diseño en el software Autodesk Fusion 360 basándonos en un cooler de 40x40mm el cual es el que se utiliza en las extrusoras de las impresoras 3D. A continuación se puede apreciar una imagen del mismo el cual al tener un uso en este tipo de trabajos de impresión, es muy correcto a la hora de realizar la refrigeración deseada para nuestro sistema de movimiento del motorreductor.



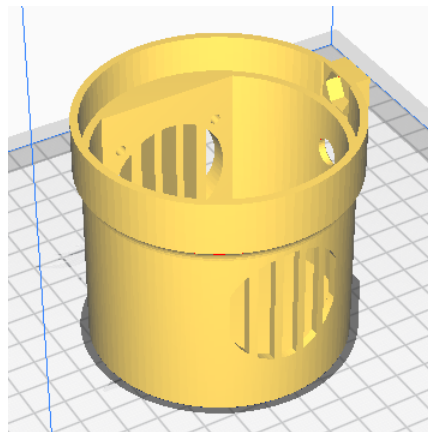
*Cooler 40x40*

Por medio de estas medidas y a su vez adaptándonos al diseño del soporte del motor, debíamos lograr que el capuchón encaje en la parte de atrás de las prótesis 3D. Al no haber previsto con anterioridad este elemento se decide la posibilidad de colocar una especie de prisionero en el diseño que, por medio de un tornillo de fácil acceso, tendríamos fácilmente el acceso al motor en caso de tener que observar algún desperfecto o bien conectar y desconectar el motor. A continuación se muestran el diseño. En el mismo podemos ver el alojamiento antes comentado para el motor, el cual está colocado directamente sobre el labio que se realiza con la finalidad de que abrace el modelo impreso en 3D en ABS para sostener el motor. Por otro lado se puede ver la rejilla delantera la cual es en la que se aloja el cooler de 40x40 y tiene los agujeros hechos con rosca, de forma tal que solo lleven los bulones sin la necesidad del uso de una tuerca en la parte de afuera del diseño. La rejilla sin los agujeros se repite nuevamente en la parte trasera del capuchón de forma tal que el aire entre por la misma, atravesando el motor el cual ya contiene sus ventanas para sacar el aire caliente del rotor y estator y así logrando que pase por el cooler y sacando hacia el exterior mediante una ventilación forzada al aire caliente. En el diseño podemos apreciar un hueco por encima del tornillo de sujeción el cual sirve para poder sacar los cables tanto del motorreductor como del cooler.



*Diseño del capuchon*

Con el diseño ya planteado en el software, se procede a exportarlo a archivo STL para la lectura de Ultimaker Cura, el cual vectoriza el diseño y lo convierte en un archivo del tipo gcode para la posterior lectura de la impresora Ender 3 pro.



*Configuración de la impresión en Ultimaker cura*

En la imagen podemos observar que la impresión se realiza al revés de la ubicación del capuchón y esto es debido a que la extrusora del filamento trabaja siempre de abajo hacia arriba y en este caso no convenia realizar la impresión de otra forma. También en este caso la pieza se realiza por medio del material PLA debido a que no requiere de esfuerzos físicos



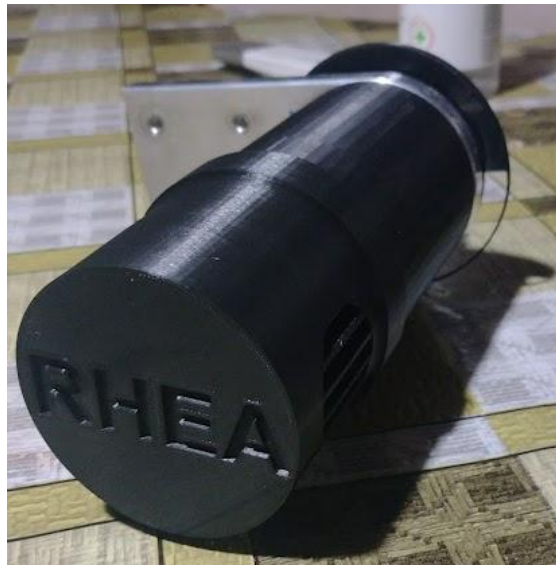
grandes mas que ser el sostén del elemento y de proteger la parte trasera del motor. La impresión final se puede ver en la siguiente imagen.



*Impresión final de capuchón motor.*

Además, podemos ver las diferentes partes planteadas por el diseño donde la principal función es la de lograr la refrigeración del motor por lo cual se procede a la colocación del cooler de 40x40 y además de la tuerca hexagonal con el tornillo que lo sujetan a la pieza porta motor, luego se procede a la colocación sobre el porta motor. El cilindro completo se muestra en las siguientes imágenes.





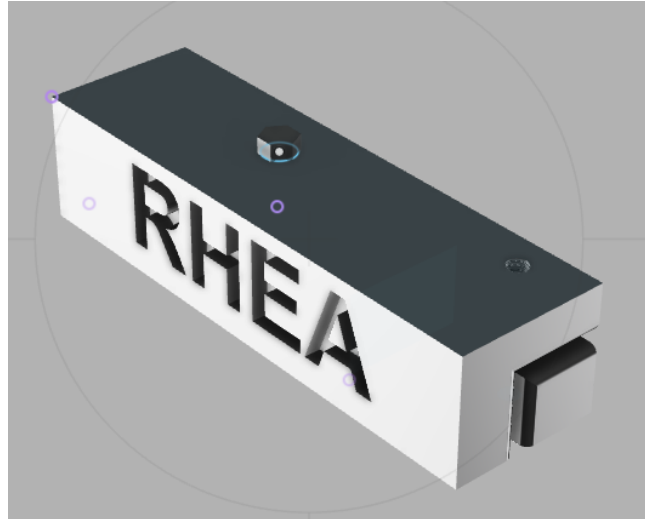
*Colocación del capuchón en el montaje final.*

#### **4.1-5-5- Colocación de los sensores ópticos la cadera.**

Ya habiendo puesto a prueba los sensores, y además asegurando la correcta ventilación del servomotor, procedimos a colocar los sensores del muslo, de forma tal que realice la lectura de forma segura y eficiente a la rueda del encoder. Además, ante una charla con el ing. Armando Dauverné llegamos a la conclusión de que debíamos hacer unos topes que aseguren al paciente a la hora de realizar la rehabilitación no sobrepase ciertos límites que ante una desconfiguración en el sistema o automatización la pierna llegue hasta dicho tope sin exigir de más pudiendo producir una catástrofe. Por lo cual concluimos en la inclusión de 3 sensores ópticos por articulación, recordando ya los dos sensores ubicados en las piernas del encoder, los cuales uno es para detectar el ángulo de movimiento del motor y así poder realizar una retroalimentación y el otro es para saber en qué dirección está moviéndose la pierna.

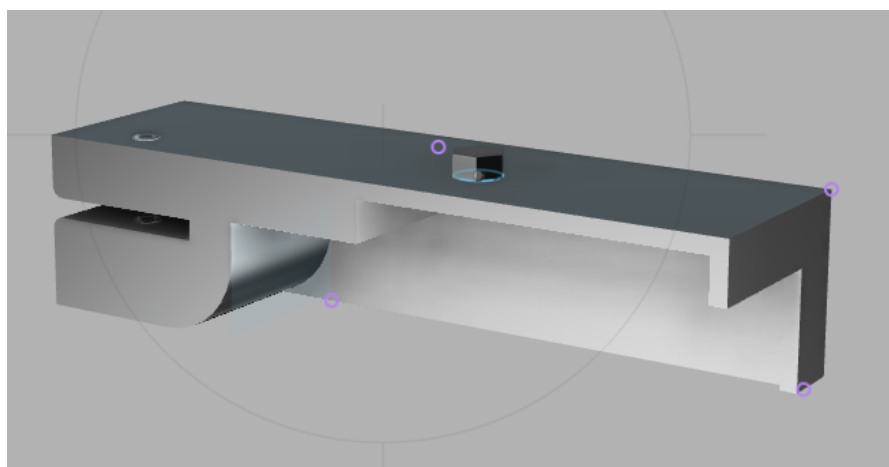
Ante esto procedí al diseño de un elemento capaz de contener el sensor óptico de horquilla de manera correcta y totalmente alineado a la rueda del encoder. Con la posible colocación de estos elementos y ante la posibilidad de tener la impresora 3D, realice un diseño capaz de contener al sensor con las respectivas tolerancias y a su vez que pueda ser agarrado por medio de un tornillo. La alineación debe ser perfecta ya que la medición lo requiere al tratarse de un ser humano, y aprovechando la estructura de la pierna realice un diseño de forma tal que el soporte este sujeto en los perfiles de acero superiores, debido a que con un buen encaje que

requiere una impresión precisa, se podría lograr el cometido. En las siguientes imágenes podemos ver el diseño de un elemento con los requerimientos antes planteados.



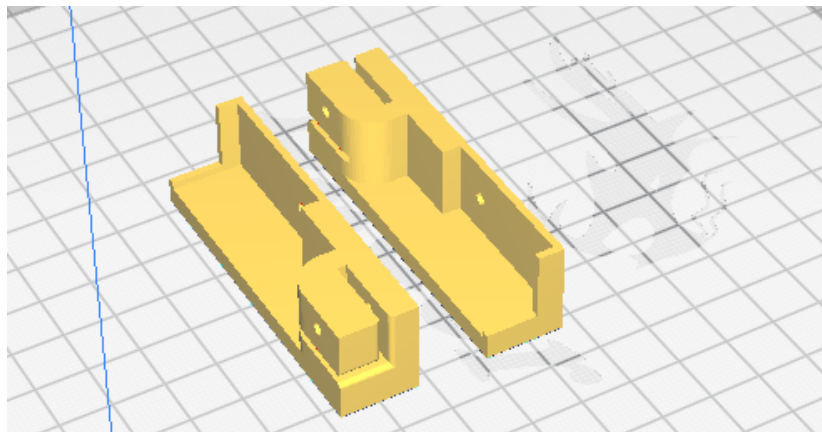
*Diseño porta sensor óptico.*

En el mismo podemos observar en un principio el calce a la derecha el cual tiene las dimensiones de la esquina del perfil de acero y además un agujero superior el cual permitiría que quede en modo prisionero para asegurarnos el correcto funcionamiento en todo momento. Por otro lado a la izquierda vemos un hexágono extruido el cual nos indica que en este lugar se encuentra atornillado el sensor óptico en la parte inferior. En la siguiente imagen se puede observar la forma precisa de como quedaría el sensor mirando hacia abajo para poder realizar la lectura de la rueda del encoder.



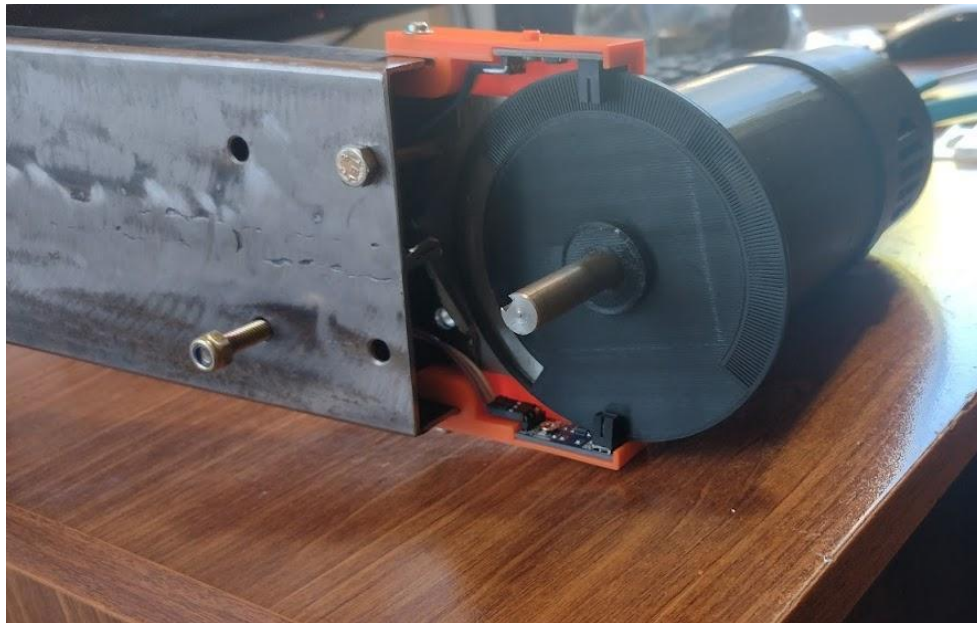
*Diseño porta sensor óptico.*

Al igual que con todos los elementos impresos en 3D se procede a la exportación del sólido desde Fusion 360 en formato STL para que pueda ser leído por el programa Ultimaker Cura, el cual lo transforma en un formato gcode para que la impresora lea la vectorización del elemento. Debido a que no requiere de grandes esfuerzos se opta por una impresión en 3D con PLA y además una densidad de relleno del 40% con una altura de capa de 0,2mm debido a que no requiere de mucha precisión respecto a un buen deslizamiento sobre el material. Además, para optimizar la impresión procedimos a realizar en la misma cama de trabajo un espejado para que podamos imprimir los dos sensores de la rueda a la vez. Solo hizo falta realizar mediante el comando de simetría un espejado en Fusion 360, deduciendo el plano en el cual se debía colocar la simetría y así obtener la segunda pieza que sostiene el sensor óptico. A continuación, se muestra el software Ultimaker Cura y la cama de trabajo de la impresora.



*Porta sensor óptico en Ultimaker Cura.*

Luego de unas horas de impresión la pieza ya se encuentra terminada y con la posibilidad de poder ser emplazada en el lugar a donde va a trabajar. Podemos observar en el diseño diferentes características como por ejemplo la aplicación de la herramienta de empalme para poder dirigir los cables sin escalonados hacia la parte trasera del exoesqueleto. De esta forma el cableado quedaría totalmente seguro atravesando por el centro del caño estructural y además sería correcto a la vista del diseño de la maquinaria final.



*Sensor óptico colocado en exoesqueleto*

Además se puede observar el correcto diseño debido a la colocación del sensor sobre la rueda, esto resalta que la impresión ha sido la deseada y además asegura un buen trabajo del sensor a la hora de detectar las lecturas.



*Sensor óptico colocado en exoesqueleto*

En las imágenes se pueden apreciar el calce casi perfecto de la pieza sobre el perfil de acero trasero, de forma tal que se puede aprovechar al máximo los espacios del exoesqueleto y además por medio de tornillos prisioneros se logra el correcto calce sobre el mismo, de esta forma nos aseguramos que el mismo no sufra movimientos a la hora de realizar la

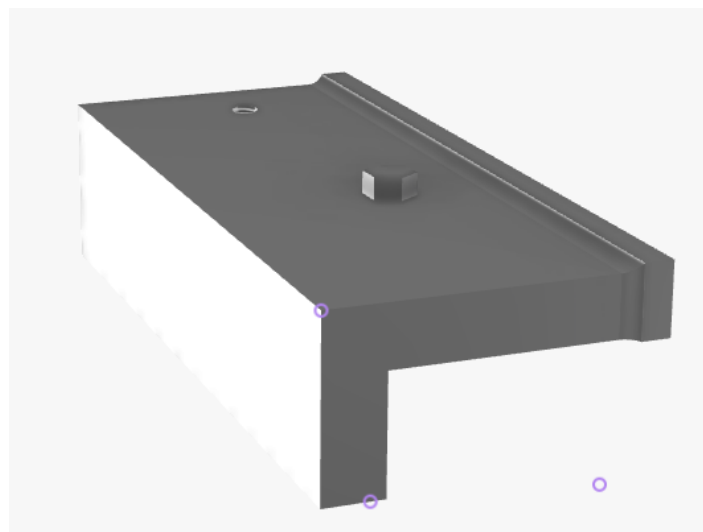
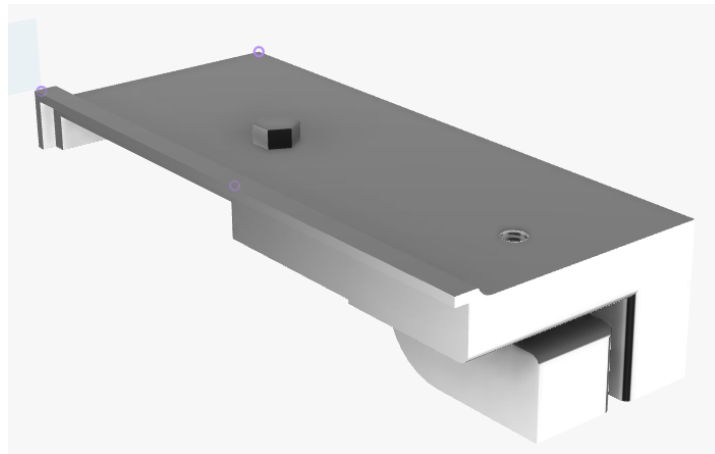
rehabilitación pero además sea una pieza fácil de sacar a la hora de la falla de algún sensor óptico.



*Porta sensor óptico superior.*

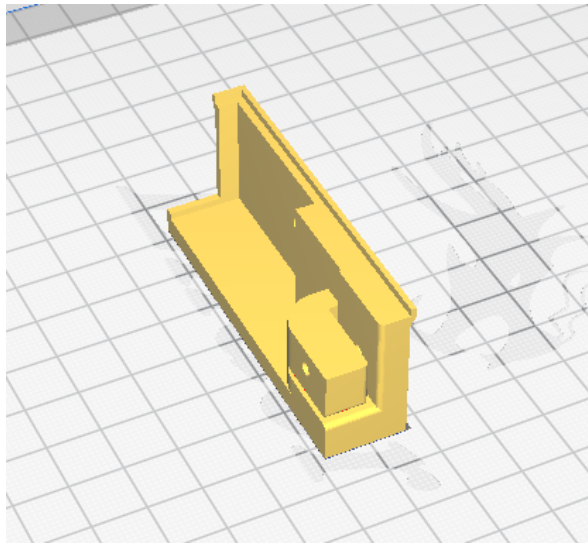
Ya con los sensores del encoder colocados se procede a realizar un porta sensor óptico para los finales de carrera que indiquen que el muslo ya ha llegado a su máximo recorrido tanto para adelante como para atrás. Ante esto se aprovecharía el movimiento del muslo del exoesqueleto de forma tal que al moverse para adelante o atrás se le coloque un tope indicador que pase justo sobre el sensor óptico de horquilla indicando que ya no debe sobrepasar este límite.

En el diseño en gran parte se aprovecha de los porta sensores anteriores, pero en este caso se realiza una extrusión de ciertas partes asegurando que el porta sensor llegue desde el calce en el perfil de acero, hasta el porta sensor paralelo al que se está diseñando. Por lo cual al contar con el mismo sensor de horquilla, se procede al aprovechamiento del calce del mismo en la pieza 3D debido a que ya sabíamos que funcionaba con los otros sensores. Además se aprovecha el calce sobre los perfiles de acero asegurando una correcta colocación y además rígida y de fácil intercambio. Como podemos ver en las siguientes imágenes los diseños son muy parecidos a los porta sensores anteriores.



*Porta sensor óptico final de carrera.*

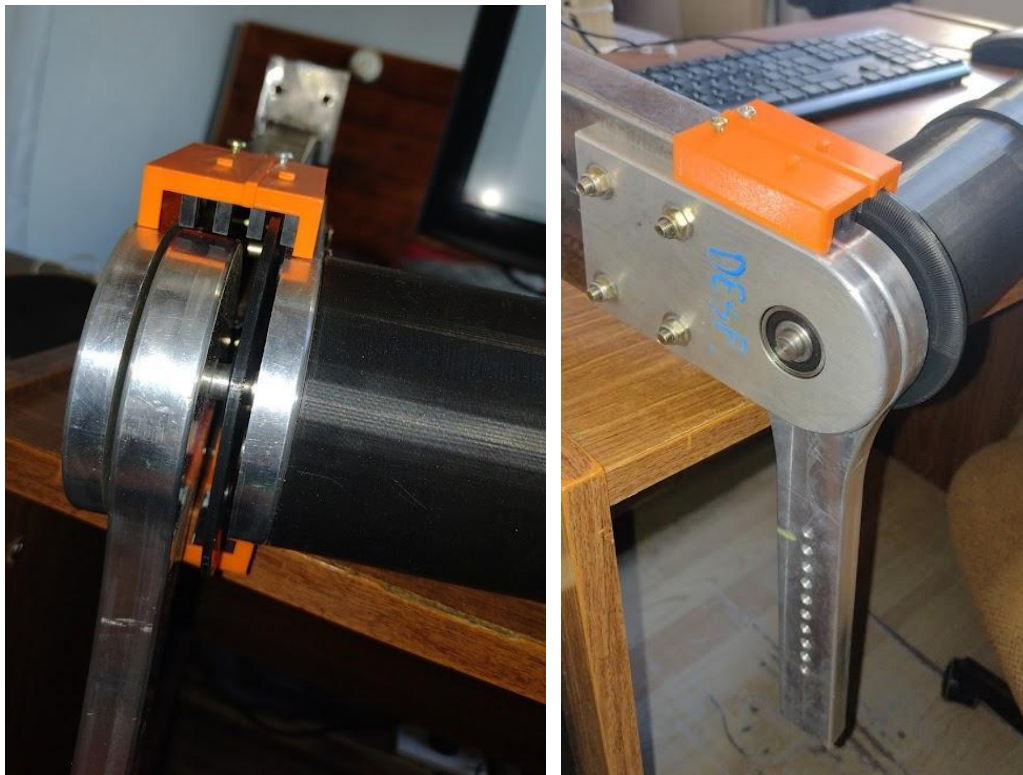
En el diseño se pueden apreciar las mismas partes ya antes comentadas, pero además vemos el calce al final de la pieza de forma tal que no queden solapados con el otro sensor del encoder si no que además tenga una sujeción que asegure la correcta colocación y además un buen diseño. Ante esto se procede a imprimir los elementos al igual que con los porta sensores ópticos del encoder, en estos casos es necesario el uso de ciertos soportes que se generan por medio de la misma extrusora con el filamento que se esta construyendo la pieza pero con piezas que al final son descartadas debido a que solo sirven de apoyo para la correcta impresión, lo cual es fundamental en los tres porta sensores especialmente en el calce con el perfil de acero y para que los agujeros se hagan de manera correcta.



*Porta sensor final de carrera en Ultimaker Cura.*

Luego de la impresión en PLA podemos observar el correcto calce sobre el lugar donde hará la lectura el sensor. Además se puede ver como queda enfrentado el sensor óptico respecto de la pierna de aluminio, a la cual luego de las pruebas de funcionamiento se le realizará los topes por medio del agujereado de la pieza y posterior roscado para colocar un tornillo que entre en el lugar de detección del sensor óptico de horquilla y así obtener los finales de carrera.





*Final de carrera y encoder.*

#### **4.2- AUTOMATIZACION Y CONTROL DE MOTORES**

Ya con las partes ensambladas de forma correcta y segura, con la ayuda del ing. Armando Dauverné procedimos a la realización del comando para estos motores de forma tal que respondan a un microcontrolador del tipo Arduino en un principio. Mediante las recomendaciones por parte del ingeniero nos comentó la posibilidad de realizar de forma correcta la programación en LabVIEW del software de comando de la maquinaria, procedimiento que ya había realizado el grupo anterior conformado por el ing. Nicolas Medrano y el ing. José Gabriel Melía, pero en este caso debíamos reformarlo a las necesidades de una maquina en tamaño real y además teniendo en cuenta un buen diseño y que la visualización del mismo sea lo mas atrayente posible. Ante esto me interiorice en el mundo del software LabVIEW con la finalidad de no depender directamente del conocimiento del ing. Dauverné si no pedir ciertas recomendaciones para llevar a cabo ciertas tareas.

En el capítulo 3 se mencionó que se había realizado un programa de rehabilitación adaptado a las especificaciones del Lic. Matoz, mediante el software LabVIEW.

#### 4.2-1- Automatización en LabVIEW

Ya habiéndome adentrado en el software procedí a arrancar un nuevo proyecto en el mismo que tenga como base lo realizado por el grupo anterior, por lo cual la pantalla principal tiene ciertas ventanas para poder comandar la maquinaria de forma correcta. La primer ventana se basa principalmente en la lectura de datos del paciente, en especial aquellos que son mas relevantes para este tipo de sesiones, como por ejemplo el nombre y apellido, la fecha de nacimiento, la altura, la edad entre otros. Además, le debemos insertar otros datos un poco mas referido a lo medicinal como lo que es el largo del fémur y de la tibia y el número de sesiones al cual se ha sometido. A continuación, podemos ver el diseño de la primera pestaña del programa para el comando de la máquina.

Datos Paciente | Programa de sesión | Sesión activa | Reporte

**RHEA**

Paciente:

Neurokinesiólogo:

Género:

Fecha de nacimiento:

Largo del fémur:  cm.

Sesión N°:  de

Peso del paciente:  kg.

Altura del paciente:  mts.

Ancho de la cadera:  cm.

Largo de la tibia:  cm.

Programación LabVIEW "Datos paciente"

---

Es de notar el comando de guardado y el de buscar datos por parte del programa, lo cual nos da la posibilidad de poder insertar los datos de un paciente con el nombre y apellido, y luego de la segunda sesión en adelante se mantienen los datos debido a que con el comando buscar podemos encontrar con facilidad el paciente con sus datos ya colocados en la primer sesión.

En la segunda ventana denominada “programación de sesión” lo que colocamos es en un principio la cantidad de minutos que durará la sesión completa, y luego en la izquierda podemos ver la programación de los ángulos los cuales los podemos modificar tanto en la pierna como en la cadera que nos permite así visualizar mediante una línea amarilla los ángulos tanto hacia adelante como hacia atrás para el caso de la cadera y para atrás en el caso de la rodilla. También mediante el apartado de programación de etapas, realizamos una combinación de tiempo y velocidad de rehabilitación donde para cierta cantidad de etapas en la sesión completa, damos un cierto tiempo a cada etapa y así programamos la velocidad para cada una. Esta ventana puede ser opcional en caso de querer una sesión rápida que nos permita realizar la sesión de forma directa.

**Datos Paciente** | **Programa de sesión** | Sesión activa | Reporte

**RHEA** **Paciente:** [ ] **UTN FRSR**

Tiempo programado de sesión: [ 0:00 ] min.

**Programación de ángulos**

Ángulo máx/mín cadera:

Máximo: +	Mínimo: -
[ 0 ] (°)deg	[ 0 ] (°)deg

Ángulo máximo rodilla

Máximo: +	[ 0 ] (°)deg
-----------	--------------

Se visualizará el ángulo de inclinación de la cadera y rodilla en la **línea naranja**

**Programación de etapas**

N° de etapas en sesión: [ 0 ]

Velocidad y tiempo para etapa N°

Eventos

Tiempo: [ 0:00 ]

Velocidad: [ 0 ]

Próxima etapa: [ Next ]

Gráfica de sesión:

Programa

Velocidad m/s

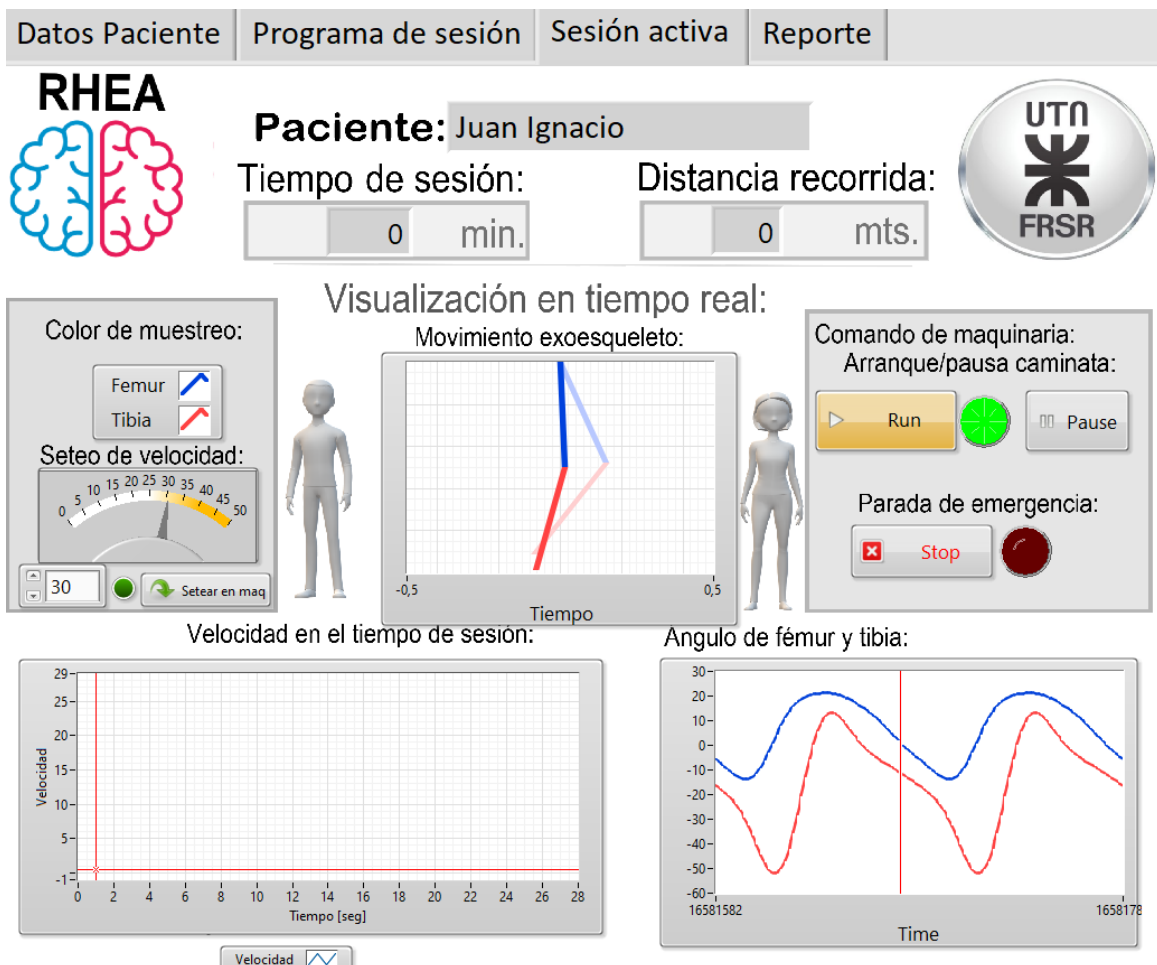
Tiempo

Velocidad [ ]

*Programación LabVIEW “programa de sesión”*

En la parte inferior podemos visualizar la gráfica de la velocidad en el tiempo, lo cual nos asegura que los datos que vamos ingresando en la programación de etapas sean los correctos.

Por último, realizamos la ventana de sesión activa, la cual es para el comando de la máquina, tanto para darle arranque a la sesión, pausarla o una parada de emergencia ante algún imprevisto. Además, en la misma colocamos un muestreo en un principio de los vectores que responden al movimiento en tiempo real con la maquinaria, además volvemos a colocar los datos de la velocidad en el tiempo y por último pusimos el ángulo de la tibia y el fémur en función del tiempo.

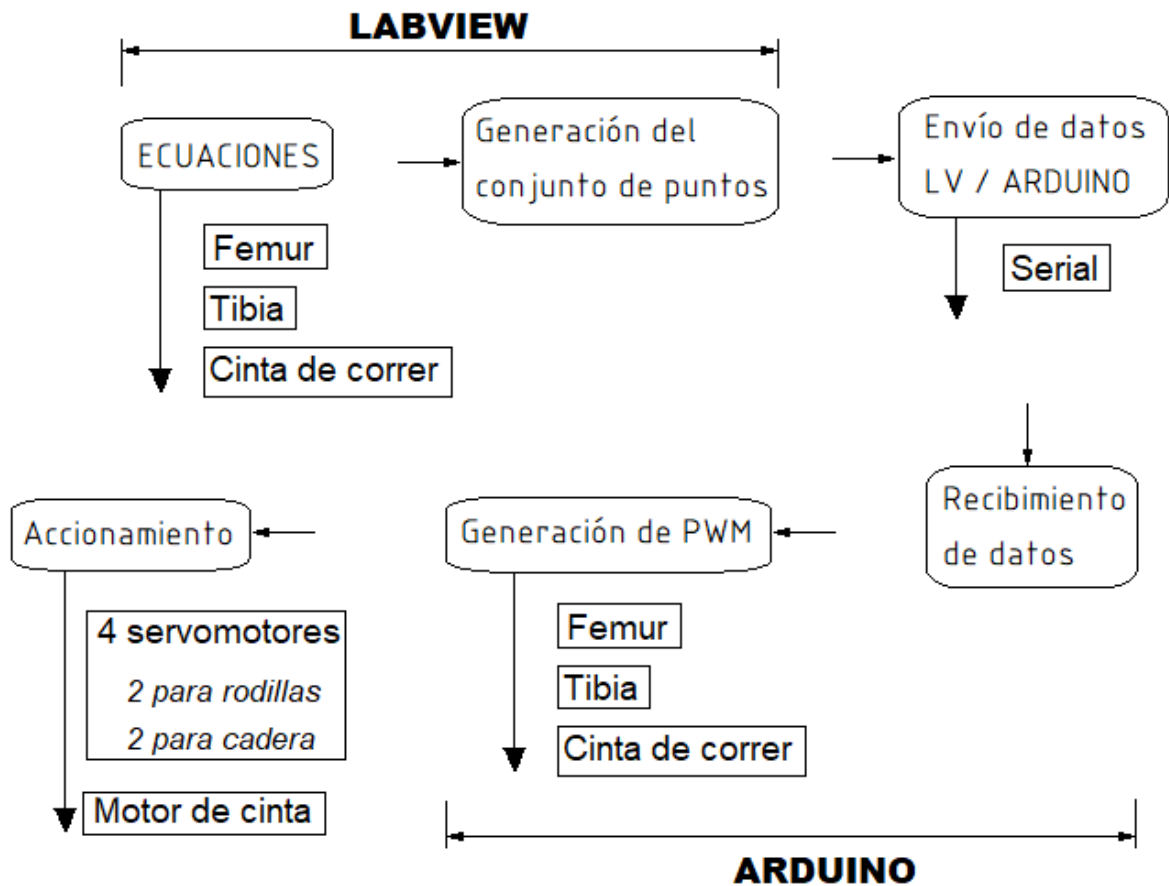


Programación LabVIEW “sesión activa”

Ante esto el programa está preparado para el comando de la maquinaria por medio de los botones que a su vez tienen luces indicadoras. La programación de LabVIEW se ve reflejada en el anexo C la cual tiene un lenguaje particular que requirió de un gran estudio a la hora de poder entenderlo. Este lenguaje de programación es visual gráfico pensado para sistemas hardware y software de pruebas, control y diseño, simulado o real y embebido.

#### 4.2-1-1 Diseño de programación con Arduino

Se llevaron a cabo tres versiones diferentes con Arduino. La más significativa fue mediante el esquema que se muestra a continuación:



En LabVIEW se escribieron las ecuaciones desculadas por método de Fourier pertenecientes a la tibia y el fémur. También, se escribió la ecuación del movimiento de la cinta de correr en función de la velocidad seteada en el programa de sesión o la fijada a través de la perilla antes descripta.

Estableciéndose el programa de sesión o la velocidad fija seteada a deseo del terapeuta, en el momento de dar carga a los datos en la pantalla N°3 antes descripta, se genera un conjunto de 100 puntos, cuyo número es variable en función de la resolución que se requiere (para el prototipo alcazaba con este valor).

Estos son enviados todos en conjunto en forma serial al autómat, el cual los ordena en forma correcta. Vimos necesario también establecer un lenguaje de comunicación entre el software y Arduino, para que este último supiera la orden enviada. El lenguaje consistió en números cuyo cabecero es el 255 y el número siguiente es indicador de la señal enviada.

---

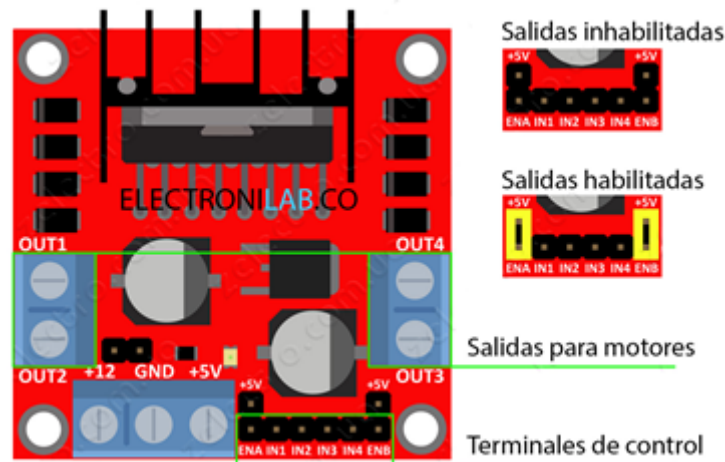
Luego, cuando se pulsa “run” en el programa, Arduino crea PWM para los cuatro servomotores y el motor de la cinta de correr, donde la amplitud del ancho de pulso varía en función de la velocidad de marcha requerida.

#### 4.2-2- Comando de los motores

Para poder lograr el control de los motorreductores los cuales como ya especificamos a lo largo de la carpeta se tratan de repuestos de destornilladores eléctricos, procedí a la investigación para poder insertar una señal PWM a los mismos y así obtener un movimiento rotacional que se pueda comandar desde el software, es decir lograr la conformación de un servomotor en su totalidad.

Luego de una ardua investigación y por recomendaciones del ing. Armando Dauverné realizamos la compra de unos driver del tipo L298N, los cuales nos brindan la posibilidad de poder realizar un comando PWM sobre el motor y además poder realizar una inversión de giro sin la necesidad de la conexión de más contactos. A continuación, una breve descripción del mismo:

La base de este módulo es el circuito integrado L298N, el cual es un doble puente H. Este es capaz de manejar niveles altos voltaje y de corriente, además de estar diseñado para soportar cargas inductivas tales como relés, solenoides, motores de corriente continua y motores paso a paso. Este tipo de cargas las soporta gracias a unos diodos, los cuales absorben las corrientes inversas que producen estas cargas. Dispone de dos puentes para habilitar o deshabilitar las salidas independientemente de las señales de entrada. También incorpora un interruptor para la conexión y desconexión de toda la placa. Otra de las cosas muy útiles de la que dispone, es un regulador 7805, el cual, estabiliza la tensión de entrada de la placa a 5V y la entrega por una salida.



*Driver comando motor DC*

El datasheet de las características mas importantes se encuentra en el anexo D del cual debimos sacar los datos del conexionado principal y además para el comando del driver.

Ante esto procedí a realizar ciertas pruebas sobre Arduino UNO, dando la posibilidad de un comando mediante la salida del Arduino directo sobre el driver y de allí por medio de una fuente externa obtener la energía suficiente para la activación del motor. Dicha fuente debía contener las características principales de poder soportar los 4 motores que comandan el exoesqueleto, los cuales son de 20V, pero además debe proveer de al menos 6A debido a que cada motor requiere una corriente de 1.5A.

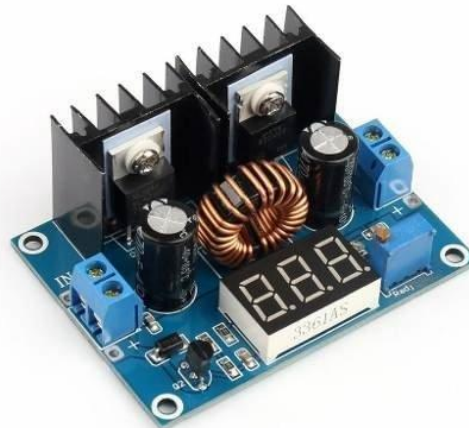
El ing. Javier Membrives nos brindó una fuente de energía de 24V la cual tiene como corriente máxima 10A. El modelo es abl7rp2410 de la marca Schneider electric y cumple con los requerimientos principales para poder lograr el comando de los motores. En la imagen a continuación podemos observar el modelo de la fuente.





*ABL7RP2410 Telemecanique - Power Supply Module.*

Pero aquí surge el principal problema del descenso de la tensión desde 24V a 20V que es lo que requiere el motor en su entrada. Ante esto procedí a la investigación de diferentes elementos que cumplan con los requerimientos exigidos para nuestro proyecto y llegué a la conclusión de que por medio de un módulo “Fuente Regulador Step Down” se podía lograr el cometido, la cual tiene las siguientes características:



*Fuente Regulador Step Down X14016 35v 8a Voltímetro.*

Fuente reguladora Step Down ajustable de 8A

Salida regulable de 1.25V a 35V Con Voltímetro incorporado

---

Es una fuente basada en el regulador step-down DC-DC XL4016. La tensión de salida se ajusta mediante un preset multivuelta de alta precisión y es capaz de alimentar una carga de hasta 8A con una alta eficiencia.

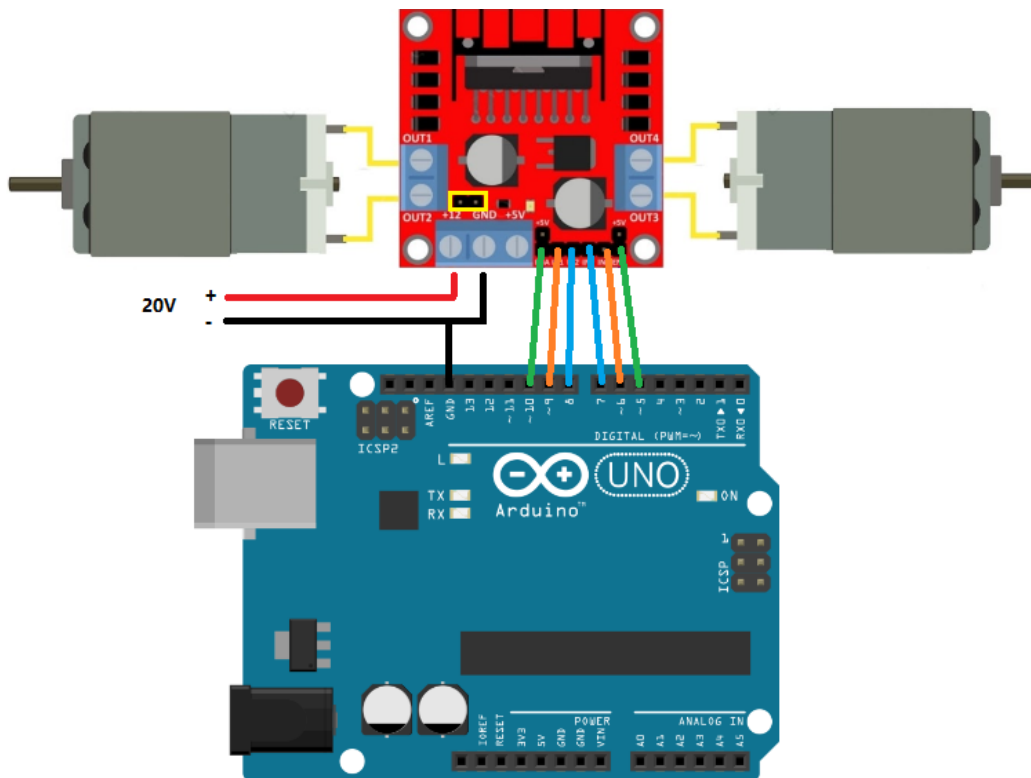
Posee un voltímetro incorporado que permite medir la tensión de salida.

Datos técnicos:

- ✓ *Voltaje de entrada: 4-38VDC*
- ✓ *Voltaje de salida: 1.25-36V continuamente ajustable*
- ✓ *Corriente de salida: 0-8A*
- ✓ *Potencia de salida: 250W*
- ✓ *Temperatura de funcionamiento: -40 a +85 grados*
- ✓ *Frecuencia de trabajo: 180KHz*
- ✓ *Eficiencia de conversión: hasta el 96%*
- ✓ *Incluye voltímetro*
- ✓ *Protección contra cortocircuitos: Si*
- ✓ *Protección de sobrecalentamiento: (apaga automáticamente la salida si existe sobre temperatura)*
- ✓ *Entrada de protección de polaridad inversa: No*
- ✓ *Dimensiones del módulo: 64 x 47 x 26 mm (L x W x H)*

Por lo cual mediante la combinación de la fuente de Schneider Electric y el módulo step down pudimos obtener la regulación de una de las salidas que tiene la fuente y además aún quedan dos salidas disponibles en la misma las cuales se pueden variar de la misma forma con el módulo o bien utilizando la salida de 24V para otro consumo.

Ya con todos los elementos en mi poder procedí a realizar las primeras pruebas del motor variando la velocidad, el circuito de conexión se puede ver en la siguiente imagen:



*Circuito de conexionado de l298n.*

En este tipo de conexiones entre Arduino y el driver se debe tener un especial cuidado con las salidas del microcontrolador que brindan PWM las cuales van dirigidas a las entradas del driver EN(A o B) debido a que si esta selección se encuentra mal hecha el módulo puede dañarse. A continuación, podemos observar el programa mediante el cual dirigía a los motores.

Comenzamos asignando los pines que vamos a usar y declarándolos salida:

```
Prueba_driver$  
// Motor A  
int ENA = 10;  
int IN1 = 9;  
int IN2 = 8;  
  
// Motor B  
int ENB = 5;  
int IN3 = 7;  
int IN4 = 6;  
  
void setup ()  
{  
  // Declaramos todos los pines como salidas  
  pinMode (ENA, OUTPUT);  
  pinMode (ENB, OUTPUT);  
  pinMode (IN1, OUTPUT);  
  pinMode (IN2, OUTPUT);  
  pinMode (IN3, OUTPUT);  
  pinMode (IN4, OUTPUT);  
}
```

*Declaración de variables de entrada y salidas en Arduino*

Y ahora vamos a crear las funciones para mover los motores. Primero para moverlos hacia delante a plena potencia:

```
void Adelante ()  
{  
  //Direccion motor A  
  digitalWrite (IN1, HIGH);  
  digitalWrite (IN2, LOW);  
  analogWrite (ENA, 255); //Velocidad motor A  
  //Direccion motor B  
  digitalWrite (IN3, HIGH);  
  digitalWrite (IN4, LOW);  
  analogWrite (ENB, 255); //Velocidad motor B  
}
```

*Programación Arduino “funciones de comando motores”*

Y ahora para moverse en el sentido contrario a la mitad de potencia:

```
void Atras ()  
{  
  //Direccion motor A  
  digitalWrite (IN1, LOW);  
  digitalWrite (IN2, HIGH);  
  analogWrite (ENA, 128); //Velocidad motor A  
  //Direccion motor B  
  digitalWrite (IN3, LOW);  
  digitalWrite (IN4, HIGH);  
  analogWrite (ENB, 128); //Velocidad motor B  
}
```

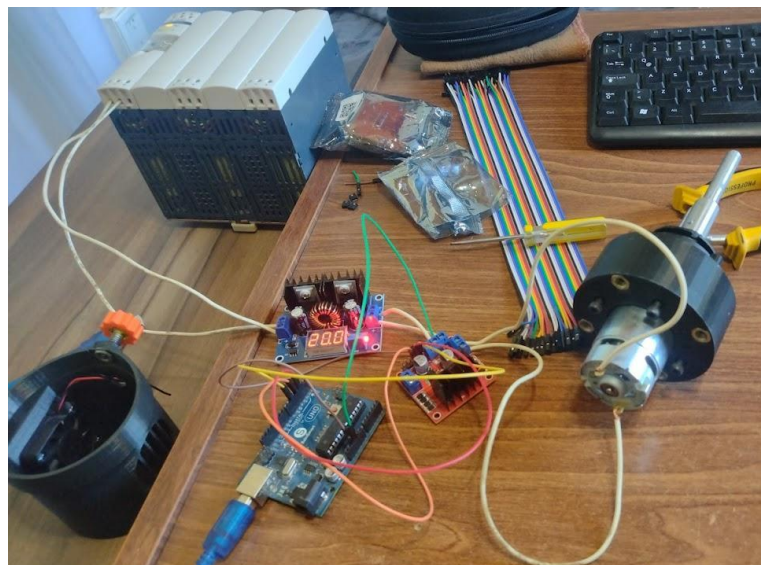
*Programación Arduino “funciones de comando motores”*

Procedimos a combinar estas funciones en el loop, haciendo que cada una se ejecute durante un periodo de tiempo:

```
void loop ()  
{  
  Adelante ();  
  delay (5000);  
  Atras ();  
  delay (3000);  
  Parar ();  
  delay (4000);  
}
```

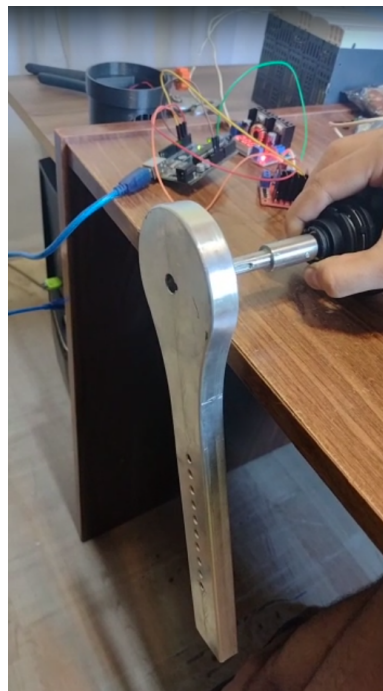
*Programación Arduino “funciones de comando motores”*

Primero la prueba la realicé sobre un solo motor, a continuación, se puede observar los elementos utilizados para la conexión y comando:



*Conexión de servomotor comandado desde Arduino*

Al hacer correr la programación sobre el Arduino, el comando fue el correcto y esperado por lo cual procedí a la automatización de una de las piernas completa combinando el servomotor con la lectura de los sensores ópticos de horquilla y el encoder. Esta programación se puede encontrar en el Anexo E en el cual se hace principal uso de los puntos ya utilizados por el ing. Nicolás Medrano y el ing. José G. Melía donde generaban una tabla de señales PWM y así obtenían los movimientos.



*Señal PWM aplicada al fémur.*

Las principales conclusiones del uso del Driver L298N es que al hacer andar los motores a máxima potencia los mismos se calientan rápidamente lo cual es una gran desventaja ya que al superar los 140°C el mismo se puede dañar. Ante esto hicimos uso de un cooler extraído de una fuente de computadora, el cual fue conectado hacia una de las salidas que quedaban libre en la fuente de 24V de Schneider, donde aplicamos un descenso de tensión por medio de un módulo de descenso de tensión que poseía el ing. Armando Dauverné. Por medio de la utilización del cooler de 12V logramos una convección forzada sobre el disipador colocado en el integrado del driver l298 y así mantuvimos la temperatura en unos 40°C constantes.

### 4.2-3- Cinta caminadora y variador de frecuencia

El neurokinesiólogo Fernando Matoz nos ofreció para el uso propio del exoesqueleto la utilización de una cinta caminadora, la cual poseía el principal problema de tener una velocidad elevada para poder realizar la caminata. Es por esto que al realizar ciertas pruebas sobre la cinta caminadora llegamos a la conclusión de que la única forma de realizar la regulación de la velocidad es mediante un variador de frecuencia.



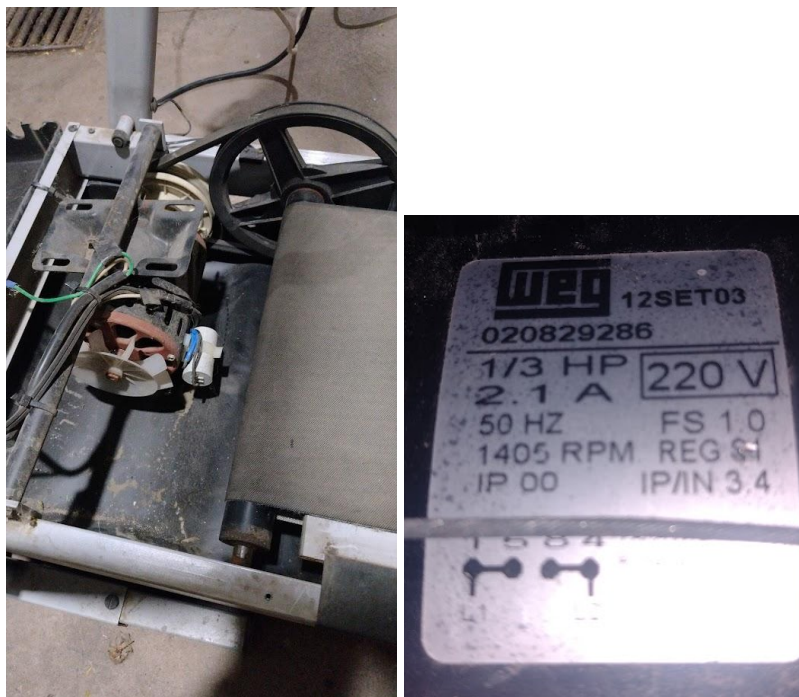
*Cinta caminadora*

Para poder regular la velocidad del motor tuve que hacer uso de un variador de velocidad con el que contaba en mi laboratorio personal, el cual es de la marca ATV11HU09M2U Schneider Electric, a continuación una imagen del mismo.



*Variador de velocidad altivar 11.*

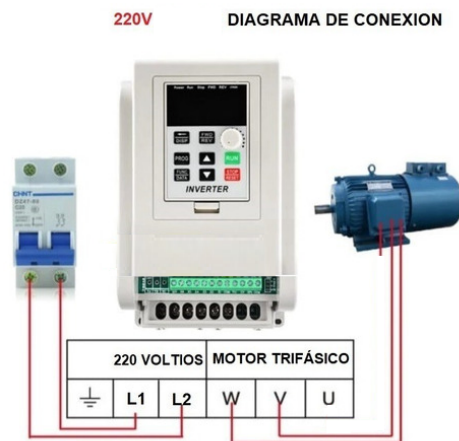
Mediante el uso del variador de velocidad, haciendo su colocación entre el motor y la energía eléctrica y realizando una breve configuración del mismo se podía obtener lo que deseábamos para variar la velocidad de la cinta a nuestro gusto. El primer paso a realizar fue el del desarme de la cinta caminadora donde me encontré con un motor del tipo WEG de 220V el cual tiene un consumo de 1/3 de HP, en la imagen podemos observar las características más específicas.



*Desarme de la cinta y características del motor.*



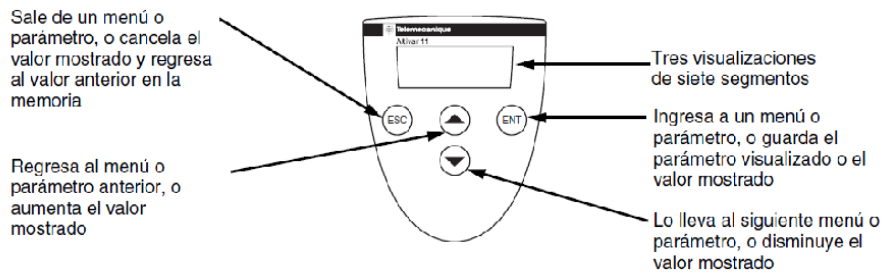
Luego hicimos un emplazamiento del variador de frecuencia en el hueco que se observa en la imagen de la izquierda. La conexión es muy simple donde la entrada de energía hacia la cinta es ubicada directamente sobre el variador de frecuencia, a su vez le realicé una configuración para poder comandar el motor por medio de una perilla colocada en la parte izquierda de la cinta caminadora. Y la salida al no ser un motor trifásico fue simple por medio de los dos cables a las dos salidas del variador de frecuencia hacia el motor.



*Conexionado de variador de frecuencia a motor monofásico.*

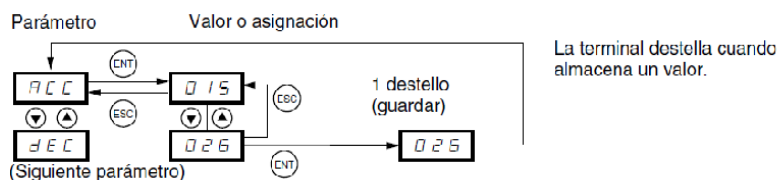
Luego de esta conexión la variación de la frecuencia la debía hacer de forma manual sobre el variador lo cual me resulto incomodo, por lo cual procedí a la colocación de un potenciómetro que también aparece como posibilidad para el comando del motor y así poder variar su velocidad. Luego lo que realicé es la entrada de datos del motor hacia el variador de forma tal que me basé principalmente en el manual que brinda Schneider para el variador altivar 11, el cual tiene una pantalla principal y los siguientes botones:

**Programación del variador de velocidad: Gamas E (europea) y U (norteamericana)**



- Para guardar la selección mostrada, pulse el botón (ENT).
- Al pulsar (▲) o (▼) sus selecciones no se almacenan automáticamente.
- La terminal destella cuando almacena un valor.

**Ejemplo de programación**



Cuando no existe una falla ni un comando de marcha, la visualización normal es una de las siguientes:

- rdY: variador listo
- 43.0: visualización del parámetro seleccionado en el menú SUP (selección por omisión: frecuencia de referencia)
- dcb: frenado por inyección de --- (cd) en curso
- nSt: parada libre

Si hay una falla, la pantalla destellará.

*Pantalla principal altivar 11.*

Los datos más relevantes a colocar en el variador son la tensión del motor la frecuencia y la utilización de la llave para el arranque y parada del movimiento y por último la utilización del potenciómetro para variar la frecuencia desde el mismo. El catálogo se encuentra fácilmente en la web y es de uso libre para los que utilizan este tipo de elementos, en el anexo F se encuentra un recorte del manual del variador de frecuencia donde coloqué todos los datos para tener en cuenta en este tipo de trabajos sobre un motor variando la velocidad con un potenciómetro.

---

### 4.3- CONCLUSIONES

En el capítulo 3 se plantearon el objetivo general y los específicos. Además, en el comienzo de éste, se dejó plasmado el orden de tareas a realizar teniendo en cuenta los roles a cumplir por parte de cada integrante del cuerpo profesional.

El orden de tareas buscado, con una primera etapa de investigación en neuroplasticidad, procesos de rehabilitación asociados y biomecánica de la marcha humana, permitió una profundización progresiva en los tópicos relacionados con mecánica y electrónica.

Es importante remarcar que cada ejecución de tareas permitía el avance con las siguientes. Llevar a cabo el desarrollo de algoritmos cinemáticos y dinámicos habilitó la ejecución de, por una parte, los trabajos efectuados en cuanto a diseño y dimensionamiento mecánico, y por el otro, el proceso de aprendizaje y obtención de conclusiones en el diseño de programación y automatización.

Por otro lado, la evolución de cada una de ellas requirió del trabajo en conjunto con el Lic. Matoz, donde cada avance fue ejecutado bajo los requerimientos y consejos del profesional. Esto permitió que el diseño mecánico y el software de rehabilitación estuvieran acorde a las necesidades neurokinesiólogas.

En lo que respecta a la ejecución de la cuarta etapa, relacionada con la construcción del primer prototipo a escala en tamaño real, permitió llevar a cabo ciertas tareas que son indispensables desarrollarlas en conjunto con este: colocación de elementos y sistemas de seguridad, afinar detalles en el diseño mecánico final, lógica cableada y elementos adicionales.

A pesar de ello, se puede concluir con que se llegó a la arquitectura final de automatización y programación del equipo, que era considerado por el grupo de trabajo, el desarrollo más desafiante e importante a ejecutar. Además, si bien quedan ciertas tareas pendientes para un futuro, la investigación y los trabajos efectuados permitirán dar el salto final a la construcción de la maquinaria final.

---

## 5. CONCLUSIÓN FINAL

---

En febrero del año 2021 el ing. Javier Membrives, jefe del departamento de ingeniería Electromecánica, informó a los futuros alumnos de quinto año de esta misma carrera sobre el importante proyecto que llegaba a la Facultad el cual ya había tenido una primer etapa entre el año 2019 y 2020. Hablaba de un robot para personas minusválidas, de electrónica y automatización.

Fue el ing. Membrives quien nos animó a participar, donde seríamos los tres alumnos investigadores del proyecto. Para nosotros era un desafío, no obstante nos incentivaba aprender temas desconocidos, solucionar problemas con la aplicación de conocimientos que no habían sido adquiridos en el transcurso de la carrera y, lo más valioso, ayudar a la Asociación ANDHAR a poseer su rehabilitador de marcha tan indispensable para sus pacientes.

Son varios los puntos destacables de esta práctica. En primer lugar, mencionar al grupo de profesionales formado para trabajar, donde cada uno aportaba su grano de arena para nuestros avances. Tomamos varias reuniones de trabajo, donde el intercambio de ideas y opiniones nos ayudaba a abrir nuestras cabezas a nuevas soluciones.

Otro punto sobresaliente fue el incentivo de la Facultad. Siempre estuvieron predispuestos a ayudarnos en lo más mínimo que necesitáramos para llevar a cabo las prácticas: laboratorio, elementos de electrónica, capacitaciones, etc. Por otro lado, lo desarrollado en estas prácticas permitió que profesores nos acreditaran materias debido al nivel adquirido para llevar a cabo los avances del proyecto.

Por último, queremos destacar nuestro trabajo como compañeros de estudios y de investigaciones. Trabajar en conjunto nos permitió aprender a escuchar, donde muchas veces como ingenieros nos encerramos en una idea que para nosotros es óptima e imprescindible; sin embargo, el saber intercambiar opiniones y posibles soluciones entre ambos, potenció nuestro trabajo y permitió que pudiéramos superar las expectativas previstas.

---

## REFERENCIAS

---

- [1] O. M. de la Salud (OMS). (2011) Informe mundial sobre la discapacidad. [Online]. Available: [http://www.who.int/disabilities/world\\_report/2011/summary es.pdf](http://www.who.int/disabilities/world_report/2011/summary_es.pdf)
- [2] P. G. Diego, J. M. M. Moreno, and M. T. J. Buñuales, "La clasificación internacional del funcionamiento, de la discapacidad y de la salud (cif) 2001," Revista española de salud pública", vol. 76, no. 4, p. 2, 2002.
- [3] INDEC (2018), "Estudio Nacional sobre el Perfil de las Personas con Discapacidad".
- [4] DOCTOR ELOY JOSÉ URENDES (2018). "Sistema robótico ambulatorio de rehabilitación de marcha". La marcha humana, cap. 1. Pág 64.
- [5] W. Staas, C. Formal, M. Freedman, G. Fried, and M. S. Read, "*Spinal cord injury and spinal cord injury medicine*," Rehabilitation Medicine: Principles and Practice, vol. 3, 1998.
- [6] G.-B. M. of health and M. D. Sheridan, The developmental progress of infants and young children. HM Stationery oce, 1960.
- [7] S. C. Vázquez, "Desarrollo de la marcha," Revista de la Facultad de Ciencias de la Salud, vol. 3, 2005.
- [8] M. G. Davila and J. C. de la Cruz Marquez, Estructura biomecanica de la motricidad. Granada, Organismos Ociales, 1988.
- [9] J. J. S. Lacuesta, J. Prat, and J. Sanchez-Lacuesta, Biomecanica de la marcha humana normal y patologica. Instituto de Biomecanica de Valencia, 1993.
- [10] R. Bonita, Epidemiology of stroke," The Lancet, vol. 339, no. 8789, pp. 342, 344, 1992.
- [11] Instituto FLENI (2016), "Situación de la enfermedad cerebrovascular en Argentina".
- [12] LIC. ELAIME MACIQUES RODRIGUEZ (2008). *Plasticidad neuronal. Conceptos básicos en neuroplasticidad*. [http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-equino/plasticidad\\_neuronal.pdf](http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-equino/plasticidad_neuronal.pdf)
- [13] SANGRA JURADO (2010). "*La plasticidad cerebral nos permite cambiar y aprender hasta el final*". Alicante: Instituto de Neurociencia.
- [14] GARCÉS-VIEIRA MV, SUÁREZ-ESCUADERO JC. *Neuroplasticidad: aspectos bioquímicos y neurofisiológicos*. Rev CES Med 2014.

- 
- [15] NORMAN DOIDGE. (1999). “*El cerebro se cambia a sí mismo*”. Madrid: Aguilar.
- [16] BETTINA PAETH. *Clínica de Neurorehabilitación*. <http://www.bobath-es.com/fisioterapia-neurologica/>
- [17] NEURAL, Instituto de rehabilitación. *Qué es la fisioterapia neurológica y cuáles son sus aplicaciones*. <https://neural.es/que-es-la-fisioterapia-neurologica-y-cuales-son-sus-aplicaciones/>
- [18] COGNIFIT. *Salud, cerebro y neurociencia*. <https://blog.cognifit.com/es/fisioterapia-neurologica-neurofuncional/>
- [19] M. Visintin y H. Barbeau, “*Los efectos de barras paralelas, soporte de peso corporal y velocidad en la modulación del patrón locomotor de la marcha parética espástica*”. Una comunicación preliminar.
- [20] S. Hesse, D. Uhlenbrock, “*Un entrenador de marcha mecanizado para la restauración de la marcha*”, Revista de investigación y desarrollo de rehabilitación.
- [21] C. Werner, S. Von Frankenberg, T. Treig, M. Konrad, and S. Hesse, “*Treadmilltraining with partial body weight support and an electromechanical gait trainer for restoration of gait in subacute stroke patients a randomized crossover study*”
- [22] M. Pohl, C. Werner, M. Holzgraefe, G. Kroczeck, I. Wingendorf, G. Holig, R. Koch, and S. Hesse, “*Repetitive locomotor training and physiotherapy improve walking and basic activities of daily living after stroke: a single-blind, randomized multicentre trial (deutsche gangtrainerstudie, degas)*”. Clinical rehabilitation.
- [23] G. Colombo, M. Jorg, and V. Dietz, “*Driven gait orthosis to do locomotor training of paraplegic patients,*” in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2000*. Proceedings of the 22nd Annual International Conference of the IEEE.
- [24] S. Jezernik, G. Colombo, T. Keller, H. Frueh, and M. Morari, “*Robotic orthosis lokomat: A rehabilitation and research tool*” Neuromodulation: Technology at the neural interface.
- [25] I. C. M. G. C. R. Riener, L. Lunenburger and V. Dietz, “*Locomotor training in subjects with sensorimotor deficits: An overview of the robotic gait orthosis lokomat*”, Journal of Healthcare Engineering.
- [26] R. Riener, L. Lunenburger, S. Jezernik, M. Anderschitz, G. Colombo, and V. Dietz, “*Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: rest experimental results*” Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions.
- [27] M. Bernhardt, M. Frey, G. Colombo, and R. Riener, “*Hybrid force-position control yields cooperative behaviour of the rehabilitation robot lokomat*” in Rehabilitation Robotics, 2005.
- [28] J. Hidler, D. Nichols, M. Pelliccio, K. Brady, D. D. Campbell, J. H. Kahn, and T. G. Hornby, “*Multicenter randomized clinical trial evaluating the effectiveness of the lokomat in subacute stroke*”, Neurorehabilitation and Neural Repair.

- 
- [29] M. Alcobendas-Maestro, A. Esclarn-Ruz, R. M. Casado-López, A. Muñoz- González, G. Pérez-Mateos, E. González-Valdizan, and J. L. R. Martín, “*Lokomat robotic-assisted versus over ground training within 3 to 6 months of incomplete spinal cord lesion randomized controlled trial*”, Neurorehabilitation and neural repair.
- [30] A. Mayr, M. Koer, E. Quirbach, H. Matzak, K. Frohlich, and L. Saltuari, “*Prospective, blinded, randomized crossover study of gait rehabilitation in stroke patients using the lokomat gait orthosis*”, Neurorehabilitation and Neural Repair.
- [31] G. Colombo, M. Joerg, R. Schreier, V. Dietz et al., “*Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis*”, Journal of rehabilitation research and development.
- [32] M. Alcobendas Maestro, Efectividad del entrenamiento de la marcha mediante el sistema lokomat en pacientes agudos con lesión medular incompleta. Universidad Complutense de Madrid, Servicio de Publicaciones, 2011.
- [33] J. F. Veneman, R. Kruidhof, E. E. Hekman, R. Ekkelenkamp, E. H. Van Asseldonk, and H. Van Der Kooij, “*Design and evaluation of the lopes exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation*”, Neural Systems and Rehabilitation Engineering.
- [34] E. Van Asseldonk, R. Ekkelenkamp, J. F. Veneman, F. Van der Helm, and H. Van der Kooij, “*Selective control of a subtask of walking in a robotic gait trainer (lopes)*” in Rehabilitation Robotics, 2007.
- [35] B. M. Fleerkotte, B. Koopman, J. H. Buurke, E. H. van Asseldonk, H. van der Kooij, and J. S. Rietman, “*The effect of impedance-controlled robotic gait training on walking ability and quality in individuals with chronic incomplete spinal cord injury: an explorative study,*”
- [36] Y. H. Yin, Y. J. Fan, and L. D. Xu, “*Emg and epp-integrated human machine interface between the paralyzed and rehabilitation exoskeleton*”, Information Technology in Biomedicine.
- [37] M. Bouri, Y. Stauer, C. Schmitt, Y. Allemand, S. Gnemmi, R. Clavel, P. Metrailler, and R. Brodard, “*The walktrainer: a robotic system for walking rehabilitation*”
- [38] LabVIEW, descripción. Wikipedia, la Enciclopedia Libre.
- [39] Luis Arroyo, “*Modelo de ortesis activa SCKARFO, tesis doctoral*”, 2017
- [40] VAUGHAN, C., DAVIS, B., O’CONNOR, J. *Dynamics of Human Gait*. Kiboho Publishers, 1992.
- [41] WINTER, D. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*. Vol. 3, 1995, 193-214.
- [42] BAÑUELOS SALCEDO, MIGUEL ANGEL. “*Análisis y diseño de un controlador PID analógico*”. 1999
- [43] WIKIPEDIA, LA ENCICLOPEDIA LIBRE. “*OPC Server*”. <https://es.wikipedia.org/wiki/OPC>

