



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**

---

**FACULTAD DE INGENIERÍA**

**DISEÑO MECÁNICO DE MULETAS DE  
ANTEBRAZO PARA UN EXOESQUELETO**

**TESIS**

Que para obtener el título de

**Ingeniera Mecánica**

**P R E S E N T A**

Nelly Maribel Romero Jaimes

**DIRECTOR DE TESIS**

M.I. Serafín Castañeda Cedeño



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2016

# ÍNDICE

<b>AGRADECIMIENTOS</b>	<b>¡ERROR! MARCADOR NO DEFINIDO.</b>
<b>INTRODUCCIÓN</b>	<b>6</b>
<b>CAPÍTULO I. ANTECEDENTES</b>	<b>7</b>
<b>I.I ESTADO DEL ARTE</b>	<b>7</b>
<b>I.I.I BASTÓN ORTOPÉDICO</b>	<b>8</b>
<b>I.I.III EXOESQUELETOS</b>	<b>14</b>
<b>I.II USUARIO OBJETIVO</b>	<b>18</b>
<b>I.III DESCRIPCIÓN ANATÓMICA</b>	<b>19</b>
<b>I.III.I COLUMNA VERTEBRAL</b>	<b>21</b>
<b>I.III.II MÉDULA ESPINAL</b>	<b>24</b>
<b>I.IV LESIÓN MEDULAR NIVEL T5</b>	<b>25</b>
<b>I.IV.I ESTADÍSTICAS DE LESIONES MEDULARES</b>	<b>26</b>
<b>I.V OBJETIVOS</b>	<b>29</b>
<b>I.VI ALCANCES Y METAS</b>	<b>29</b>
<b>CAPÍTULO II. DISEÑO CONCEPTUAL</b>	<b>30</b>
<b>II.I REQUERIMIENTOS</b>	<b>30</b>
<b>II.II ESPECIFICACIONES</b>	<b>33</b>
<b>II.III FUNCIONES</b>	<b>35</b>
<b>II.IV CONCEPTOS</b>	<b>36</b>
<b>II. IV.I MATRIZ DE DECISIÓN</b>	<b>37</b>
<b>CAPÍTULO III. DISEÑO MECÁNICO</b>	<b>39</b>
<b>III.I DISEÑO DE DETALLE</b>	<b>40</b>
<b>III.II COMPOSICIÓN</b>	<b>40</b>
<b>III. II. I SELECCIÓN DE MATERIALES</b>	<b>41</b>
<b>III.III CONFIGURACIÓN</b>	<b>44</b>
<b>III.IV ANÁLISIS Y CÁLCULOS</b>	<b>49</b>
<b>III. IV. I ANÁLISIS DE ELEMENTO FINITO</b>	<b>56</b>

<b>CAPÍTULO IV. DISEÑO DE LA INSTRUMENTACIÓN</b>	<b>60</b>
IV.I SENSORES	60
IV.II ACONDICIONAMIENTO	62
IV.III INTERFAZ	65
<b>CAPÍTULO V. PRUEBAS</b>	<b>70</b>
<b>CONCLUSIONES</b>	<b>76</b>
<b>TRABAJO A FUTURO</b>	<b>77</b>
<b>ANEXOS</b>	<b>78</b>
▪ CÉDULA ANTROPOMÉTRICA	78
▪ CONCEPTOS	79
• C-1	79
• C-2	80
• C-3	81
• C-4	82
• C-5	82
• C-6	83
▪ PLANOS	84
▪ MATRIZ QFD	88
▪ MICROVIEW	89
▪ ROTARY ENCODER	92
▪ CÓDIGO DE PROGRAMACIÓN	94
<b>REFERENCIAS</b>	<b>105</b>

<i>Ilustración 1. Ubicación del trocánter mayor en el cuerpo humano [65.]</i>	9
<i>Ilustración 2. Tipos de muletas de antebrazo [42.]</i>	9
<i>Ilustración 3. Elementos de una muleta de antebrazo [7.]</i>	11
<i>Ilustración 4. eLEGS [3.]</i>	16
<i>Ilustración 5. EksoSuit [5.]</i>	16
<i>Ilustración 6. ReWalk [6.]</i>	17
<i>Ilustración 7. Diseño propuesto del sistema completo del exoesqueleto. UNAM [70.]</i>	18
<i>Ilustración 8. Diseño mecánico de un exoesqueleto de cadera y rodilla. UNAM [70.]</i>	18
<i>Ilustración 9. Planimetría humana [67.]</i>	20
<i>Ilustración 10. Movimientos de los miembros superiores [69.]</i>	21
<i>Ilustración 11. Composición de los discos intervertebrales y elementos dentro de la columna vertebral [52.]</i>	22
<i>Ilustración 12. Áreas funcionales de la columna vertebral y nervios periféricos. Plano Sagital [47.]</i>	23
<i>Ilustración 13. Estructura de la Médula Espinal [53.]</i>	24
<i>Ilustración 14. Clasificación vertebral [17.]</i>	25
<i>Ilustración 15. Sección de especificaciones en la matriz QFD.</i>	34
<i>Ilustración 16. Concepto 5: Diseño de la empuñadura dibujada en NX 10.</i>	44
<i>Ilustración 17. Concepto 6: Diseño de la empuñadura dibujada en NX 10.</i>	45
<i>Ilustración 18. Concepto 6: Par de muletas para el exoesqueleto, dibujadas en NX 10.</i>	46
<i>Ilustración 19. Empuñadura para cámara réflex.</i>	47
<i>Ilustración 20. Empuñaduras ergonómicas de bicicleta.</i>	47
<i>Ilustración 21. Goma para regatón de muleta.</i>	48
<i>Ilustración 22. Composición de la espuma con Memory Foam.</i>	48
<i>Ilustración 23. Tensión cortante [78.]</i>	55
<i>Ilustración 24. Microswitch KW10.</i>	61
<i>Ilustración 25. Disco absoluto con patrones [68.]</i>	62
<i>Ilustración 26. Rotary Encoder [62.]</i>	63
<i>Ilustración 27. Vistas de las placas.</i>	64
<i>Ilustración 28. Montaje de las placas en el MicroView.</i>	64
<i>Ilustración 29. Diagrama del Disparador Schmitt 74LS14 [33.]</i>	65
<i>Ilustración 30. Módulo MicroView [37.]</i>	66
<i>Ilustración 31. Montaje de las placas en la carcasa del MicroView.</i>	70
<i>Ilustración 32. Empuñadura derecha con scroll y botón de selección.</i>	71
<i>Ilustración 33. Montaje de los sensores en la contera.</i>	71
<i>Ilustración 34. Composición de las muletas de antebrazo.</i>	72
<i>Ilustración 35. Uso de las muletas. Posición: De pie.</i>	73
<i>Ilustración 36. Uso de las muletas. Posición: Sedente.</i>	74
<i>Ilustración 37. Control de las secuencias programadas antes y después de ser montadas en la muleta.</i>	75
<i>Ilustración 38. Primer concepto.</i>	79
<i>Ilustración 39. Segundo concepto.</i>	80
<i>Ilustración 40. Tercer concepto.</i>	81
<i>Ilustración 41. Cuarto concepto.</i>	82
<i>Ilustración 42. Quinto concepto.</i>	82
<i>Ilustración 43. Sexto concepto: Modelo final.</i>	83
<i>Ilustración 44. Rotary Encoder [62.]</i>	92
<i>Ilustración 45. Conexión de pines [64.]</i>	93

## ***Agradecimiento***

*Por la ayuda proporcionada por el “Programa de apoyo a proyectos de investigación e innovación tecnológica” (PAPIIT), ya que esta tesis forma parte del proyecto IT102014 “Exoesqueleto de miembro inferior para pacientes con paraplejia”.*

## INTRODUCCIÓN

Este trabajo tiene como propósito la realización de un par de muletas de antebrazo, que tengan una interfaz de comunicación con el exoesqueleto, que le permita realizar los movimientos deseados al usuario, ayudando a mejorar su calidad de vida y la eficiencia de sus actividades.

Las muletas de antebrazo son consideradas ayudas técnicas. Una ayuda técnica es cualquier producto instrumentos, dispositivos, equipo o herramientas usado por una persona con discapacidad temporal o permanente, fabricado especialmente o disponible en el mercado, que permite realizar actividades que sin dicha ayuda no podrían ser realizadas o requerirían de un mayor esfuerzo para su realización; para prevenir, compensar, mitigar o neutralizar la deficiencia, discapacidad o minusvalía (UNE-EN ISO 9999-1999).

En la actualidad, las ayudas técnicas son indispensables para poder asistir al usuario a realizar movimientos o actividades que por sí solo no podría realizarlos. Éstas deben ser fácilmente utilizables y estar adaptadas a cada uno de los usuarios, ya que cada quién tiene diferentes necesidades y características únicas.

Hay diferentes tipos de ayudas técnicas y diferentes clasificaciones para ellas de acuerdo a su función. En esta tesis se hablará de dos de ellas en las cuales se está enfocado este trabajo:

- *Muletas de antebrazo*: Ayuda técnica clase 12 (Ayudas para movilidad personal: bastones, muletas, andadores, coches especiales, sillas de ruedas, grúas de transferencia, adaptaciones para automóviles, etc.).
- *Exoesqueletos*: Ayuda técnica clase 6 (órtesis y prótesis: plantillas, calzado ortopédico, órtesis cervicales, órtesis de rodilla, articulaciones de codo, prótesis de mano, pelucas, prótesis de mama, férulas, etc.) [8.].

Dichos dispositivos brindan al usuario tener un mejor desempeño en su vida diaria, permitiendo mejorar su calidad de vida.

En los siguientes capítulos se detallará más a fondo el concepto y lo relevante a ello.

# CAPÍTULO I. ANTECEDENTES

## I.1 ESTADO DEL ARTE

El estado del arte es el estudio a fondo de lo que existe en la actualidad y lo que está en desarrollo en el tema de estudio. Lo que se menciona en este apartado, son las muletas que existen actualmente en desarrollo y en el mercado, mostrando sus características y su uso con los exoesqueletos que existentes.

Las características que definen a estas ayudas técnicas van de la mano con lo que necesita cada usuario. Las más importantes para el diseño de estos son:

- *Tipo de lesión:* Dependiendo de las características de la misma, se diseñan y adecúan las ayudas técnicas para asistir al usuario a su movilidad, haciendo un estudio a fondo de la problemática.
- *Antropometría:* Se refiere a las medidas corporales, tales como forma y tamaño (antropometría estática); además del movimiento del cuerpo, uso del espacio y las capacidades físicas (antropometría funcional), tal como la fuerza [51.] de las personas. Cada individuo tiene características específicas que deben de ser tomadas en cuenta para la realización de estos dispositivos.
- *Ergonomía:* Se refiere a la adecuación del dispositivo de acuerdo a las necesidades, limitaciones y características del usuario. De esta forma se sentirá cómodo, además de brindarle una sensación de bienestar, seguridad y evitando así cualquier tipo de lesiones futuras. Es importante señalar que el dispositivo es el que se debe de adaptar al usuario y no al revés.
- *Presupuesto:* Existen diferentes tipos de muletas y cada una de ellas tiene diferente costo, esto se debe principalmente a los materiales de los que está hecha la muleta, además de los aditamentos adicionales con los que éstas cuenten.

Conforme a los puntos señalados, se realizó una investigación de las diferentes muletas de antebrazo que existen a nivel mundial. En el siguiente apartado se citan aquellas que son usadas actualmente en nuestro país y cumplen con las características de diseño conceptual que se mencionan en el siguiente capítulo.

### **I.I.I BASTÓN ORTOPÉDICO**

Un bastón ortopédico sirve para facilitar la marcha aumentando la estabilidad al ampliar la base de sustentación y/o reducir la carga sobre una o ambas extremidades inferiores; comúnmente están hechos de madera o de aluminio y son ajustables en altura.

Los bastones ortopédicos están indicados en déficits funcionales de una o ambas extremidades inferiores provocados por patologías musculoesqueléticas o neurológicas. Su principal función es proporcionar equilibrio y aumentar la sensación de estabilidad. Soportan de 40 a 50 por ciento del peso del usuario y requieren más control que las muletas de madera tradicionales.

Los bastones ortopédicos son conocidos también como muletas con apoyo en antebrazo, muletas de codo o muleta canadiense. En éstas, el codo debe permanecer ligeramente flexionado, de 15° a 20°, al momento de ejercer apoyo con la ayuda técnica. Esta inclinación está definida para que el usuario no sufra alguna lesión al usar las muletas al ejercer presión cerca del codo; pues una de las lesiones más comunes al ejercerla en esta zona es el *síndrome de compresión del nervio cubital del codo*.

La altura que debe tener tanto el bastón simple como la empuñadura de las muletas con apoyo en antebrazo es la equivalente a la existente desde el trocánter mayor al suelo de la persona.



**Ilustración 1. Ubicación del trocánter mayor en el cuerpo humano [65.]**

Las muletas con varios puntos de apoyo en el suelo (muleta trípode o cuadrípode) proporcionan una mayor soporte, y por tanto, mayor estabilidad que las muletas simples.

Las muletas de apoyo simultáneo en antebrazo y codo están indicadas en poliartritis con rigidez del codo en flexión y/o con limitaciones de la movilidad de la muñeca, en parálisis del tríceps braquial o de manos y también muñecas dolorosas o traumatizadas [1.].

***Ejemplos de muletas de antebrazo usadas actualmente en el mercado***



**Ilustración 2. Tipos de muletas de antebrazo [42.]**

Los mostrados en la figura son los diferentes diseños que se usan de acuerdo a las necesidades de los usuarios y/o tipo de lesión. La muleta de la izquierda cuenta con un diseño diferente a las demás, esto se debe a que está específicamente diseñada para personas que sufren artritis; las cuatro muletas siguientes son de uso común, para usuarios que tienen algún tipo de lesión en los miembros inferiores. Podemos observar en la región de la contera, que la mayoría sólo cuenta con un apoyo, pero si se necesita más soporte en esta región, hay muletas que cuentan con tripié fijo o adaptable para mayor estabilidad.

Las muletas de antebrazo están compuestas por una serie de elementos que cumplen diferentes funciones para ayudar al usuario, los cuales son:

**Abrazadera:** Sirve para asegurar que el antebrazo se encuentre sujeto a la muleta. Su altura es mayor a 40 [mm]. Se sitúa de 3 a 5 [cm] del olecranon, el cual constituye la prominencia dorsal del codo.

**Empuñadura:** Su función principal es de apoyo para soportar el peso con las manos del usuario. Su anchura promedio es de 25-50 [mm]. Se encuentra a la altura del trocánter mayor.

**Brazo:** Es un tubo localizado entre la abrazadera y la empuñadura, cuya función es regular la altura.

**Caña:** Es un tubo que sirve para regular la altura entre la empuñadura y la contera.

**Contera:** Cuenta con un ángulo de apoyo de  $15^{\circ}$ - $30^{\circ}$  y de agarre de  $100^{\circ}$ - $108^{\circ}$ . La diferencia entre ambos ángulos es menor o igual a  $90^{\circ}$ . El diámetro de la contera es mayor a 35 [mm] [7].



Ilustración 3. Elementos de una muleta de antebrazo [7.]

Actualmente hay una gran variedad de muletas de antebrazo, de las cuales, las siguientes mencionadas son contempladas en esta tesis de acuerdo a sus características, ya que son las que más se acercan a los requerimientos del diseño de nuestro dispositivo.

En la siguiente tabla se mencionan las características de éstas con las que posteriormente se comparará nuestro par de muletas de antebrazo:

	ERGODYNAMIC	ERGOTECH	SAFEWALK	OPTICOMFORT	ERGOBAUM: ROYAL
<b>PESO POR MULETA</b>	600 [g]	510 [g]	450 [g]	455 [g]	600 [g]
<b>PESO MÁX. USUARIO</b>	≥130 [Kg]	≥130 [Kg]	≥130 [Kg]	≥130 [Kg]	≥154.2 [Kg]
<b>ALTURA EMPUÑA DURA</b>	720-990 [mm]	685-980 [mm]	675-970 [mm]	685-980 [mm]	700-980 [mm]
<b>AJUSTE DE LA ALTURA DE CAÑA</b>	12 regulaciones (intervalos de 25 [mm])	14 regulaciones (intervalos de 25 [mm])	14 regulaciones (intervalos de 25 [mm])	14 regulaciones (intervalos de 25 [mm])	(intervalos de 25 [mm])

<b>ALTURA BRAZO</b>	245 [mm]	215-263 [mm]	225 [mm]	215 [mm]	220 [mm]
<b>PRECIO</b>	34.61 €	20.44 €	15.73 €	18.88 €	159 \$USD
<b>CARACTERÍSTICAS ADICIONALES</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Cuenta con un mecanismo integrado de absorción de choques (movimiento máx. 32 mm).</li> <li>• Empuñadura ultra-suave acolchada. [22.]</li> </ul>	Empuñadura ultra-suave acolchada y retráctil. [24.]	Empuñadura de plástico. [26.]	Empuñadura ultra-suave acolchada. [28.]	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Lámpara LED</li> <li>• Ángulo de empuñadura ajustable</li> <li>• Botón de pánico</li> <li>• Amortiguador de impactos</li> <li>• Descanso para rodilla retráctil</li> <li>Cinturón ajustable de abrazadera</li> <li>• Almohadillas amortiguadoras en la empuñadura</li> </ul>
<b>DISEÑO</b>					
	<i>Muleta Ergodynamic</i> [23.]	<i>Muleta Ergotech</i> [25.]	<i>Muleta Safewalk</i> [27.]	<i>Muleta Opticomfort</i> [29.]	<i>Muleta Ergobaum</i> [30.]

Tabla 1. Muletas ergonómicas en el mercado.

#### I.I.I.I NORMATIVIDAD

El marco de la normatividad en México consta de una serie de normas que buscan proponer regulaciones, valores y/o características de diseño con ciertas restricciones que sujetará la docencia, investigación, desarrollo tecnológico o cualquier medio que se asocie al desarrollo del tema en cuestión.

Es importante saber este tipo de reglas, ya que definen parámetros a los cuales se debe acatar el diseñador o productor.

Las normas ISO (*International Organization for Standardization*) que se evaluaron en el desarrollo del diseño son:

- UNE-EN 12182:2000. Ayudas técnicas para personas con discapacidad. Requisitos generales y métodos de ensayo.
- UNE-EN 1985:1999. Ayudas para caminar. Requisitos generales y métodos de ensayo.
- UNE-EN ISO 11334-1:2007. Ayudas para caminar manejadas por un brazo. Requisitos y métodos de ensayo. Parte 1: Muletas de codo.
- UNE-EN ISO 9999-1999. Productos de apoyo para personas con discapacidad.
- UNE-EN ISO 24415-1:2009. Conteras de las ayudas para caminar. Requisitos y métodos de ensayo. Parte 1: Fricción de las conteras. [7.]

Las normas anteriores, lo definen primeramente es la clasificación de las ayudas técnicas, además de los requisitos que deben de cumplir las muletas de antebrazo; es decir, deben de contar con todos los elementos físicos (empuñadura, abrazadera, goma de contera y elementos opcionales como los dispositivos de ajuste de altura). Además, establecen los métodos de ensayo de separación, de resistencia estática, de fatiga y de resistencia a la fragilidad a baja temperatura; proporcionan requisitos relativos a seguridad, ergonomía y prestaciones, así como la información que debe de dar el fabricante, incluyendo el mercado al que va dirigido y el etiquetado.

Los requisitos y ensayos a los que se refieren, se basan en el uso diario de las muletas de antebrazo cuando se realiza balanceo al caminar, con una masa de usuario máxima especificada por el fabricante.

### I.I.III EXOESQUELETOS

Un exoesqueleto en la naturaleza es conocido como el esqueleto externo continuo que recubre toda la superficie de los animales filo artrópodos, tales como los insectos, crustáceos, arácnidos, entre otros, donde cumple una función protectora y otra mecánica, proporcionando el sostén necesario para la eficacia del aparato muscular.

Los seres humanos no poseemos un exoesqueleto, sin embargo tenemos un sistema musculo-esquelético que nos permite efectuar diferentes funciones, tales como caminar, correr, levantarse, etc.

Cuando no se pueden realizar dichas actividades, se recurre a utilizar ayudas técnicas dependiendo el tipo de lesión o discapacidad.

Un ejemplo claro de ello es el exoesqueleto, el cual es un armazón ergonómico que permite al usuario realizar actividades cotidianas, donde usa parte de su energía metabólica para generar movimientos, que por medio de un acoplamiento a sus extremidades la fuerza se potencializa.

Los exoesqueletos existen en diferentes tipos de configuraciones, donde la amplificación de potencia y soporte del cuerpo son sus principales funciones.

#### Tipos de exoesqueletos:

- **De extremidades superiores:** Emulan el comportamiento en el tronco, hombro, codo y muñeca.
- **De extremidades inferiores:** Emulan de la cadera hasta el pie.
- **Completo:** Emulan extremidades superiores e inferiores.

Exoesqueleto	Completo	Extremidad inferior	Extremidad superior
Aplicación	Rehabilitación	Militar	Comercial
Topología	Antropomórfica	No-anthropomórfica	Pseudo-anthropomórfica
DOF	7 (3 cadera, 3 tobillo 1 rodilla)	17 (3 cadera, 3 tobillo 1 rodilla, 10 dedos )	
Control	PID	Difuso	Redes Neuronales
Mecanismo		Sistema libre	
Análisis	Cinemático	Cinemático inverso	Dinámico
Modelo de caminar a seguir	Acondicionamiento señales	Procesamiento de señales	
	ZMP	Dynamic Walking	

Tabla 2. Posibles combinaciones para proponer un diseño de exoesqueleto. [67.]

Esta ayuda técnica se ha vuelto un recurso para que las personas que pierden alguna habilidad motriz básica, tal como poder llevar el ciclo de marcha, mover sus miembros torácicos o pélvicos, entre otros. A su vez pueden complementarse con otro tipo de ayudas técnicas, como los bastones ingleses o muletas de apoyo en antebrazo.

Algunos ejemplos de los exoesqueletos de extremidades inferiores que actualmente emplean el uso de muletas de antebrazo para realizar la marcha son los siguientes:

- **eLEGS®**

Este exoesqueleto tiene un tipo de control basado en la monitorización de cambios posturales de la cabeza, de las extremidades superiores, de algún tipo de apoyo que use la persona (muletas) y de la relación entre los cambios de velocidad entre las diversas partes de los segmentos corporales. Además cuenta con sensores que predicen el movimiento que intenta realizar la persona, amplificando la señal y procesándola para convertirla en movimientos de la estructura, permitiéndole al usuario realizar actividades que requieran el movimiento de las extremidades inferiores como caminar, sentarse, subir rampas, etc. [2.]

Los sensores se encuentran en la estructura del exoesqueleto y en los bastones, los cuales perciben cambios de velocidad angular, cambios de postura del usuario y las cargas de peso que actúan sobre ellos.

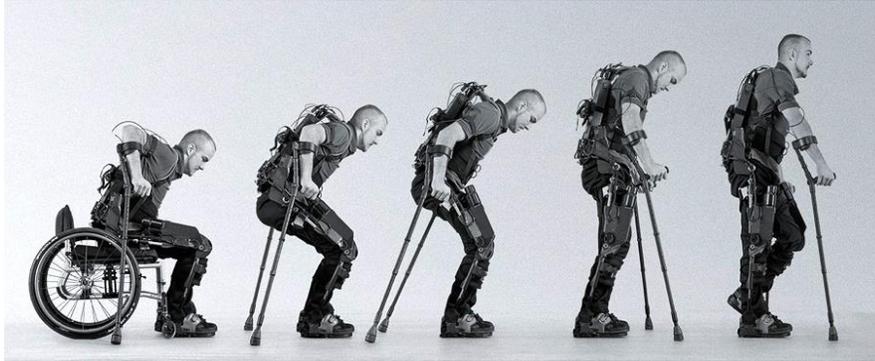


Ilustración 4. Exoesqueleto eLEGS® [3.]

▪ **EKSO-SUIT®**

Es el primer exoesqueleto hecho por medio de la impresión 3D de sus piezas y partes de robótica. Éste permite que el usuario pueda pararse y caminar; sin embargo, no puede realizar la rotación de los miembros pélvicos.



Ilustración 5. Exoesqueleto EksoSuit® [5.]

#### ▪ **REWALK®**

La rehabilitación con este exoesqueleto permite realizar las siguientes funciones: Caminar, estar de pie, sentarse y la capacidad de subir y/o bajar escaleras. Dicho sistema es ajustable para diferentes usuarios y puede adaptarse a una variedad de alturas (160 [cm] hasta 190 [cm]) o pesos (hasta 100 kg).



Ilustración 6. Exoesqueleto ReWalk® [6.]

#### ▪ **EXOESQUELETO UNAM**

Este tipo de exoesqueleto actualmente lo está desarrollando la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional Autónoma de México y en el cual se enfoca esta tesis.

El exoesqueleto UNAM permitirá realizar diversas funciones, que son: Caminar, subir y bajar escaleras, subir y bajar pendientes, marchas laterales izquierda y derecha, pararse y sentarse. Este sistema está adaptado únicamente para el usuario objetivo, debido que cuenta con las características específicas mencionadas en el siguiente apartado.

Se propusieron diversos conceptos para el diseño del sistema completo que consta de exoesqueleto y muletas, de los cuales se seleccionó para la parte del exoesqueleto el que se muestra a continuación.

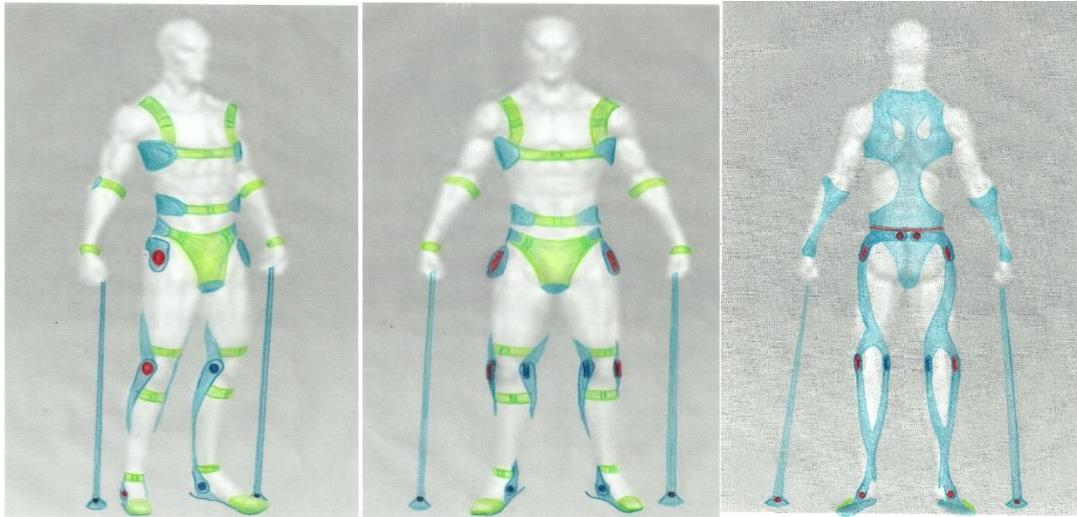


Ilustración 7. Diseño propuesto del sistema completo del exoesqueleto. UNAM [70.]

En la tesis « *Diseño mecánico de un exoesqueleto de cadera y rodilla [70.]*», se muestra el diseño propuesto para los miembros inferiores, el cual cuenta con 6 GDL (grados de libertad), 4 en cadera (flexión/extensión: rotación en el eje  $XX'$  de la cadera, sobre un plano sagital; abducción/aducción: rotación en el eje  $YY'$  de la cadera sobre un plano frontal), 2 en rodilla (flexión/extensión: rotación alrededor del plano  $XX'$  de la rodilla sobre un plano sagital). En total, el exoesqueleto contará con 13 GDL.

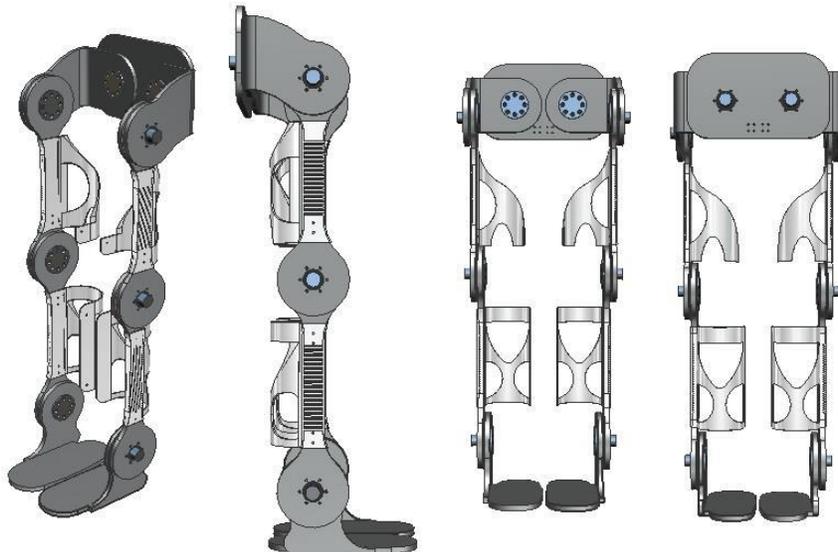


Ilustración 8. Diseño mecánico de un exoesqueleto de cadera y rodilla - UNAM [70.]

## I.II USUARIO OBJETIVO

El usuario es una persona del sexo masculino, de nacionalidad mexicana de 30 años de edad, con una lesión medular (LM) en la quinta vértebra torácica (T5).

El término «*lesión medular*» hace referencia a los daños sufridos en la médula espinal como consecuencia de un traumatismo, por ejemplo, un accidente en automóvil, o causados por una enfermedad o degeneración, por ejemplo, el cáncer [43.].

Para entender este tipo de lesión primeramente se mencionarán a continuación dos elementos que pertenecen al sistema nervioso central (SNC) (la médula espinal y la columna vertebral), posteriormente se abarcará el nivel de lesión a nivel de la torácica 5 (T5), en la cual está enfocada esta tesis.

## I.III DESCRIPCIÓN ANATÓMICA

El cuerpo humano es un gran sistema, complicado fisiológica, anatómica y estructuralmente. Debido a que el enfoque es del diseño de un par de muletas de antebrazo que complementen al exoesqueleto para seres humanos, es necesario conocer a grandes rasgos el comportamiento de la parte en la que el diseño se basa; en este caso no sólo es el antebrazo, sino el brazo completo desde el hombro hasta los dedos.

Existe una planimetría que se encarga de dividir al cuerpo en secciones por medio de planos. La subdivisión de estos es la siguiente:

- Plano Sagital: Divide en izquierda y derecha.
- Plano Transversal o transverso: Lo divide en miembros inferiores y superiores.
- Plano Frontal: Divide en anterior (ventral) y posterior (dorsal). [67.]

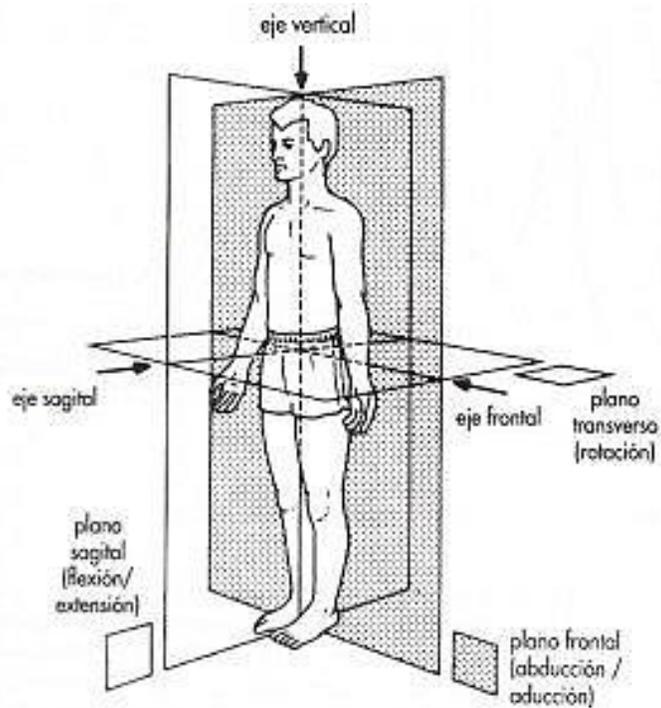


Ilustración 9. Planimetría humana [67.]

Estos planos segmentan el cuerpo en secciones, los cuales van ligados a los movimientos del cuerpo humano:

- *Flexión/extensión*: Es todo movimiento en el plano sagital que desplaza una parte del cuerpo hacia adelante o atrás de la posición anatómica.
- *Abducción/aducción*: Es todo movimiento en el plano frontal que aleja o acerca respectivamente una parte del cuerpo a la línea media.
- *Rotación interna o externa*: El movimiento en el plano transversal que desplaza una parte del cuerpo hacia fuera se llama rotación externa; en cambio, cuando la desplaza hacia dentro, se denomina rotación interna.
- *Pronación-supinación*: En el antebrazo, existe un movimiento de rotación denominado pronación-supinación. En la pronación, el antebrazo gira hacia adentro llevando la palma de la mano hacia abajo, y en la supinación, gira hacia fuera llevando la palma de la mano hacia arriba. [51.]

Es decir, los movimientos de los miembros superiores son los siguientes:

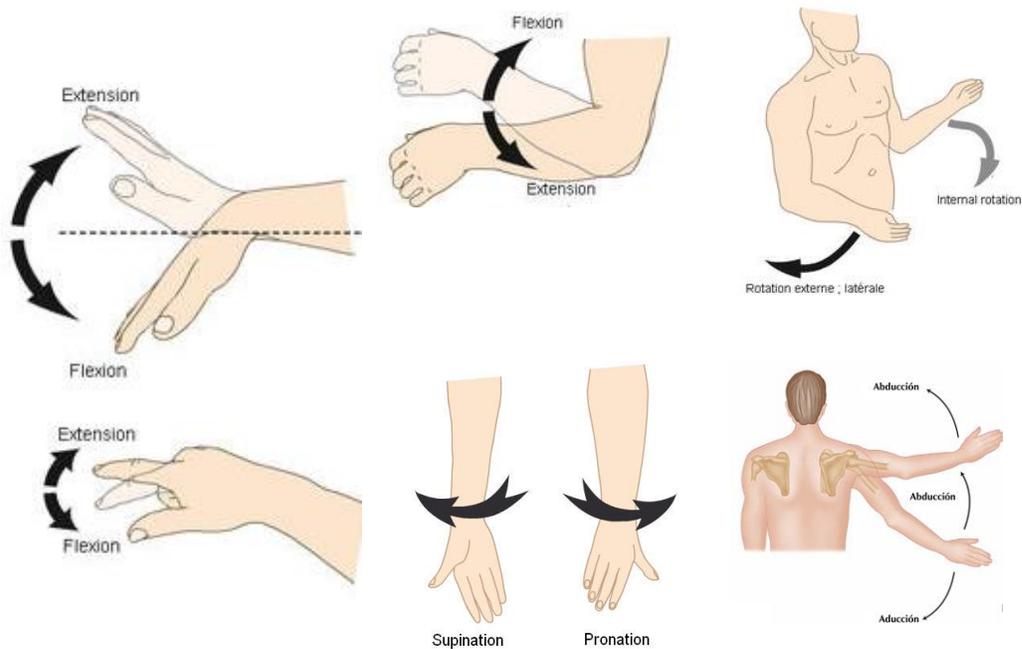


Ilustración 10. Movimientos de los miembros superiores [69.]

Es importante conocer los movimientos que puede realizar el cuerpo humano, ya que al sufrir una lesión, estos se pueden ver afectados.

A continuación se hablará de los elementos que están ligados al movimiento de los segmentos del cuerpo.

### I.III.I COLUMNA VERTEBRAL

La columna vertebral, raquis o espina dorsal es una compleja estructura osteofibrocartilaginosa (compuesta de hueso y cartílago) articulada y resistente, en forma de tallo longitudinal, que constituye la porción posterior e inferior del esqueleto axial.

Está formada principalmente de vértebras, discos y la médula espinal. Actúa como canal de comunicación para el cerebro; los mensajes nerviosos son transmitidos y recibidos a través de la médula espinal [47].

La columna está compuesta por 33 vértebras, constituyendo la estructura de los huesos de la espina dorsal, con las cuatro últimas fundidas, formando su extremo final (vertebras sacras y coccígeas). Se extiende desde la base del cráneo hasta el cóccix y su longitud es variable según el grado de sus curvaturas y la talla de la persona (70 cm. en hombres y 60 cm en mujeres, aproximadamente), la cual va disminuyendo con la edad debido a la reducción del grosor de los discos intervertebrales y a la exageración de las curvaturas, especialmente en la región torácica. [49.]

Cada vértebra está separada por una sustancia suave del hueso, la cual es llamada «disco». La función de los discos es proteger a las vértebras, absorbiendo los impactos que sufre esa región por el movimiento del cuerpo.

Los discos están formados por:

- Anillo fibroso: Es el exterior circular duro compuesto de capas concéntricas de fibras de colágeno (lamelas) que rodean el núcleo interior.
- Núcleo pulposo: El núcleo interior contiene una red floja de fibras suspendidas en un gel mucoproteico. [51.]

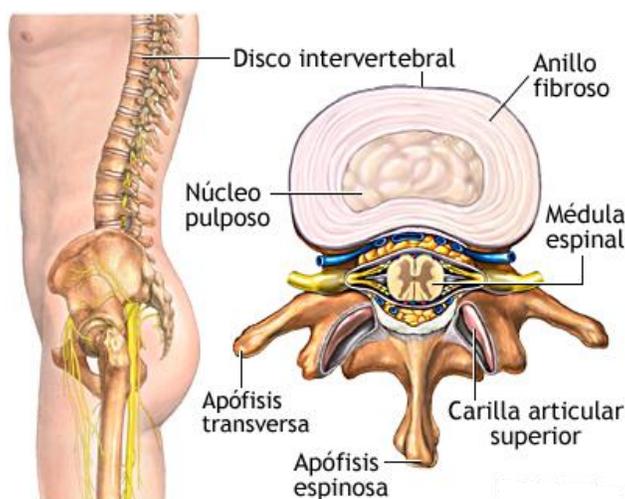


Ilustración 11. Composición de los discos intervertebrales y elementos dentro de la columna vertebral [52.]

La estabilidad de la columna vertebral es proporcionada por la forma y fortaleza de las vértebras individuales y por los discos intervertebrales [49.].

Las vértebras se reparten en 5 regiones:

- Cervical: 7 vértebras (C1 a C7)
- Torácica o Dorsal: 12 vértebras (T1 a T12 o D1 a D12)
- Lumbar: 5 vértebras (L1 a L5)
- Sacra: 5 vértebras (S1 a S5)
- Cóccigea: 3 a 5 vértebras (Co1 a Co5)



Ilustración 12. Áreas funcionales de la columna vertebral y nervios periféricos. Plano Sagital [47.].

La columna vertebral tiene una serie de curvaturas normales en el plano sagital:

- Lordosis cervical (región cervical)
- Xifosis (región torácica)
- Lordosis lumbar (región lumbar)

Esta serie de curvas hacen que aumente la resistencia y flexibilidad de la columna, dándole una forma de «S».

### I.III.II MÉDULA ESPINAL

La médula espinal es una estructura alargada compuesta por células nerviosas y fibras [47.], a través de la cual el encéfalo se comunica con las diferentes partes del organismo. Se localiza dentro del canal vertebral y se extiende desde el foramen magno o base del cerebro hasta la parte baja de la espalda (en niños y jóvenes) o hasta la unión entre las vértebras L1 y L2 en adultos. Forma parte del sistema nervioso segmentario, es la estructura más antigua del SNC [46.].

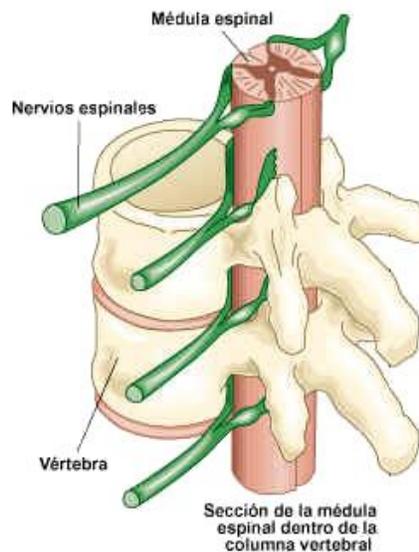


Ilustración 13. Estructura de la Médula Espinal [53.]

El cerebro envía señales eléctricas a través de la médula espinal, dando instrucciones a las piernas, brazos y otras áreas del cuerpo. [47.]

Cabe destacar que la Médula Espinal no es sólo un lugar de paso para las estructuras del SNC hacia la periferia, sino que ella también es capaz de organizar respuestas por sí sola; por ejemplo, reflejos simples.

Los reflejos permiten evaluar clínicamente diferentes segmentos medulares, por ejemplo:

- Reflejo Bicipital: Permite evaluar segmentos C5/C6
- Reflejo Tricipital: Permite evaluar segmentos C6/C7
- Reflejo Patelar: Permite evaluar segmentos L3/L4
- Reflejo Calcáneo: Permite evaluar segmentos S1/S2

Cuando hay una lesión de la médula espinal, el flujo de la información que va desde este punto hacia abajo se interrumpe, lo cual puede originar la pérdida de la sensibilidad general y parálisis de los movimientos voluntarios en las partes del cuerpo inervados por los nervios espinales que se originan de los segmentos bajo la lesión [46.].

Esto obstaculiza las instrucciones de mando que viajan hacia los brazos, piernas y otras partes del cuerpo impidiendo al individuo moverse, a veces dificulta la respiración y obstruye o detiene cualquier sensación o tacto [47.].

#### I.IV LESIÓN MEDULAR NIVEL T5

Una lesión medular (LM) se clasifica como de sección «completa» o «incompleta». Una LM de sección «completa» significa una pérdida total de funciones y sensaciones por debajo de la vértebra afectada y una LM de sección «incompleta» significa sólo pérdida parcial de funciones o sensaciones [47.]. A raíz de una lesión de la médula espinal, las células nerviosas por debajo del nivel de la lesión se desconectan del cerebro. Esto se debe a la cicatriz del tejido que forma a la estructura de la zona dañada de la médula espinal, bloqueando los mensajes de por debajo del nivel de daño de llegar al cerebro. [16.]

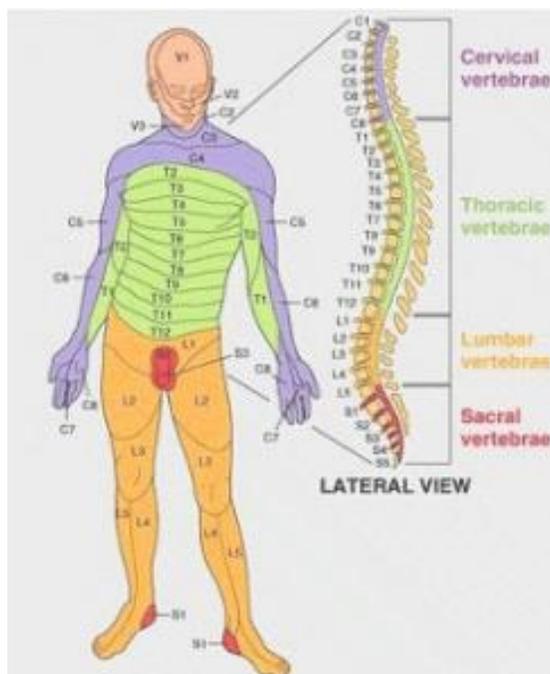


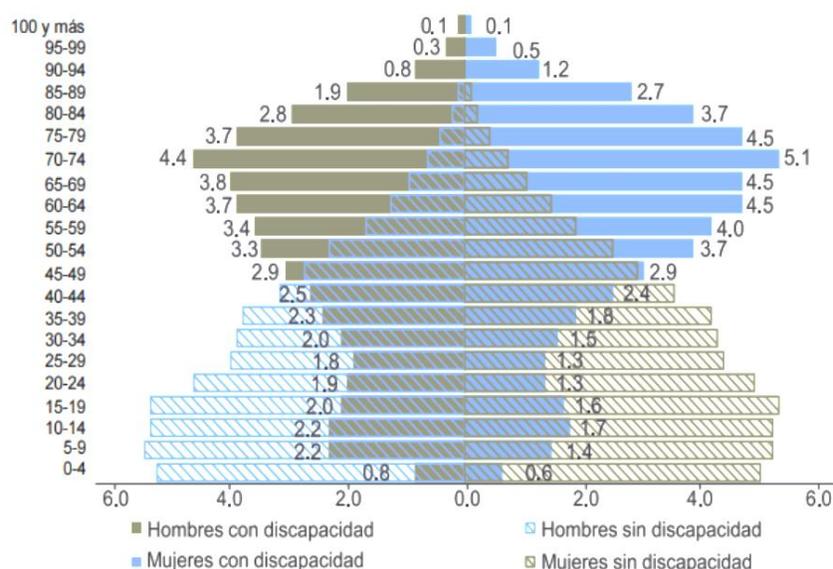
Ilustración 14. Clasificación vertebral [17.].

Las lesiones en la región torácica generalmente afectan el pecho y las piernas, resultando una paraplejia. Cuando la lesión es entre T1 y T8, normalmente hay control de brazos y manos, pero un mal control del tronco, como resultado de la carencia o deficiencia de control de los músculos abdominales. [17.]

En el caso de nuestro usuario objetivo, se trata de una LM completa, por lo cual los músculos del pecho, abdominales y de piernas se vieron afectados principalmente. Posee buen movimiento en sus miembros torácicos, sin embargo, los músculos flexo-extensores de las manos se vieron ligeramente afectados, por lo cual la mayoría de sus dedos (a excepción del dedo pulgar y el índice) no pueden ejercer suficiente presión o asir elementos con facilidad.

### I.IV.I ESTADÍSTICAS DE LESIONES MEDULARES

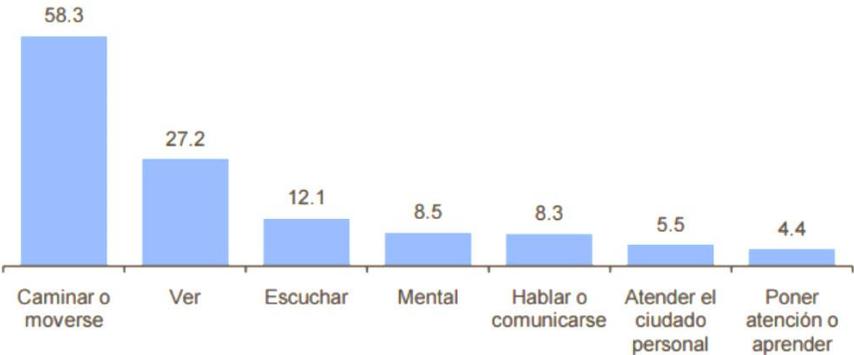
En México, la población con discapacidad está conformada principalmente por adultos mayores (60 años y más) y adultos (de 30 a 59 años); es decir, 81 de cada 100 personas que reportan discapacidad tienen 30 o más años, mientras que sólo 19 de cada 100 son menores de 30 años de edad. Aproximadamente, el promedio de edad de la población sin discapacidad es de 28 años, y con discapacidad es de 55 años.



Gráfica 1. Estructura de la población por sexo y condición de discapacidad según grupo quinquenal de edad, 2010 [20].

El término «personas con discapacidad» hace referencia a un conjunto de población que tiene dificultad o limitación para realizar al menos una de las siete actividades consideradas básicas de acuerdo con el Censo 2010: caminar o moverse, ver, hablar o comunicarse, escuchar, atender el cuidado personal, poner atención o aprender y limitación mental. [44.]

Los resultados del censo fueron los siguientes:



**Gráfica 2. Porcentaje de la población con discapacidad por tipo de discapacidad, 2010. [44.]**

En la gráfica anterior muestra que la discapacidad más frecuente es la relacionada con la movilidad. Es decir, el 58.3% de las personas en México tienen limitaciones para caminar o moverse, independientemente del tipo de lesión.

En la siguiente gráfica se muestran los tipos de discapacidad de acuerdo a la edad:

Grupo de edad	Tipo de discapacidad						
	Caminar o moverse	Ver	Escuchar	Mental	Hablar o comunicarse	Atender al cuidado personal	Poner atención o aprender
Total	58.3	27.2	12.1	8.5	8.3	5.5	4.4
Niños	29.5	17.8	7.4	19.3	28.3	7.3	15.9
Jóvenes	33.7	23.5	8.6	23.8	18.0	5.2	9.3
Adultos	54.5	28.9	8.0	9.9	6.5	3.7	2.9
Adultos mayores	71.4	28.6	16.5	2.5	3.8	6.4	2.3

Tabla 3. Porcentaje de población con discapacidad por grupo de edad y tipo de discapacidad, 2010. [44.]

De acuerdo a lo que se dijo anteriormente, se puede observar que los adultos mayores son los que presentan un mayor porcentaje de déficit de movimiento, ya que entre mayor sea el individuo, van surgiendo nuevas problemáticas por diferentes factores (nutrición, accidentes, enfermedades crónicas o degenerativas, etc.).

Es importante enfatizar que las limitaciones que los seres humanos vamos adquiriendo pueden derivarse de varios factores, siendo la edad un papel muy significativo.

En la gráfica siguiente se pueden observar las causas que puede producir alguna discapacidad, la cual indica que las limitaciones por enfermedad son las que más se dan en la población con un 37.6% y en el cuarto lugar por accidente con un 12.9%.



Gráfica 3. Distribución porcentual de las limitaciones de la población con discapacidad, por causa de discapacidad, 2010. [44.]

## I.V OBJETIVOS

Diseñar un equipo de muletas de antebrazo para un exoesqueleto que sirva como interfaz de operación para el usuario y el dispositivo.

Como segundo punto, se contemplará la selección de materiales, ergonomía y antropometría del usuario objetivo; en la implementación de la instrumentación la selección de los sensores y finalmente la realización de un modelo funcional.

## I.VI ALCANCES Y METAS

En este trabajo como meta principal se llegará a un modelo funcional de muletas de antebrazo que permitan al usuario objetivo poder manipular el exoesqueleto por medio de controles y sensores implementados en el mismo.

Para cada una de las piezas se realizará un análisis por elemento finito, conociendo así las solicitaciones a las cuales se verán sometidos y posteriormente llevarlo a su manufactura.

Se contemplarán en el proceso:

- ✓ Especificaciones
- ✓ Conceptos de solución
- ✓ Diseño de detalle
- ✓ Plano de manufactura y ensamble
- ✓ Modelo funcional

## CAPÍTULO II. DISEÑO CONCEPTUAL

El diseño conceptual es una parte fundamental en el proceso de diseño, ya que se crean diferentes propuestas de las posibles opciones a tomar en cuenta para el diseño final.

Primeramente se deben de tomar en cuenta los requerimientos planteados para cubrir las necesidades del usuario. Una vez establecidos dichos requerimientos, se identifican los medios para poder satisfacerlas.

Al tener estos puntos importantes, se inicia con el diseño conceptual, en el cual, como su nombre lo dice, se empiezan a generar posibles conceptos que planteen una solución al requerimiento.

En esta etapa, se fijan los elementos que van a componer nuestro diseño, formando varias opciones que satisfagan nuestros objetivos.

Para obtener los medios para solucionar las necesidades del usuario, se implementó el uso de una matriz despliegue de calidad QFD (Quality Function Deployment); esta metodología transmite «*el deseo del usuario*» en «*cómo se puede satisfacer esa necesidad*».

Una matriz QFD es una herramienta de planificación que desarrolla «*una forma sistemática para transmitir las características que deben tener los productos a lo largo de todo el proceso de desarrollo*», en otras palabras, es un sistema detallado para transformar las necesidades y deseos del cliente en requisitos de diseños de productos o servicios [59.].

Con la ayuda de esta herramienta de diseño transformamos los «*qué*» desea el usuario del producto en «*cómo*» satisfacer dichas necesidades.

### II.1 REQUERIMIENTOS

Un requerimiento surge cuando se establece una necesidad que se desea cubrir, es decir, es lo que «*requiere*» el usuario.

Estos se crearon con las expectativas que tenía el usuario y las que el proyecto deseaba satisfacer, es decir, que las muletas sirvieran como medio entre el usuario y el

exoesqueleto. Además de esto, se contemplaron las características propias de los elementos establecidos por la normatividad, así como de los de la investigación previa en el estado del arte.

Los requerimientos fijados para nuestras las muletas de antebrazo son:

- **Fácil manufactura:** Geometrías no muy complejas que permitan simplificar el proceso de manufactura y reducir costos.
- **Fácil mantenimiento:** Sencillo cambio de protecciones en las zonas de mayor desgaste por contacto (abrazadera, empuñadura y contera) por piezas comerciales.
- **Ligero:** El peso debe de oscilar entre los 0.5 y 2.2 Kg [7.].
- **Bajo costo:** Bajo costo en el mantenimiento y cambio de las piezas comerciales.
- **Ergonómico:** Debe ser realizado de acuerdo a la antropometría del usuario (medidas anatómicas). El ángulo de la empuñadura debe de estar entre los 15° a 30° de inclinación.
- **Seguro:** Impide que el usuario se lesione al interactuar con el dispositivo y con el entorno.
- **Resistente:** Capaz de soportar al usuario. Cada muleta de antebrazo debe de soportar mínimo 150 [Kg].
- **Fácil de operar:** Nueve secuencias programadas encargadas de realizar el movimiento del exoesqueleto, reaccionando al estar en contacto con la superficie.
- **Antideslizable:** La goma de la contera funciona en superficies lisas y rugosas, previniendo cualquier tipo de deslizamiento no deseado.

Dichos requerimientos se ponderaron del 1 al 10, indicando el 10 como el más importante y el 1 como al menos importante.

	Requerimientos	Importancia (1-10)	Importancia relativa
1.	Bajo costo	4	6.3
2.	Fácil mantenimiento	3	4.8
3.	Fácil de operar	7	11.1
4.	Ligero	5	7.9
5.	Diseño ergonómico	9	14.3
6.	Opera al estar en contacto con la superficie	6	9.5
7.	Seguro	10	15.9
8.	Resistente	8	12.7
9.	Funciona en superficies lisas y rugosas	4	1.6
10.	No provoca lesiones al usuario	10	15.9

Tabla 4. Requerimientos establecidos.

Al indicar la importancia de los requerimientos, estos datos se introdujeron en la matriz QFD para obtener las especificaciones y así conseguir la importancia relativa que se muestra en la tabla anterior.

Row #	Max Relationship Value in Row	Relative Weight	Weight / Importance	Quality Characteristics (a.k.a. "Functional Requirements" or "Hows")	Demanded Quality (a.k.a. "Customer Requirements" or "Whats")
1	9	6.3	4.0		El bastón inglés será de bajo costo
2	9	4.8	3.0		Fácil mantenimiento del bastón inglés
3	9	11.1	7.0		El bastón inglés es fácil de operar
4	9	7.9	5.0		El bastón inglés es ligero
5	9	14.3	9.0		El bastón inglés tendrá un diseño ergonómico
6	9	9.5	6.0		El bastón inglés opera al estar en contacto con la superficie
7	9	15.9	10.0		El bastón inglés será seguro
8	9	12.7	8.0		El bastón inglés es resistente
9	9	1.6	1.0		El bastón inglés funciona en superficies planas y rugosas
10	9	15.9	10.0		El bastón inglés no provoca lesiones al usarlo

Tabla 5. Sección de requerimientos ponderados en la matriz QFD.

Posteriormente se podrá consultar esta matriz en la sección de anexos (Matriz QFD).

## II.II ESPECIFICACIONES

Una vez definidos los requerimientos que el dispositivo debe cubrir, se fijan las especificaciones, las cuales son aquellas que indican cómo se resuelven las necesidades.

Al definir éstas en la matriz QFD, determinamos los medios para resolver los requerimientos, estableciéndolos de una forma precisa y medible.

Para obtener cada uno de ellos, se analizaron los requerimientos y se establecieron diferentes propuestas que pudieran resolverlos, tales como características, propiedades y otros aspectos vistos desde el ámbito ingenieril.

Para los diez requerimientos especificados en el apartado anterior, se asignaron quince características técnicas que serán tomadas en el diseño mecánico de nuestro dispositivo.

En la siguiente lista se observan las especificaciones de acuerdo a su grado de importancia:

	<b>Especificaciones</b>	<b>Unidades de medida</b>
<b>1.</b>	Antropometría del usuario	mm
<b>2.</b>	Peso máximo de la muleta de antebrazo	Kg
<b>3.</b>	Peso del usuario	Kg
<b>4.</b>	Deformación	mm
<b>5.</b>	Ángulo de flexión del codo	°
<b>6.</b>	Piezas de ensamble	#
<b>7.</b>	Dimensiones de piezas de dispositivo	mm
<b>8.</b>	Número de sensores	#
<b>9.</b>	Esfuerzos.	N/m <sup>2</sup>
<b>10.</b>	Número de sujetadores	#
<b>11.</b>	Secuencias programadas de movimiento	#
<b>12.</b>	Cada muleta de antebrazo soporta mínimo 20 [Kg]	Kg
<b>13.</b>	Costo de manufactura	\$
<b>14.</b>	Costo de instrumentación	\$
<b>15.</b>	Costo de mantenimiento	\$

Tabla 6. Especificaciones establecidas.

Éstas se asignaron en las características de calidad en la matriz QFD. Cada una de ellas se evaluó y se estableció si se debía maximizar (▲), minimizar (▼) o si se debía de alcanzar dicha característica como meta del proyecto (X).

Direction of Improvement: Minimize (▼), Maximize (▲), or Target (X)	X	▼	▼	X	▲	X	▼	▼	▼	▼	▼	X	X	▲	▼
Quality Characteristics (a.k.a. "Functional Requirements" or "How's")	Ángulo de flexión del codo de 15°-30°	Secuencias programadas de movimiento [F]	Peso máximo de 2 [kg] por bastón inglés	Número de sensores [F]	Cada bastón soporta mínimo 20 [kg]	Dimensiones de las piezas del dispositivo [mm]	Piezas de ensamble [F]	Costo de mantenimiento [\$]	Costo de manufactura [\$]	Costo de la instrumentación [\$]	Deformación [mm]	Antropometría del usuario [mm]	Peso del usuario [kg]	Número de sujetadores [F]	Esfuerzos [N/mm <sup>2</sup> ]
Demanded Quality (a.k.a. "Customer Requirements" or "Whats")															

Ilustración 15. Sección de especificaciones en la matriz QFD.

Dichas características asignadas, se obtuvieron del estudio del estado del arte de las muletas actuales, además de las características anatómicas tales como la antropometría y estudios de posturas ideales.

Cada uno de ellos se relacionó directamente con los requerimientos y a partir de ellos se obtuvo la importancia relativa de estos; ésta nos indica de una manera más objetiva cuáles se tienen que tomar en cuenta más que otros.

Esencialmente, esta matriz sirvió para:

- Identificar las necesidades y expectativas de los clientes, tanto externos como internos.
- Priorizar la satisfacción de estas expectativas en función de su importancia.
- Focalizar todos los recursos, humanos y materiales, en la satisfacción de dichas expectativas. [59].

## II.III FUNCIONES

El análisis funcional se realiza para encontrar cuáles son las metas fundamentales que debe de cumplir el diseño para satisfacer los objetivos. Las funciones principales son aquellas que debe de cumplir el dispositivo para la realización de las actividades establecidas y que son independientes a los componentes físicos que lo complementan; estos se enfocan principalmente en la parte mecánica. Estas funciones son las siguientes:

- **Soportar:** La estructura diseñada de la muleta de antebrazo cuenta con elementos que permiten sostener al usuario de manera cómoda y segura, además de que el diseño mismo permite que la muleta resista el peso del usuario y evite posibles movimientos involuntarios que pudieran llegar a lesionarlo.
- **Controlar:** Por medio de un display con un microcontrolador y controles que se especificarán en los siguientes capítulos, el usuario podrá elegir los movimientos que quiera realizar con el exoesqueleto desde la muleta de antebrazo.
- **Sujetar:** La función de la abrazadera y de la empuñadura es asir el antebrazo y mano respectivamente. Esto va a permitir que el usuario manipule la muleta de antebrazo con mayor comodidad, aparte de brindar soporte al momento de manipularlas.
- **Sensar:** Por medio de sensores ubicados en la goma de la contera, indican al exoesqueleto si las muletas están en contacto con la superficie o alguna se encuentre en movimiento.
- **Antideslizar:** La superficie de goma de la contera cuenta con ranuras que ayudan a aumentar la fricción entre ésta y el suelo, ayudando a que no se derrape fácilmente.

Todas estas funciones complementan a una sola y ésta es que el usuario pueda mantener una posición estable al realizar distintas actividades con el exoesqueleto, de manera segura y sin el empleo de mucho esfuerzo de parte del usuario.

Las secuencias que controlará la muleta de antebrazo del exoesqueleto son nueve:

- Ciclo de marcha
- Levantarse
- Sentarse
- Subir y bajar pendientes
- Marcha lateral izquierda y derecha
- Subir y bajar escaleras

Estas secuencias serán controladas por el usuario por medio de una interfaz de operación y se explicarán más a detalle en el capítulo cuarto, en donde se hablará del diseño de la instrumentación

## II.IV CONCEPTOS

Al definir los requerimientos, especificaciones y funciones que debe de realizar, se crearon seis diferentes conceptos de las muletas de antebrazo, los cuales deben de cumplir los puntos anteriores.

Estos se constituyen de diferentes elementos y con estos se realizaron posteriormente diferentes conceptos para poder evaluar y observar cómo cada uno de ellos cumplía con los requerimientos y las funciones a realizar.

Las propuestas se muestran en la siguiente tabla:

SOPORTAR	ARTICULAR	SENSAR	CONTROLAR	AJUSTAR	ANTIDESLIZAR
Abrazadera abatible	Polímero flexible	Contacto	Botones	Cinturón	Goma de contera con geometría antideslizante
Abrazadera fija	Articulación circular	Presión	Joy stick	Correa de mano	
Empuñadura fija	Tornillos	Interruptor	Gatillo	Cubierta de tela y velcro	
Geometría de la empuñadura	Clip de seguridad	Proximidad	Scroll	Memory foam	

Tabla 7. Elementos complementarios para las funciones principales

Los conceptos mencionados anteriormente se podrán encontrar en el apartado de anexos.

## II. IV.I MATRIZ DE DECISIÓN

Después de la generación de diferentes conceptos para la muleta de antebrazo, se evaluaron por medio de un par de matrices de decisión; la primera con base en los requerimientos y la segunda con base en las funciones.

<i>Requerimientos</i>		<b>Concepto 1</b>	<b>%C</b>	<b>Concepto 2</b>	<b>%C</b>	<b>Concepto 3</b>	<b>%C</b>	<b>Concepto 4</b>	<b>%C</b>
<i>Ligero</i>	0.6	0	0	1	0.6	2	1.2	1	0.6
<i>Ergonómico</i>	0.6	1	0.6	1	0.6	-1	-1	2	1.2
<i>Resistente</i>	0.5	2	1	2	1	1	0.5	2	1
<i>Fácil de operar</i>	0.4	0	0	0	0	2	0.8	2	0.8
<i>Fácil manufactura</i>	0.3	1	0.3	0	0	2	0.6	0	0
<i>Bajo costo</i>	0.3	1	0.3	1	0.3	2	0.6	1	0.3
<b>EVALUACIÓN %C</b>		<b>2.2</b>		<b>2.5</b>		<b>3.1</b>		<b>3.9</b>	

Tabla 8. Matriz de decisión con base en los requerimientos.

Los resultados arrojados por la tabla muestran que el concepto 4 es el que mejor cumple con los requerimientos especificados; éstos se ponderaron de acuerdo a su nivel de importancia y los conceptos se evaluaron del -2 al 2, tomando el 2 como el que menos cumple y al 2 como el que cumple mejor con el requerimiento.

<b>Funciones</b>	<b>Concepto 1</b>	<b>Concepto 2</b>	<b>Concepto 3</b>	<b>Concepto 4</b>
<i>Soportar</i>	3.00	5.00	5.00	4.00
<i>Articular</i>	4.00	5.00	4.00	5.00
<i>Sensar</i>	5.00	3.00	3.00	5.00
<i>Controlar</i>	3.00	3.00	4.00	5.00
<i>Ajustar</i>	3.00	5.00	4.00	5.00
<i>Antideslizar</i>	3.00	2.00	5.00	5.00
<b>PROMEDIO</b>	3.50	3.83	4.17	<b>4.83</b>

Tabla 9. Matriz de decisión con base en las funciones.

En la segunda matriz se contemplaron las funciones que debe de cumplir el dispositivo. Se evaluaron con base en las funciones que debe de cumplir el dispositivo. Se numeraron del 2 al 5, siendo el 5 el que cumple mejor la función y el 2 el que menos la cumple. Al final todos los puntos de cada sección se sumaron y se generó un promedio.

## CAPÍTULO III. DISEÑO MECÁNICO

El objetivo final del diseño mecánico es obtener un producto útil que satisfaga las necesidades del usuario objetivo y además que sea seguro, eficiente, confiable, económico y de manufactura práctica [71.].

Este debe de atender y solucionar las necesidades especificadas por el usuario, además de cumplir con las especificaciones establecidas en los objetivos.

En todos los procesos de diseño se tiene que elegir entre las diferentes alternativas que se nos presentan. Los criterios de selección pueden ser muy variados en función del producto y de las especificaciones. Es muy difícil encontrar diseños de los que se pueda decir que uno es mejor que otro de forma absoluta; en la mayoría de los casos cada diseño tendrá sus ventajas e inconvenientes y se podrá considerar uno mejor que otro en función de los criterios de diseño que se considere que son más importantes [79.].

Los criterios principales que se consideraron para el diseño mecánico de nuestro dispositivo son:

- Resistencia
- Rigidez
- Dimensiones
- Coste
- Peso
- Facilidad de fabricación
- Mantenimiento
- Ensamblaje

La experiencia que debe de tener el usuario con las muletas de antebrazo es que en cada movimiento que este quiera realizar con ellas pueda realizarlo de manera confortable y segura, permitiendo de esta forma que pueda realizar todos los movimientos que desee sin dificultad.

### III.I DISEÑO DE DETALLE

En general, el diseño de detalle está relacionado con el diseño de subsistemas y componentes que integran el conjunto, independientemente de la naturaleza del producto. Todos estos componentes estarán en mayor o menor grado definidos en la fase de diseño conceptual, pero pueden variar considerablemente en la de detalle debido a distintas alternativas de fabricación, conocimientos sobre materiales, nuevas tecnologías, formas, etc. Un diseño de detalle sólido es tan importante para el éxito del diseño global como lo era una buena solución conceptual, aunque es evidente que un diseño brillante no puede salvar una solución conceptual errónea, por mucha tecnología que se le añada a ésta.

Algunos aspectos generales a destacar en el diseño de detalle son:

- Nunca se debe llevar a cabo sin referirse al diseño conceptual obtenido en la fase previa.
- La interacción entre los diferentes subsistemas o componentes que intervienen en el diseño debe considerarse junto con las restricciones que cada uno de ellos impone. Hay que considerar cuáles de ellos son más importantes en el diseño global.
- El propio acto de definir un componente dentro de un sistema impone restricciones en el mismo.
- Generalmente, la reducción en la variedad de componentes conduce a una reducción de tiempos y a un menor coste del producto.
- Es conveniente diseñar pensando cómo se va a fabricar o instalar [80.].

### III.II COMPOSICIÓN

La composición de un elemento mecánico es todo aquello de lo que está formado, es decir, consiste en la geometría de las piezas, del material que están compuestos, contemplar el tipo de proceso de manufactura y las piezas comerciales seleccionadas para sus diferentes elementos de los que está compuesto.

Por otra parte, la composición como método consiste en descomponer un «*problema global*» en pequeños problemas más fáciles de resolver y seleccionando soluciones para cada problema parcial. La muleta se descompondrá los elementos importantes que se ven sometidos a solicitudes externas, de esta forma se podrá ver con claridad qué es lo que sucede con estos elementos y determinar la mejor solución para ellos.

Anteriormente ya se establecieron las geometrías de las piezas, así como la mayoría de las dimensiones del cuerpo de las muletas de antebrazo. A continuación se analizarán los diferentes materiales que compondrán al dispositivo.

### III. II. I SELECCIÓN DE MATERIALES

Una de las tareas más importantes es especificar el material con el cual se fabricará un componente individual de un producto. En la decisión se deben de considerar todos los factores que sean propios de lo que se quiere diseñar [71.].

De acuerdo con lo visto en el estado del arte, los diferentes tipos de muletas en general se manufacturan con distintos materiales que cumplen con ciertos requerimientos de acuerdo a las solicitudes a las que están sometidas.

Los elementos que las componen están hechos con los siguientes materiales actualmente:

Elemento	Materiales
<b>Cuerpo de la muleta</b>	Tubo de acero inoxidable
	Tubo de aluminio anodizado/brillante.
<b>Abrazadera</b>	Polipropileno (PP)
	Lámina de aluminio o acero
<b>Sujetadores</b>	Nylon
	Poliuretano de alta densidad (HDPE)
	Velcro
<b>Empuñadura</b>	Polímeros de alto impacto, polipropileno (PP), elastómeros (goma natural, poliuretanos, polibutadieno, neopreno, silicona).
<b>Contera</b>	Hule macizo de alta resistencia antiderrapante
	Poliuretano (PU)

Tabla 10. Materiales que componen a las muletas.

Los materiales comúnmente usados para el cuerpo de las muletas son el acero y el aluminio.

El acero inoxidable se caracteriza por su alta resistencia a la corrosión que presentan las aleaciones de este grupo. Entre sus aplicaciones típicas están las piezas de motores de turbinas, cuchillería, tijeras, piezas de bombas, piezas de válvulas, instrumentos quirúrgicos, herrajes para aviones y herrajes marinos.

Por otro lado, el aluminio se emplea con frecuencia en aplicaciones estructurales y mecánicas. Sus propiedades atractivas son el bajo peso, buena resistencia a la corrosión, facilidad relativa de formado y maquinado y apariencia agradables. Su densidad es, aproximadamente, la tercera parte del acero [71.].

Algunas de sus propiedades se muestran en la siguiente tabla:

Propiedad	Acero	Aluminio
Densidad [Kg/m <sup>3</sup> ]	7850	2698,4
Peso específico [N/m <sup>2</sup> ]	76 930	27 100

Tabla 11. Comparativa de propiedades entre el acero y aluminio [71.].

Debido a los requerimientos establecidos anteriormente, principalmente se desea minimizar es el peso de la muleta. Además, se desea maximizar el esfuerzo de fluencia, es decir, que el esfuerzo máximo que se ejerza sobre la estructura se desarrolle sin causar una deformación plástica. Por ende, el objetivo de la muleta es tener una estructura ligera y resistente, que permita soportar al usuario sin sufrir alguna fractura o deformación considerable.

De la ecuación de la densidad podemos observar la siguiente igualdad:

$$\rho = \frac{m}{V}$$

Despejando la masa, se obtiene:

$$m = \rho \cdot V$$

Al disminuir la densidad, la masa por ende disminuirá y esta tiene que ver directamente con el peso del dispositivo, el cual es un parámetro de las especificaciones que se desea minimizar.

Por este primer factor, al ser el aluminio el de menor densidad, se contempló principalmente para la estructura de la muleta.

Por otra parte, en el mercado se pueden obtener fácilmente la obtención de tubos de aluminio al igual que los de acero. Sin embargo, el aluminio comparado con el acero es menos costoso, lo cual también cumple con uno de los requerimientos.

Los calibres comerciales de los tubos de aluminio son los siguientes:

MEDIDA NOMINAL		DIAMETRO		ESPESOR DE PARED MM	PESO APROXIMADO	
MILIMETROS	PULGADAS	EXTERIOR MM	INTERIOR MM		METRO	TRAMO
3.2	1/8	10.28	6.83	1.73	0.126	0.769
6.4	1/4	13.72	9.25	2.24	0.219	1.336
9.5	3/8	17.15	12.52	2.30	0.291	1.775
12.7	1/2	21.34	15.80	2.77	0.438	2.672
19.0	3/4	26.67	20.93	2.87	0.582	3.550
25.4	1	33.40	26.64	3.38	0.864	5.270
31.7	1 1/4	42.16	35.05	3.56	1.168	7.125
38.1	1 1/2	48.26	40.89	3.68	1.397	8.522
50.8	2	60.33	52.50	3.91	1.878	11.456
63.5	2 1/2	73.03	62.71	5.16	2.982	18.190
76.2	3	88.90	77.93	5.49	3.899	23.784
88.9	3 1/2	101.60	90.12	5.74	4.685	28.579
101.6	4	114.30	102.26	6.02	5.549	33.849
127.0	5	141.30	128.19	6.55	7.518	45.860
152.4	6	168.28	154.05	7.11	9.756	59.512

Tabla 12. Calibres de tubos de aluminio estirado [71.]

Debido a que se contempló el uso de piezas comerciales, algunos diámetros de los tubos se restringieron, para que pudieran ensamblar perfectamente. De esta forma, el calibre de los tubos para cada una de las secciones y las longitudes de ellos quedaron de la siguiente forma:

Elemento		Calibre [in]	Espesor [mm]	Longitud [cm]
<b>Brazo</b>		7/8	1	20
<b>Cuerpo empuñadura</b>	Soporte de brazo y caña	1	1	15
	Empuñadura	3/4	2	13
<b>Caña</b>		7/8	1	105

Tabla 13. Dimensiones del cuerpo de la muleta.

### III.III CONFIGURACIÓN

Una vez realizadas las matrices de selección del concepto, se estableció el cuarto concepto como punto de partida, debido a que fue analizado en el capítulo anterior y mostró ser el que más cumplía los parámetros establecidos del diseño conceptual.

Este concepto se sometió a evaluación del equipo del proyecto y se mostró al usuario, el cual comentó una pequeña modificación en el concepto al interactuar con un prototipo rápido de la sección de la empuñadura.

Dicha modificación se debió que al momento de asir la empuñadura para poder caminar con las muletas, al usuario se le complicaban manipular las empuñaduras, debido a que no podía flexionar la mano de una manera adecuada para poder agarrarlas. Esto dio pauta a generar un quinto prototipo con dichas modificaciones.

Las modificaciones que se hicieron en este concepto respecto al cuarto concepto, fue que la sección de la empuñadura se modificó, de tal forma que semeja una «T», esto debido a que el usuario al tratar de usar el prototipo deslizaba fácilmente sobre esta superficie si al final de la empuñadura no contaba con algún “tope” que lo detuviera. Este tubo adicional a parte de permitir que el usuario se quedara en una posición estable, permitió que en la parte superior de este se le colocara un display y en la parte inferior en el costado el o los controles que permitieran seleccionar los movimientos a realizar.



Ilustración 16. Concepto 5: Diseño de la empuñadura dibujada en NX 10.

Además, al hacer esta prueba, se observó que el usuario no podía cargar las muletas de una forma adecuada, ya que el nivel de su lesión afectó ligeramente la flexión y extensión de sus dedos y manos, y esto no le permite asir con firmeza la empuñadura. Debido a esto, se consultaron otras formas de que pudiera cargarla y caminar con ella, sin lesionarlo o causarle un daño futuro.

Al consultarlo con especialistas y su terapeuta personal, se llegó a la conclusión de agregarle una correa que se situara en la parte dorsal de la mano (posterior a la palma), para permitir así que pueda asirlo con mayor facilidad y cargarlo sin problemas.

Al tener un nuevo prototipo rápido de la sección de la empuñadura este se consultó con el usuario, para realizar pruebas y analizar los resultados. Se observó que la sección de tubo en la cual se localiza el display no era necesario que fuera demasiado larga, bastaba con la longitud superior de ella, por lo cual se acertó esa distancia.

Para esta sección, se buscó el display que se iba a utilizar para establecer las dimensiones del tubo. Sin embargo, dado que la geometría era aproximadamente el de un prisma trapezoidal, se modificó esta pieza. Esto dio pauta a establecer el sexto y último concepto.

Elemento	Descripción
1	Display
2	Botones de selección
3	Soporte de la empuñadura
4	Empuñadura ergonómica



Ilustración 17. Concepto 6: Diseño de la empuñadura dibujada en NX 10.

Al realizar este último concepto, se definió que tanto los botones de selección y el display serían colocados en la muleta derecha; esto es debido a que el usuario mostró mejor manipulación con esta mano y no era necesario tener dos controles para manipular ambas muletas.



**Ilustración 18. Concepto 6: Par de muletas para el exoesqueleto, dibujadas en NX 10.**

En la selección de piezas comerciales se eligieron las siguientes, considerando su geometría, costo y durabilidad.

Para el soporte de la empuñadura se eligió un asa para cámara réflex. Esta pieza además de brindar con las medidas que se necesitaban para nuestro usuario, es segura y confortable. Permite que el usuario pueda ajustarla sin dificultad y pueda manipular la muleta al moverla.



**Ilustración 19. Empuñadura para cámara réflex.**

Para la empuñadura se seleccionaron gomas ergonómicas de bicicleta. Esto es debido a que la mayor parte de las gomas para muletas que son adecuadas no son fácilmente de conseguir en México, por lo cual, se tuvieron que adaptar algunas piezas que si bien no son propias de las muletas, pero cumplían perfectamente con la función principal.



**Ilustración 20. Empuñaduras ergonómicas de bicicleta.**

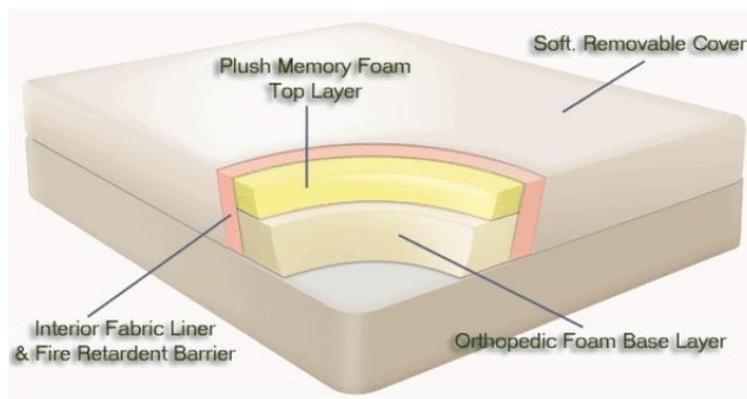
Se seleccionaron gomas de caucho para la contera de las muletas. En el interior de estas piezas se encuentra un anillo metálico que no permite que la caña de la muleta perforo su superficie. Por su geometría permite que el usuario no deslice con tanta facilidad y permitió que el interruptor se pudiera colocar en su superficie.



**Ilustración 21. Goma para regatón de muleta.**

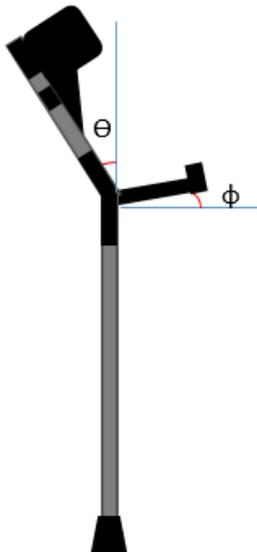
Finalmente, se decidió que el recubrimiento que llevaría la pieza de la empuñadura fuera de Memory foam, la cual es una espuma de alta densidad recomendada por ortopedistas.

Su función es que distribuyen la presión al moldarse al cuerpo que está en contacto con ella, ayudando a reducir dolores posteriores relacionados a la posición. Finalmente, comparado con otro tipo de espumas de baja densidad, la deformación de esta espuma se da lentamente debido a sus tres capas.



**Ilustración 22. Composición de la espuma con Memory Foam.**

### III.IV ANÁLISIS Y CÁLCULOS



De acuerdo con la normatividad mencionada antes en el capítulo I, los ángulos de las muletas ya están establecidos para que cualquier usuario pueda utilizar una muleta sin lesionar alguna parte de los miembros superiores.

Ángulo de inclinación de la abrazadera:  $\theta = 15^\circ - 20^\circ$

Ángulo de inclinación de la empuñadura:  $\phi = 0^\circ - 10^\circ$

Realizando pruebas con el usuario, se determinaron que los ángulos deben de ser fijos, es decir, la muleta no tendrá adaptación para la modificación de dichos ángulos, quedando así los ángulos definidos:

$$\theta = 15^\circ \text{ y } \phi = 0^\circ$$

Estos ángulos son importantes definirlos, debido a que además de prevenir que el usuario sufra algún tipo de molestia o lesión al usar las muletas, cambian el valor de la fuerza resultante sobre la estructura.

Se debe de establecer una diferencia entre los términos «*fuerza, masa y peso*». «*Masa*» es la cantidad de materia que contiene un cuerpo. Una «*fuerza*» es un empuje o un esfuerzo aplicado a un cuerpo, que causa un cambio en el movimiento del mismo o alguna deformación en él. El término «*peso*», se refiere a la magnitud de la *fuerza* necesaria para sostener un cuerpo contra la influencia de la gravedad [71.].

De esta forma, usando la relación ente fuerza y masa tenemos:

$$F = m \cdot a \text{ o } w = m \cdot g \text{ [N]}$$

De las cuales:

F= fuerza

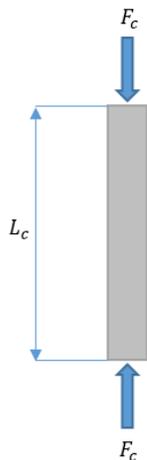
m= masa

a= aceleración

w= peso  
g= aceleración gravitacional

Debido a que se optó por la selección de piezas comerciales para las zonas de la contera, empuñadura y abrazadera, se establecieron algunas dimensiones.

Primeramente se analizará el tubo que va unido a la goma de la contera, es decir, el que estará más próximo al contacto con el suelo.



Sabemos que el volumen de un cilindro hueco es:

$$V_c = \pi h(R_e^2 - r_i^2)$$

Es decir, el área de la base ( $A_b$ ) por la altura (h):

$$V_c = A_b h$$

Tenemos que la longitud del tubo de la contera es:  $L_c = 1.05 [m]$

Esta fue definida por la antropometría del usuario (anexo cédula antropométrica).

El diámetro externo e interno del mismo, por restricción de la goma de la contera y distribución del material seleccionado serán:

$$\phi_{exc} = \frac{7}{8} [in] = 0.022225 [m]$$

$$\phi_{inc} = 0.018225 [m]$$

Dicho tubo tiene 2 [mm] de espesor.

La masa del usuario es de 78 [Kg], pero los análisis se realizarán para una masa máxima por muleta, considerando el peso total del usuario y el peso de los miembros superiores del exoesqueleto, por lo cual  $m_{m\acute{a}x} = 150 [Kg]$ .

Podemos observar que la barra cilíndrica está sometida a un esfuerzo normal o axial. Este es generado cuando en el elemento se tienen fuerzas que actúan en su eje principal y dicha fuerza es la que actúa en el área transversal del cuerpo.

Tenemos bien que  $F = m \cdot a$ , o bien  $F = m \cdot g$  [N]

Sustituyendo nuestros datos, obtenemos que:

$$F_c = m_{m\acute{a}x} \cdot g = 150 [Kg] \cdot 9.81 \left[ \frac{m}{s^2} \right] = 1471.5 [N]$$

Pero como las fuerzas son a compresión, la fuerza será negativa:

$$F_c = -1471.5 [N]$$

De la fórmula de esfuerzo normal ( $\sigma$ ), sabemos que:

$$\sigma = \frac{F}{A} = \frac{F_c}{A_c}$$

Para el área transversal tenemos que:

$$A_c = \pi(R_e^2 - r_i^2) = \pi \cdot \left( \frac{(22.225 [m])^2}{4} - \frac{(18.225[m])^2}{4} \right) \cdot 10^{-3} = 1.271 \times 10^{-4} [m^2]$$

Sustituyendo en la ecuación de esfuerzo:

$$\sigma = \frac{F_c}{A_c} = - \frac{1471.5 [N]}{1.271 \times 10^{-4} [m^2]} = -11.577 [MPa]$$

Otra equivalencia para el esfuerzo cortante se asocia con la deformación ( $\varepsilon$ ) y el módulo de Young es:

$$\sigma = E\varepsilon$$

Como se seleccionó el aluminio 6061-T6, tenemos que su módulo de Young (E) o módulo de elasticidad es:

$$E_A = 70 \text{ [GPa]}$$

La deformación es un número adimensional que nos da una relación entre el alargamiento de la pieza ( $\delta$ ) y su longitud ( $L_c$ ); es decir:

$$\varepsilon = \frac{\delta}{L_c}$$

Esto significa que es cualquier cambio de dimensión o de forma que sufre el material debido a las fuerzas que actúan sobre él.

Si sustituimos estos datos en la fórmula de esfuerzo cortante, tenemos:

$$\sigma = E\varepsilon = E_A \frac{\delta}{L_c}$$

Pero  $\sigma = \frac{F_c}{A_c}$ , entonces:

$$\frac{F_c}{A_c} = E \frac{\delta}{L_c}$$

Y por lo tanto, despejando la deformación axial (alargamiento de la pieza), obtenemos:

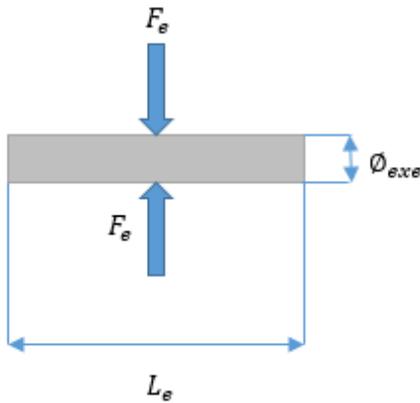
$$\delta = \frac{F_c L_c}{E_A A_c}$$

Es decir

$$\delta = \frac{-1471.5 \text{ [N]} \cdot 1.05 \text{ [m]}}{70 \text{ [GPa]} \cdot 1.271 \times 10^{-4} \text{ [m}^2\text{]}} = -1.74 \times 10^{-4} \text{ [m]}$$

Esto indica la deformación total que sufre la pieza debido a las cargas axiales.

Por lo tanto, su deformación será de:



$$\varepsilon = \frac{\delta}{L_c} = \frac{-1.74 \times 10^{-4} [m]}{1.05 [m]} = -0.1654 \times 10^{-3}$$

Ahora bien, si analizamos el tubo de la empuñadura, se puede observar que el esfuerzo al que está sometido es diferente, ya que las fuerzas están perpendiculares al eje principal del cuerpo. A este tipo de esfuerzo se le llama cortante.

La fórmula para el esfuerzo cortante ( $\tau$ ) es muy similar a la del esfuerzo normal.

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

La distribución de un esfuerzo cortante en una sección prácticamente no es uniforme en ningún caso, por lo que solo se puede calcular el valor medio de dicho esfuerzo. Sin embargo, cuando las distancias de las fuerzas que origina el cortante o el ancho de la sección que la soporta sean pequeñas, la distribución del cortante tiende a ser uniforme.

En este caso, el área transversal ( $A_e$ ) se calcula de la siguiente forma:

$$A_e = b \cdot h = \phi_{exe} \cdot L_e$$

En este caso, el diámetro externo de la empuñadura ya se sabe, debido a las piezas de engomado para este tubo.

Entonces,

$$\phi_{exe} = \frac{3}{4} [in] = 0.01905 [m]$$

La longitud del tubo también se conoce, ya que es dato de antropometría del usuario.

$$L_e = 0.13 [m]$$

Sustituyendo,

$$A_e = \phi_{exe} \cdot L_e = 0.01905 [m] \cdot 0.13 [m] = 2.4765 \times 10^{-3} [m^2]$$

Y la fuerza para este tubo será la máxima, es decir,  $F_c = F_e = -1471.5 [N]$

De esta manera obtenemos el cortante del tubo de la empuñadura:

$$\tau = \frac{F_e}{A_e} = -\frac{1471.5 [N]}{2.4765 \times 10^{-3} [m^2]} = -594.18 [KPa]$$

Un esfuerzo cortante siempre va acompañado de una deformación angular. Siempre que las deformaciones sean pequeñas, un elemento sometido a esfuerzos cortantes no varía en longitud, lo que se origina es un cambio en la forma de la pieza.

La deformación angular ( $\gamma$ ) es la variación experimentada por el ángulo entre dos caras de un elemento diferencial. Esta se puede expresar como:

$$\gamma = \frac{\zeta}{G}$$

Y relaciona una tensión cortante ( $\zeta$ ) con el módulo de elasticidad transversal (G).

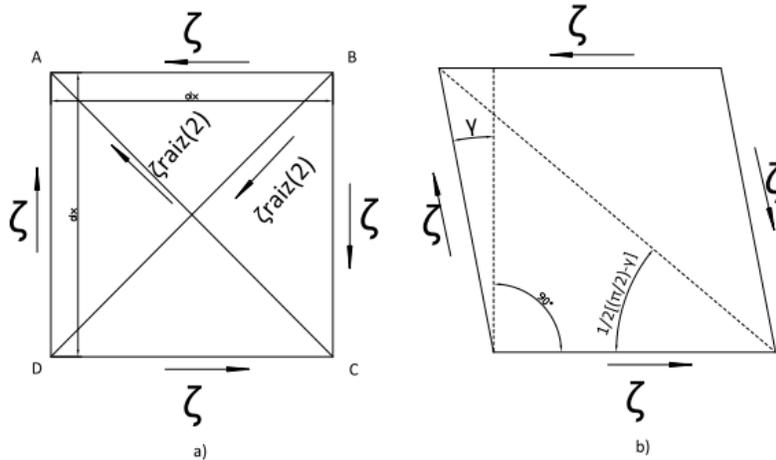


Ilustración 23. Tensión cortante [78.]

Si se considera un paralelepípedo de sección cuadrada y altura unidad, se puede observar que actúan tensiones cortantes por cada una de sus caras. Esta tensión produce la deformación angular.

Si realizamos el análisis sobre la diagonal BD, actúa un esfuerzo de tracción  $N = \sqrt{2}\zeta dx$ , es decir, una tensión  $\sigma = \frac{\zeta\sqrt{2}dx}{\sqrt{2}dx} = \zeta$

El módulo de elasticidad transversal (G) guarda una relación con el módulo de elasticidad longitudinal (E) y el coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) según la siguiente expresión:

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

De tablas se obtuvo el módulo de elasticidad transversal y el coeficiente de Poisson del aluminio es:

$$G = 26.3 \text{ [MPa]} \text{ y } \nu = 0.33$$

Para analizar este fenómeno, se realizará un análisis de elemento finito, para ver cómo actúan estos esfuerzos en la empuñadura.

### III. IV. I ANÁLISIS DE ELEMENTO FINITO

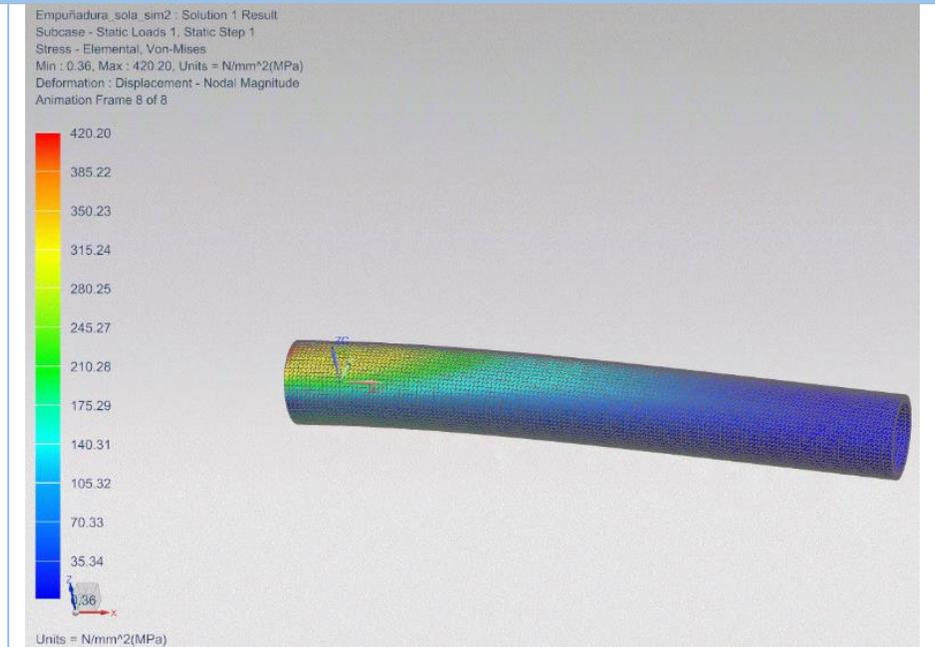
El objetivo principal del análisis por el *Método de Elemento Finito* (FEM) es determinar los desplazamientos, deformaciones y tensiones de los componentes con cargas internas y/o externas. Al realizar este análisis con algún software, se analiza la geometría de cada uno de los elementos y se individualiza con elementos tetraédricos (3D), triangulares (2D) y de vigas.

Se realizó este método para cada una de las secciones considerando un esfuerzo crítico, es decir, considerando que una sola muleta cargue todo el peso del usuario con el exoesqueleto. El material de análisis, como se especificó anteriormente es aluminio 6061 T6. La empuñadura es la sección crítica de la muleta, debido a que ahí se encuentra una mayor concentración de esfuerzos en la parte de la unión de la soldadura y lo que se busca es que dicha fuerza no produzca una ruptura.

$$m_{Máx} = 150 [Kg]$$

#### **Análisis de esfuerzos**

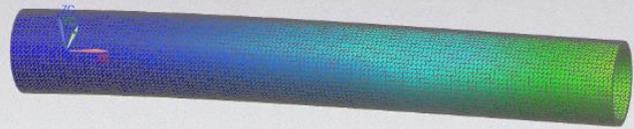
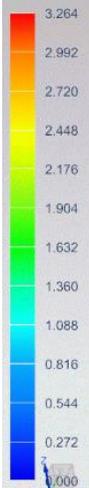
$$\sigma_{mín} = 0.36 [MPa]$$
$$\sigma_{Máx} = 420.20 [MPa]$$



### Análisis de desplazamientos

$$\delta_{mín} = 0 \text{ [mm]}$$
$$\delta_{Máx} = 1.53 \text{ [mm]}$$

Empuñadura\_sola\_sim2 : Solution 1 Result  
Subcase - Static Loads 1, Static Step 1  
Displacement - Nodal, Magnitude  
Min : 0.000, Max : 3.264, Units = mm  
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude  
Animation Frame 5 of 8



Units = mm

$$m_{min} = 85 \text{ [Kg]}$$

### Análisis de esfuerzos

$$\sigma_{mín} = 0.20 \text{ [MPa]}$$
$$\sigma_{Máx} = 238.12 \text{ [MPa]}$$

Empuñadura\_sola\_sim2 : Solution 1 Result  
Subcase - Static Loads 1, Static Step 1  
Stress - Elemental, Von-Mises  
Min : 0.20, Max : 238.12, Units = N/mm^2(MPa)  
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude  
Animation Frame 8 of 8



Units = N/mm^2(MPa)

### Análisis de desplazamientos

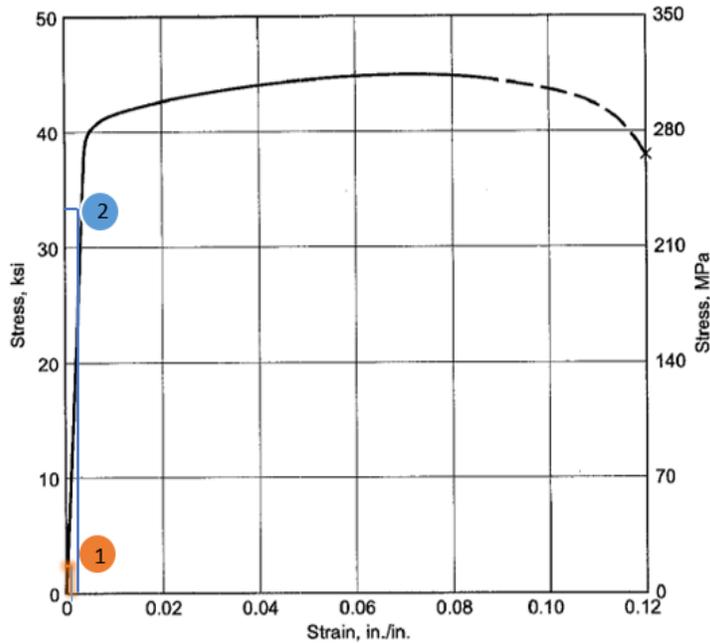
$$\delta_{mín} = 0 \text{ [mm]}$$

$$\delta_{Máx} = 1.85 \text{ [mm]}$$



Tabla 14. Análisis FEM de la empuñadura con [NX 10].

En la gráfica siguiente de esfuerzo-deformación del Aluminio 6061-T6 se observan los esfuerzos que actúan tanto en la caña como en la empuñadura de la muleta.



Elemento	$\sigma_{Máx}$ [MPa]	$\delta_{Máx}$ [mm]
1. Caña	-11.577	$-1.74 \times 10^{-4}$
2. Empuñadura	238.12	1.85

Gráfica 4. Esfuerzo-Deformación. Aluminio 6061-T6 [73.]

Los elementos de la caña y empuñadura son los que se encuentran sometidos a mayores concentraciones de esfuerzos. Al localizarlos los esfuerzos y desplazamientos máximos de estos, podemos observar que ambos se encuentran aún en la región elástica.

Esto indica que los tubos de aluminio de dichos elementos no llegarán a sufrir una deformación permanente bajo estas condiciones de trabajo.

## CAPÍTULO IV. DISEÑO DE LA INSTRUMENTACIÓN

En la actualidad, los sistemas mecánicos y mecatrónicos contienen circuitos y componentes eléctricos. Un circuito eléctrico es un lazo cerrado que consta de varios conductores que conectan componentes eléctricos. Estos conductores se pueden interrumpir por medio de componentes llamados interruptores o switches.

La fuente de voltaje, que proporciona la energía al circuito, puede ser una fuente de poder. En nuestro caso, la fuente de voltaje que alimentará tanto al exoesqueleto como a las muletas de antebrazo será una batería de litio ubicada en la parte posterior de la sección superior del exoesqueleto.

La función principal que realiza la interfaz es comunicar las acciones que desea realizar el usuario, para que el exoesqueleto las ejecute.

A continuación se mencionarán los elementos que constituyen el circuito diseñado.

### IV.1 SENSORES

Un sensor es un elemento en un sistema de medición que detecta la magnitud de un parámetro físico y lo cambia por una señal que puede procesar el sistema. Al elemento activo de un sensor se le conoce comúnmente como «*transductor*». Los sistemas de monitorización y control requieren sensores para medir cantidades físicas tales como posición, distancia, fuerza, deformación, temperatura, vibración y aceleración.

En los sistemas Mecatrónicos la cantidad que con más frecuencia se mide, a parte de las mediciones eléctricas, es la posición. Con frecuencia se necesita saber dónde están algunas partes de un sistema con la finalidad de controlarlo.

Dentro de los sensores de posición, se encuentran los sensores de proximidad y los interruptores de fin de carrera, los cuales detectan si algo está o no cerca, o si alcanzó un límite de viaje.

Existen muchos diseños para los interruptores de fin de carrera, incluidos los de botón y los microinterruptores pulsadores. Todos los interruptores se usan para abrir o cerrar conexiones dentro de un circuito.

Los interruptores se caracterizan por el número de polos (P) y tiros (T), así como por si las conexiones son normalmente abiertas (NO) o normalmente cerradas (NC). Un polo es un elemento móvil en el interruptor que establece o rompe conexiones, y un tiro es un punto de contacto para un polo.

Hay varios tipos de interruptores: los SPST de cerrojo y dual, NO SPST de restablecimiento y de botón, y microinterruptores SPDT. En nuestro caso se utilizarán los microinterruptores SPDT debido a su tamaño y a que van a estar en contacto con el suelo. Estos cambian el polo entre dos diferentes posiciones de tiro [33.].



**Ilustración 24. Microswitch KW10.**

El fin del uso de los sensores en las muletas es para que la interfaz de las mismas sepa cuándo están en contacto con el suelo o si siguen en movimiento. De esta forma se permitirá o no realizar la siguiente operación. Es indispensable que ambas muletas se encuentren en contacto con el suelo para que el sistema permita que el exoesqueleto pueda realizar otro movimiento y de esta manera, este se sincronice con los movimientos seleccionados por el usuario por medio de las muletas.

En cada una de ellas, se va a alojar un sensor por muleta, debido a que el tamaño de la superficie de la contera es pequeña, no hay suficiente espacio para alojar más.

Estos sensores permitirán saber al exoesqueleto cuándo podrá realizar la acción seleccionada. Al estar los dos interruptores en contacto con el suelo, el usuario podrá seleccionar la siguiente operación a realizar; en caso contrario que uno o ambos interruptores no estén en contacto, se mostrará una señal con un LED RGB para indicar que no se puede realizar la acción.

## IV.II ACONDICIONAMIENTO

Para el control de las opciones de selección del menú se analizaron las propuestas que se mostraron en el capítulo II. Se realizaron pruebas con el usuario para observar cuál le era más fácil de manipular y que además se adaptara a la geometría de la empuñadura de la muleta.

Al finalizar las pruebas, se decidió utilizar un «scroll» de computadora para cambiar entre una opción a otra y un *Push button* para seleccionarla.

Para la realización de dicho scroll, se utilizó un *codificador óptico digital absoluto*. Este codificador es también llamado *encoder*. Este es un dispositivo que convierte movimiento en una secuencia de pulsos digitales. Al contar con un solo bit o decodificar un conjunto de bits, los pulsos se pueden convertir en mediciones de posición relativa o absoluta, el cual, en nuestro caso es absoluto. Los codificadores tienen configuraciones tanto lineales como giratorias, pero el más común y el que se utilizará para la realización de nuestro scroll, es giratorio [33.].

Los encoders giratorios, tienen una única palabra digital que corresponde a cada posición rotacional del eje. Utilizan un disco de vidrio con un patrón de líneas depositadas en él, un disco metálico o plástico con ranuras. La luz de un LED brilla a través del disco o tira sobre uno o más fotodetectores, que produce el suministrador del encoder. Un encoder, al ser absoluto, cuenta con varias pistas como bits de salida. [68.]



Ilustración 25. Disco absoluto con patrones [68.]

Este genera mensajes digitales lo cual representa la posición actual del encoder, así como su velocidad y dirección de movimiento. Si la energía se pierde, su salida será corregida cada vez que la energía sea reestablecida.

Se seleccionó un «Rotary encoder» de 12 pasos rotacionales. Se refiere al cambio en posición que tiene que hacer para ejecutar un pulso, es decir, doce pasos es una vuelta.



**Ilustración 26. Rotary Encoder [62.]**

La resolución de un encoder absoluto es definida como el número de bits por mensaje de salida. Esta salida puede ser directamente en código binario o Gray, el cual produce un cambio de un solo bit en cada paso para reducir errores [68.]. El código Gray es un código binario especial muy útil para evitar errores, ya que su funcionamiento de pulsos sólo varía un bit, de esta manera los cambios sólo se producirán de uno en uno y la detección será más sencilla.

Los discos codifican la salida mediante la anchura y la distribución de las ranuras.

El funcionamiento del encoder en nuestro circuito es servir como medio para cambiar de una opción a otra.

Se realizó el diseño de la tarjeta en la cual van montados todos los elementos de la instrumentación. Dicha tarjeta fue diseñada en dos secciones, debido a que el espacio de en la muleta es muy reducido para colocarlos. El ensamble fue montado directamente en la carcasa del display. Se utilizaron elementos de montaje superficial para reducir espacios dentro de la placa y las dimensiones de ambas son de 2.1x2.1 [cm].

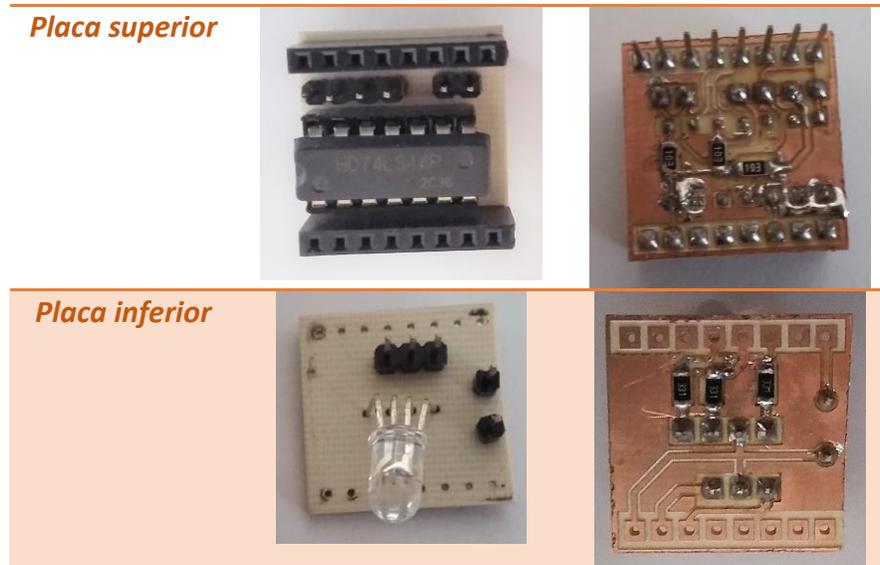


Ilustración 27. Vistas de las placas.

Ambas placas se montaron una sobre otra para mantener la comunicación entre todos los elementos. Los pines del MicroView® sirvieron de comunicación entre ambas placas.

En el siguiente apartado se mencionará más al respecto de este módulo.

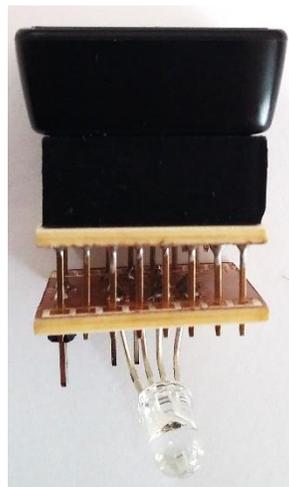


Ilustración 28. Montaje de las placas en el MicroView.

Se implementó en el circuito un «Disparador Schmitt 74LS14», el cual es un *circuito integrado* con seis inversores «schmitt trigger» con salida «totem pole». Estos circuitos

son usados cuando en las entradas vamos a tener niveles con ruido que pueden falsear los niveles de salida.

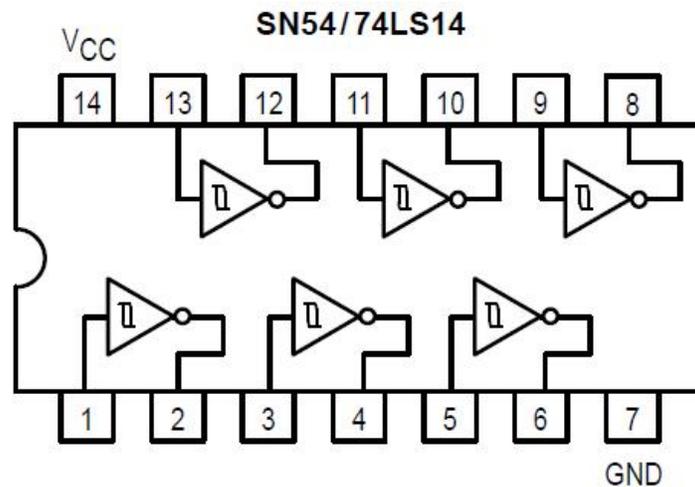


Ilustración 29. Diagrama del Disparador Schmitt 74LS14 [33.].

Lo que hace este circuito integrado es negar la entrada, en otras palabras, invierte el valor de la entrada.

### IV.III INTERFAZ

La interfaz es aquella que permite una conexión entre el usuario y el sistema a controlar. Por medio de ella, el usuario comunica lo que quiere realizar y el sistema lo ejecuta.

Como se indicó previamente en los objetivos, las muletas de antebrazo deben de contar con un medio que permita controlar los movimientos del exoesqueleto. Para esto, se revisaron diversos módulos que nos permitieran realizar las funciones establecidas en el capítulo II.

Para dicha selección se contemplaron varios factores, los cuales son:

- *Tamaño:* El diseño de la muleta de antebrazo tiene restricciones en las dimensiones de la empuñadura. El tamaño considerado máximo para el display era de 3x3 [cm] por las dimensiones establecidas de la empuñadura.
- *Peso:* Se buscó que el peso de la instrumentación fuera lo menor posible, ya que hay una restricción de peso que se estableció en el segundo capítulo.
- *Implementación:* la programación del microcontrolador debía de ser en un lenguaje conocido y que permitiera cumplir con las funciones planteadas para la interfaz.
- *Facilidad de uso:* los botones para el control de la interfaz deben de ser cómodos, no deben de interferir al momento de usar las muletas y además deben de ser fáciles de manipular.

Para el diseño de la interfaz se seleccionó el módulo MicroView, el cual cuenta con un display OLED (diodo orgánico de emisión de luz) y un microprocesador ATmega328P® compatible con Arduino Uno®. Las características de este se encuentran en el anexo de este documento.



Ilustración 30. Módulo MicroView [37.]

Se optó por este módulo debido a su sencilla interfaz de programación, compatibilidad con la plataforma Arduino®, diseño y tamaño. Además, permite realizar las funciones deseadas y son:

- Menú de secuencias: diseño de nueve pantallas de selección y una de inicio.
- Animaciones: Realización dibujos para cada una de las funciones.
- Conexión de elementos analógicos y digitales

Para la programación del microcontrolador se utilizó un módulo FTDI (*Future Technology Devices International*), el cual permite el intercambio de datos del puerto USB de la computadora al puerto serial del microprocesador.

Las pantallas de selección del menú son las siguientes:

Pantalla	Descripción
<b>Inicio</b>	
	Pantalla de inicio al iniciar la interfaz de la muleta.
<b>Marcha</b>	
	Esta secuencia indica el inicio de la marcha patológica humana, es decir, caminar con «normalidad».
<b>Levantarse</b>	
	Indica que cuando el exoesqueleto se encuentre en posición sedente, se ponga de pie. La acción se efectúa con la rotación de la articulación de la cadera y la flexión de la rodilla.
<b>Sentarse</b>	
	Es la opción contraria a levantarse. Pasa de estar de pie a la posición sedente.

<b>Subir pendientes</b>	
	<p>Indica la ascensión de una rampa inclinada. La inclinación de la pendiente contemplada será de 15° a 20°.</p> <p>Esta secuencia comprenderá del movimiento de las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo.</p>
<b>Bajar pendientes</b>	
	<p>Es la secuencia contraria a subir pendientes. Es la descensión de una rampa inclinada con la misma inclinación.</p>
<b>Marcha lateral izquierda</b>	
	<p>El movimiento, como su nombre lo dice, inicia con la pierna izquierda y lateralmente se mueve hacia ese sentido. Este movimiento directamente se hace con la articulación situada a la altura de la cadera.</p>
<b>Marcha lateral derecha</b>	
	<p>Por el contrario a la secuencia anterior, esta inicia con el pie derecho y lateralmente el exoesqueleto se moverá en esta dirección.</p>
<b>Subir escaleras</b>	
	<p>El usuario subirá escaleras con ayuda del exoesqueleto.</p>

Bajar escaleras	
	<p>Por el contrario, esta secuencia hará que el usuario baje las escaleras. Los movimientos comprendidos serán con todas las articulaciones principales de los miembros inferiores.</p>

Tabla 15. Secuencias programadas en el MicroView.

Cuando el usuario seleccione una opción a realizar, se mostrarán indicaciones que permitirán saber lo que se está realizando. Cuando una opción se seleccione, la pantalla se quedará estática mostrando el movimiento que se está ejecutando y aunque se mueva el scroll del encoder, no podrá cambiar de opción hasta que se cancele el movimiento.

Para cancelar la acción realizada, simplemente se tiene que presionar el botón de selección y se cancelará siempre y cuando los interruptores se encuentren en contacto con el suelo.

El código de colores del LED RGB se muestra a continuación:

	Disponible para elegir la acción a realizar
	Se encuentra realizando una operación
	La operación seleccionada no se puede realizar o ha sido cancelada

Tabla 16. Colores arrojados por el LED RGB.

Cuando se arroje un error, indicará que el usuario no se encuentra con ambas muletas apoyadas en el suelo o que canceló la opción elegida.

## CAPÍTULO V. PRUEBAS

Al finalizar las etapas de diseño mecánico y diseño de la instrumentación, se acondicionaron estas dos fases para obtener el dispositivo diseñado.

El montaje de las piezas se dividió en dos secciones: el ensamble de los elementos propios de la muleta y la inserción de la instrumentación.

Primeramente se ensambló el MicroView con las tarjetas en la carcasa hecha por impresión 3D, agregando los elementos que constituyen la interfaz.



Ilustración 31. Montaje de las placas en la carcasa del MicroView.

Los cables salientes de la carcasa del MicroView eran cuatro:

- Alimentación
- *Push button* selector
- Sensor de la muleta izquierda
- Sensor de la muleta derecha

Dicha carcasa fue montada en ambas empuñaduras, siendo la derecha en donde iría el display con los botones de selección.



**Ilustración 32. Empuñadura derecha con scroll y botón de selección.**

Posteriormente tanto los tubos como las gomas seleccionadas para la empuñadura y la contera se montaron en la muleta junto con el soporte del display.

Los sensores se montaron en la superficie de las muletas, la cual se observa a continuación.



**Ilustración 33. Montaje de los sensores en la contera.**

En el capítulo anterior se mencionó que se utilizarían Microswitch para sensar el contacto de las muletas con el suelo. Estos fueron reemplazados por *Push button*, debido a que al realizar pruebas fueron más resistentes y otorgaban una respuesta más precisa.

Ambas muletas fueron interconectadas por el cable del sensor de la contera izquierda al MicroView insertado en la muleta derecha; de esta forma se pudo obtener la respuesta de ambas muletas. El paso de los cables se localizó en el tubo superior de las abrazaderas como se detalla en los planos en el apartado anexo.

En la siguiente imagen se pueden observar la distribución de las conexiones y elementos que conforman la muleta:

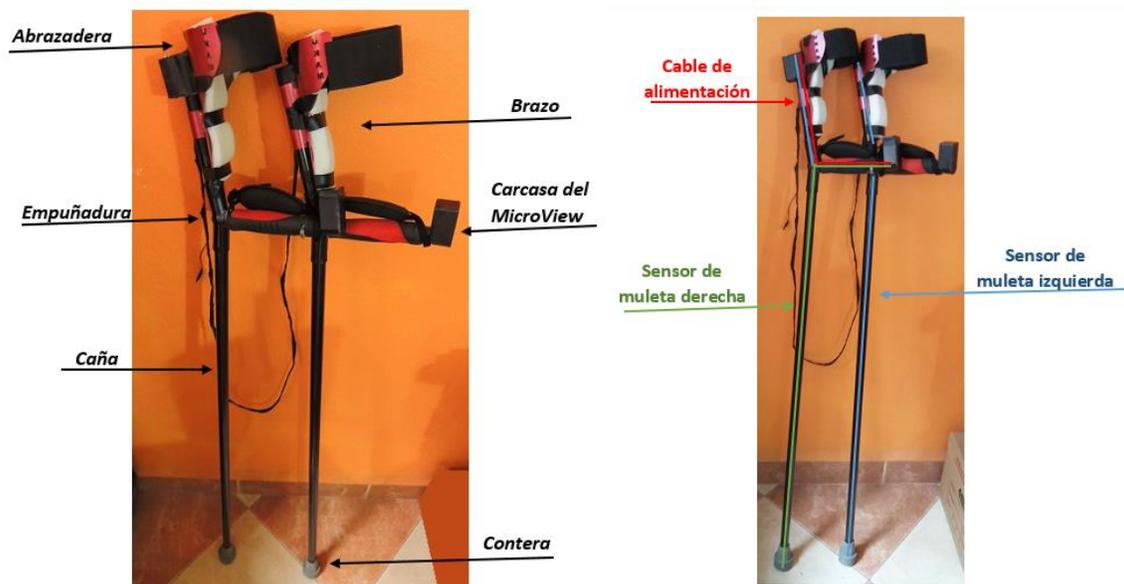


Ilustración 34. Composición de las muletas de antebrazo.

Se realizaron las pruebas correspondientes con el usuario, tanto de la parte mecánica como el uso de los botones de selección para cambiar entre una opción a otra.

Con ayuda de una silla de ruedas con la cual cuenta el usuario, se pudo poner de pie para utilizar de una manera erguida y correcta las muletas. Efectivamente se rectificó que la antropometría calculada anteriormente fue correcta.

El apoyo de sus manos en la empuñadura y el uso de las correas para la misma hicieron que el usuario se sintiera cómodo y seguro al poder agarrarlas, levantándolas sin dificultad.



**Ilustración 35. Uso de las muletas. Posición: De pie.**

Posteriormente se realizó una prueba en posición sedente, para comprobar que pudiera sujetar las muletas en esta posición.

Se observó que el usuario pudo asir perfectamente las muletas en esta posición, sin embargo, a la falta del equipo completo tuvo dificultad al realizar fuerza con sus miembros superiores, debido a que necesitaba ejercer un mayor empuje de los miembros inferiores y el tórax.

Las observaciones que mostró el usuario al interactuar con las muletas de pie fue que le era necesario tener mayor soporte en la parte torácica, esto debido a su tipo de lesión. Sin embargo, en el diseño del exoesqueleto ya está contemplado este elemento de soporte, por lo cual, al tener el sistema muletas-exoesqueleto completo, se vería subsanado este requerimiento.



**Ilustración 36. Uso de las muletas. Posición: Sedente.**

El usuario se mostró cómodo con el uso de las muletas, no sintió molestias al interactuar con ellas y los elementos de sujeción brindaron ajuste y soporte sin causar algún tipo de lesión. Cabe señalar, que para poder determinar que el dispositivo no causara alguna molestia, irritación o cualquier tipo de lesión, se utilizaron las muletas aproximadamente por una hora continua y se repitieron las actividades tres veces, completando tres horas de uso prolongado, con sus respectivos descansos.

En estas pruebas se realizaron diferentes actividades de la vida diaria, tales como: caminar, abrir y cerrar una puerta, pararse y sentarse (las cuales fueron con ayuda de una silla de ruedas equipada para estas posiciones), apoyarse con una muleta mientras la otra no se encontraba en apoyo y cambiar de selección de movimiento con el uso de los botones de selección y el scroll.

Para la penúltima prueba, se observó que el brazo derecho es el que cuenta con mayor fuerza y puede soportar mejor su peso con las muletas.

En la prueba con la interfaz se hicieron antes y después de ser montados los controladores en las muletas. El botón empleado para seleccionar y el tamaño del scroll fueron los adecuados para que pudiera cambiar entre una opción u otra.



**Ilustración 37. Control de las secuencias programadas antes y después de ser montadas en la muleta.**

Por parte del usuario, no hubo observaciones negativas en las pruebas con la interfaz, por lo que finalmente, se cumplieron con los requerimientos mencionados al inicio del proyecto.

## CONCLUSIONES

El diseño de las muletas para el exoesqueleto constó de la investigación y documentación de los exoesqueletos que utilizan este tipo de ayudas técnicas. Se analizaron las muletas que existen en el mercado y con base en su estudio se pudo comparar con el diseño propuesto en esta tesis.

Al realizar las diferentes propuestas de diseño de muletas y sus materiales, se observó al principio que muchas de ellas resultarían demasiado costosas al momento de realizar su manufactura. Esto es debido a que, por ejemplo, si se hubiera optado por elementos hechos de algún polímero, se hubiera tenido que fabricar un molde para hacer dichas piezas, por lo cual, el costo de manufactura aumentaría considerablemente. Este método sería viable si se realizara una producción grande de las piezas y así el costo unitario sería menor.

Debido a este tipo de consideraciones, se optó porque la estructura completa fuera del mismo material y tuviera recubrimientos en los elementos que se encuentran en contacto con el usuario, tales como la empuñadura y la abrazadera. Esto es, principalmente para evitar que se pueda lesionar de alguna forma y brindarle además mayor comodidad al usarlas.

Al definir los materiales y realizar los cálculos, se observó en la gráfica de esfuerzo-deformación que los esfuerzos a los cuales van a estar sometidas las muletas son mínimos y que estas soportarían una carga mayor a 150 [Kg].

En el diseño de la interfaz se consideraron varios factores: que se conociera el lenguaje de programación, que se pudiera mostrar de manera sencilla y directa su funcionamiento, y que fuera fácil de utilizar y adaptar al exoesqueleto posteriormente.

Al realizar la placa del circuito diseñado, se mostraron algunas complicaciones debido a que sólo se contaba con dos cuerpos en los cuales podía ser insertada: la empuñadura y la carcasa del MicroView. Se tuvieron que cambiar algunos componentes y se optó por usar de montaje superficial. Esto redujo considerablemente el espacio y se pudo lograr que todos los elementos que componen el circuito pudieran integrarse sin problemas al espacio reducido.

Al realizar las pruebas con el usuario, lo más importante era que pudiera iniciar la marcha sin ningún problema de apoyo con las muletas y que pudiera manipular los botones de selección para realizar la acción deseada. Esto fue logrado a través del estudio de lo

mostrado en el capítulo I; además, gracias a la retroalimentación entre el equipo de trabajo y el usuario, se lograron obtener muchas ideas para cumplir con las metas propuestas.

Finalmente, se obtuvo lo propuesto en los objetivos. Se realizó un par de muletas de exoesqueleto que estuviera diseñada con la antropometría del usuario objetivo; se añadieron elementos que fueran seguros, confortables y que no produjeran ningún tipo de lesión al utilizarlo, analizando cada uno de los elementos, tanto los materiales estructurales de las muletas, como los de las piezas comerciales.

Cabe destacar que actualmente no existen muletas que cuenten con una interfaz directa para manipular un exoesqueleto. Comúnmente sirven solamente de apoyo para la rehabilitación o para que el usuario pueda mantener el equilibrio al caminar.

## TRABAJO A FUTURO

Uno de los objetivos de este proyecto de tesis era realizar una interfaz que permitiera al usuario indicarle al exoesqueleto lo que se desea realizar.

Los elementos que se emplearon fueron debido a que algunos ya eran conocidos o se sabía el principio de su funcionamiento. Hubo varios elementos nuevos que se conocieron durante el desarrollo y cabe destacar que puede haber mejoras en el sistema.

Al tener que elegir el medio de selección de las opciones, una de las opciones que hubieran sido viables sería la implementación de control por voz o por detección de movimiento de un acelerómetro; así permitiría que el usuario pudiera controlar los movimientos. Esto es muy significativo debido al nivel de lesión que tiene el usuario objetivo; se mejoraría su desempeño al moverse y sería más amigable.

Además, se pueden agregar sonidos de respuesta de la interfaz del sistema al usuario. Esto permitirá que sepa lo que se está realizando sin necesidad de estar pendiente al color del LED RGB y será más amigable el contacto del sistema de exoesqueleto-muletas con el usuario.

Por último, se mencionó que con el MicroView se pueden realizar imágenes animadas. Al adaptarse este tipo de secuencias al estar realizando una acción, será más intuitivo para el usuario poder manipular cada una de las opciones.

## ANEXOS

### ▪ CÉDULA ANTROPOMÉTRICA

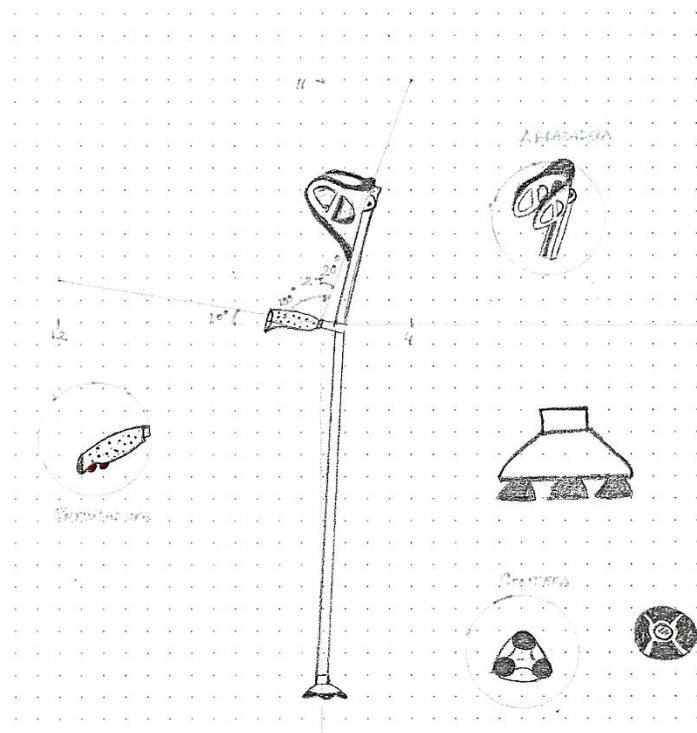
#### ANTROPOMETRÍA

Segmento		Medida [mm]			
<b>Mano</b>					
1	Dedo medio a muñeca	izq.	190	der.	190
2	Longitud entre dedo índice a meñique	izq.	92	der.	92
3	Nudillo medio a muñeca	izq.	120	der.	120
4	Puño derecho (con tubo de 3.3 mm)	izq.	954	der.	912
<b>Extremidad superior (contorno)</b>					
5	Bíceps	izq.	270	der.	275
6	Antebrazo (cercano al codo)	izq.	245	der.	255
7	Antebrazo (7 cm abajo del codo)	izq.	180	der.	170
8	Antebrazo (parte media)	izq.	215	der.	215
9	Muñeca	izq.	165	der.	170
<b>De pie a espaldas</b>					
10	Hombro a codo	izq.	380	der.	364
11	Hombro a muñeca	izq.	675	der.	661
12	Codo a muñeca	izq.	295	der.	297
13	Codo al suelo	izq.	1180	der.	1174
14	<b>Estatura</b>	<b>1840</b>			
15	Dedo medio a suelo	izq.	775	der.	776
16	Glúteo a suelo	izq.	1050	der.	1051
17	Hombro a dedo medio	izq.	796	der.	795
18	Muñeca a suelo	izq.	890	der.	920

▪ **CONCEPTOS**

• **C-1**

Abrazadera abatible, polímero flexible, 3 sensores de contacto y botones



**Ilustración 38. Primer concepto.**

- C-2

Abrazadera fija con correa en mano y antebrazo, clip de seguridad, 1 sensor de presión y joy stick (del lado del pulgar) y amortiguación en contera.

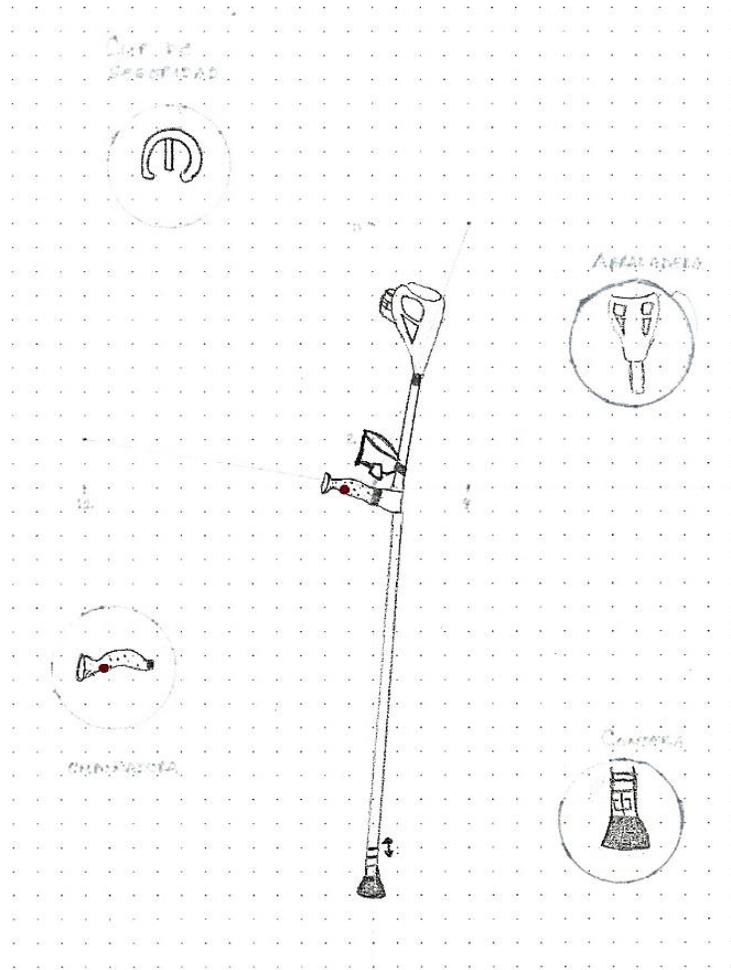


Ilustración 39. Segundo concepto.

- C-3

Abrazadera fija, sujetador de velcro, tornillos, interruptor y gatillo.

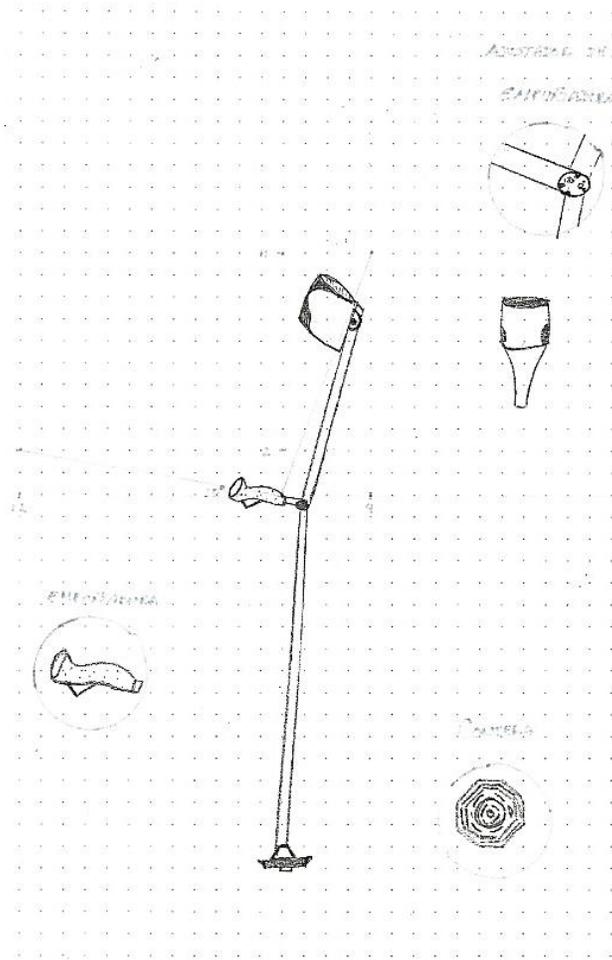


Ilustración 40. Tercer concepto.

- C-4

Abrazadera abatible con cinturón de velcro y correa, articulación circular, sensor de contacto y joy stick (del lado del pulgar).

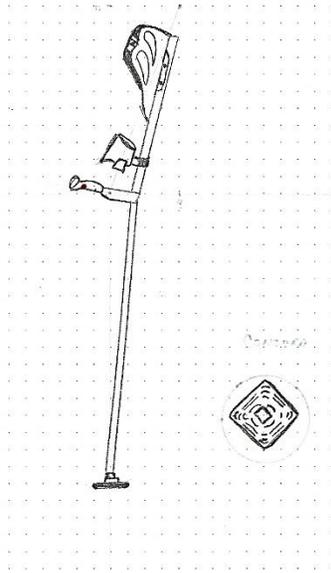


Ilustración 41. Cuarto concepto.

- C-5



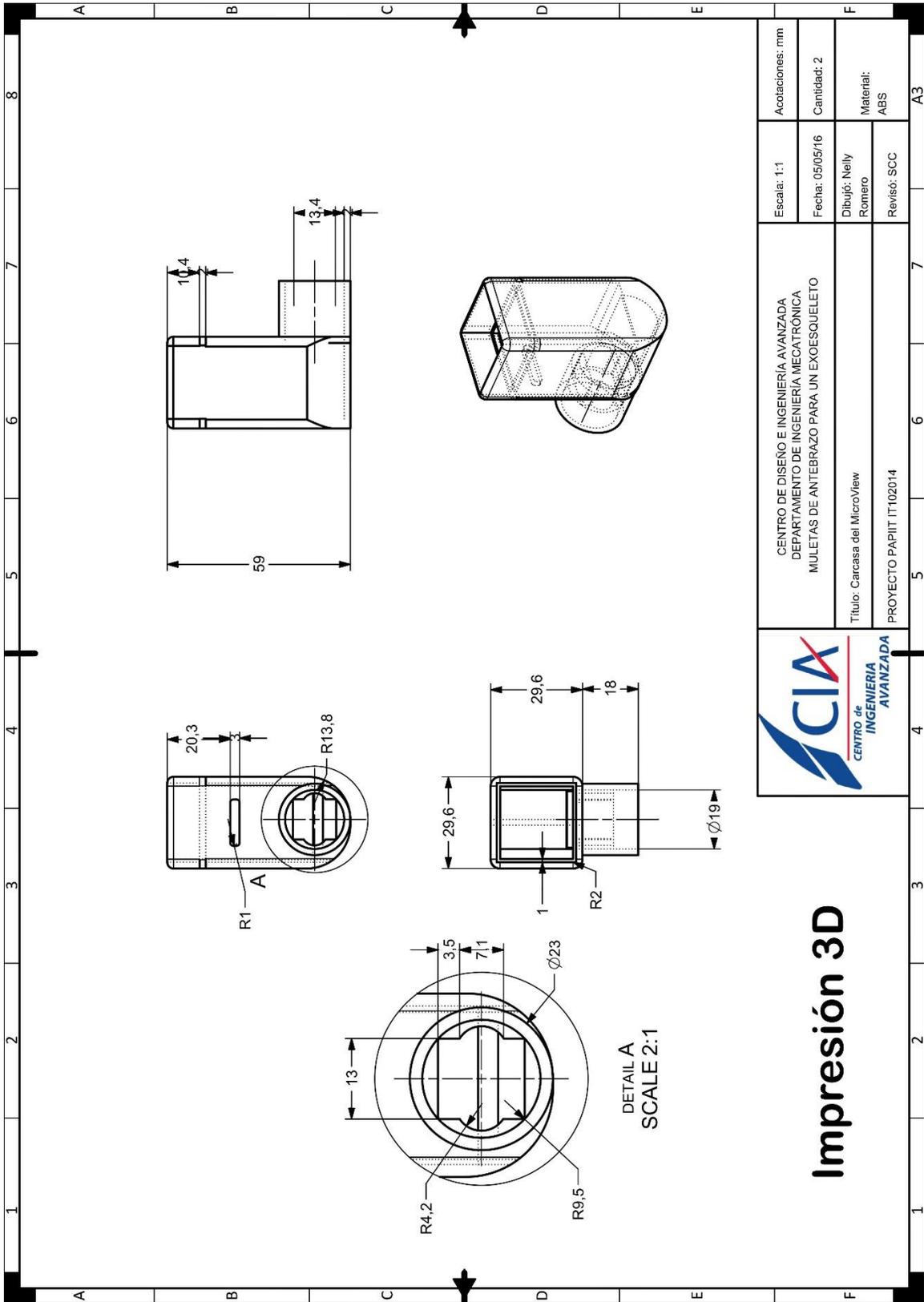
Ilustración 42. Quinto concepto.

- C-6



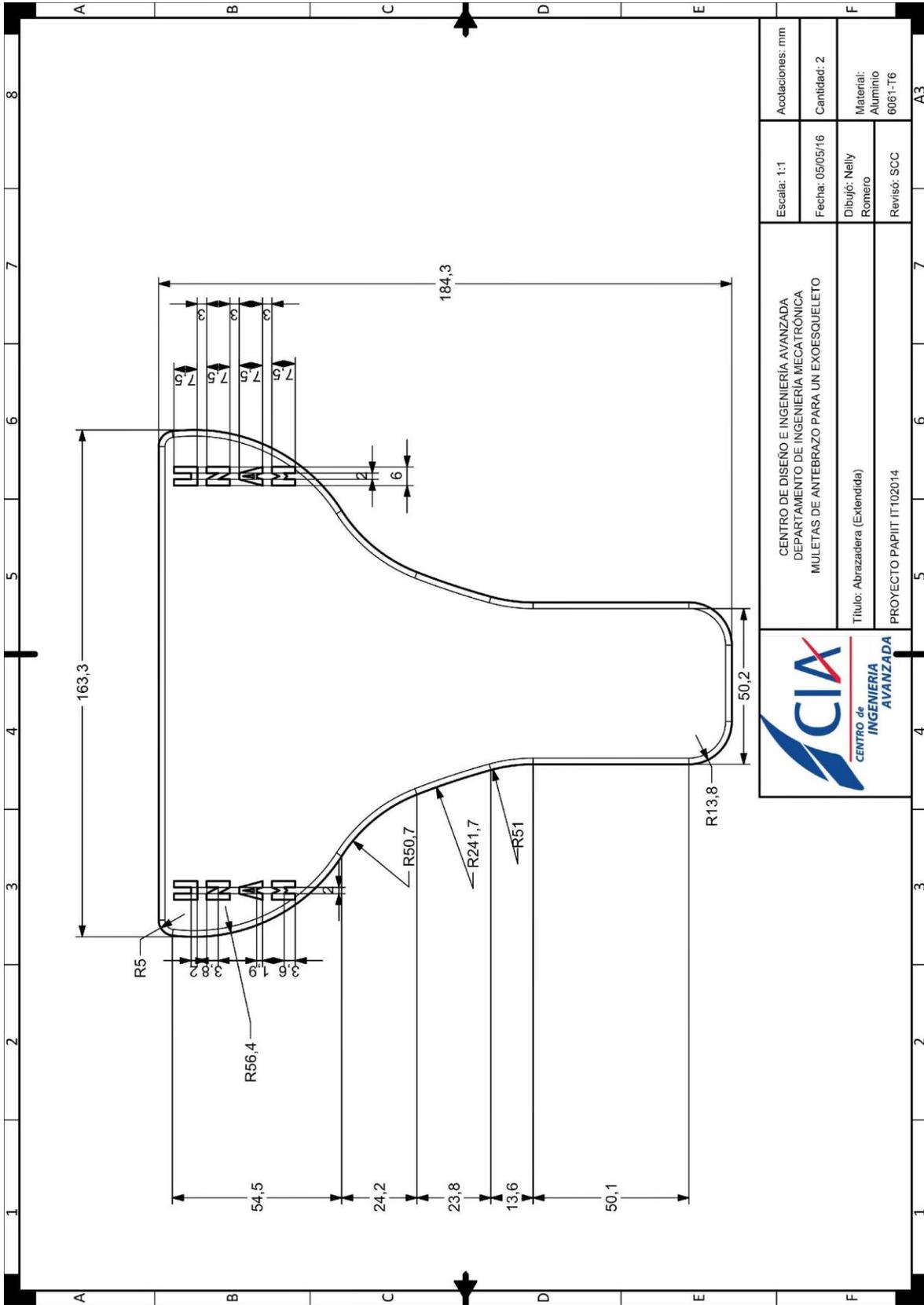
**Ilustración 43. Sexto concepto: Modelo final.**

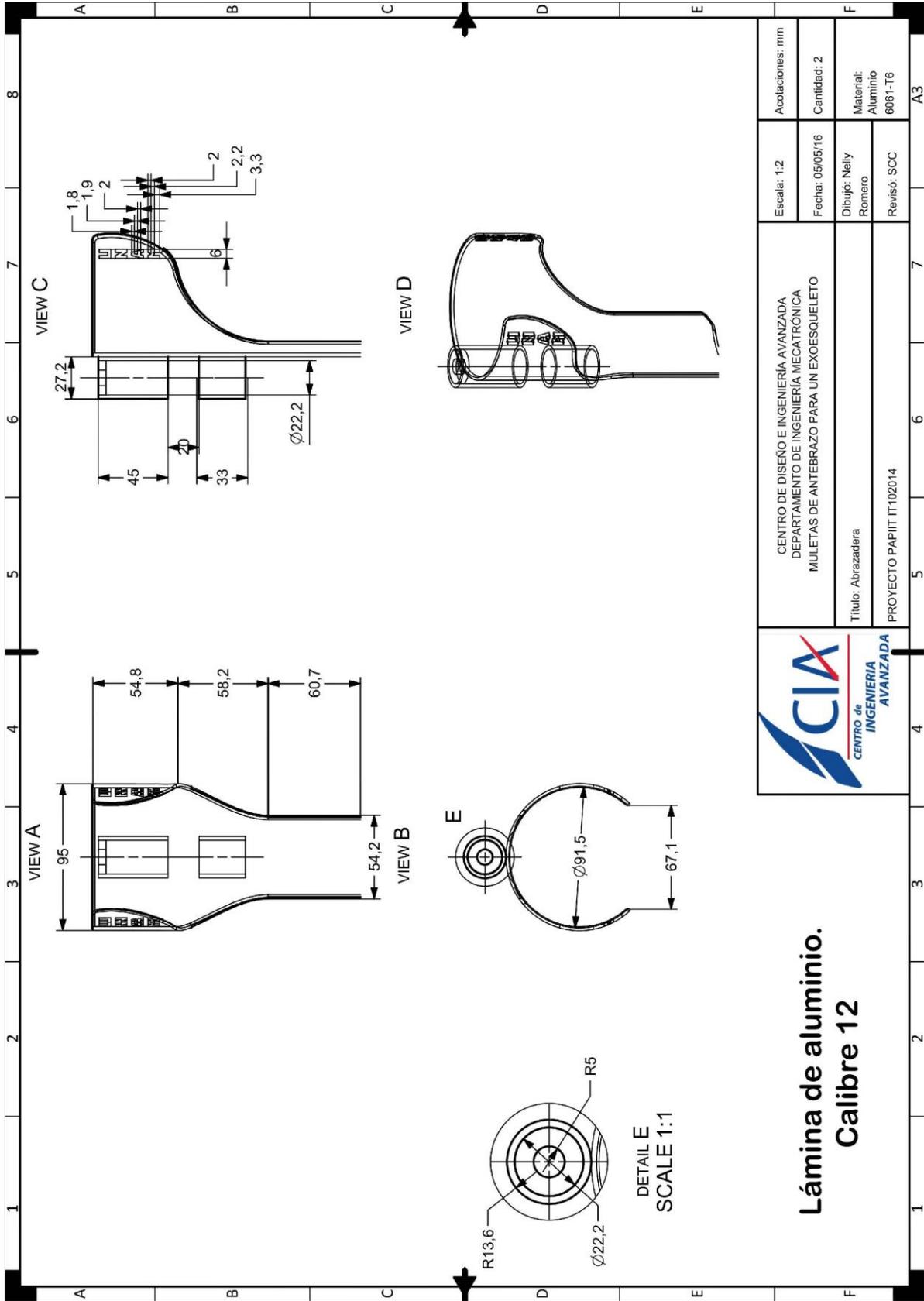
PLANOS



Impresión 3D

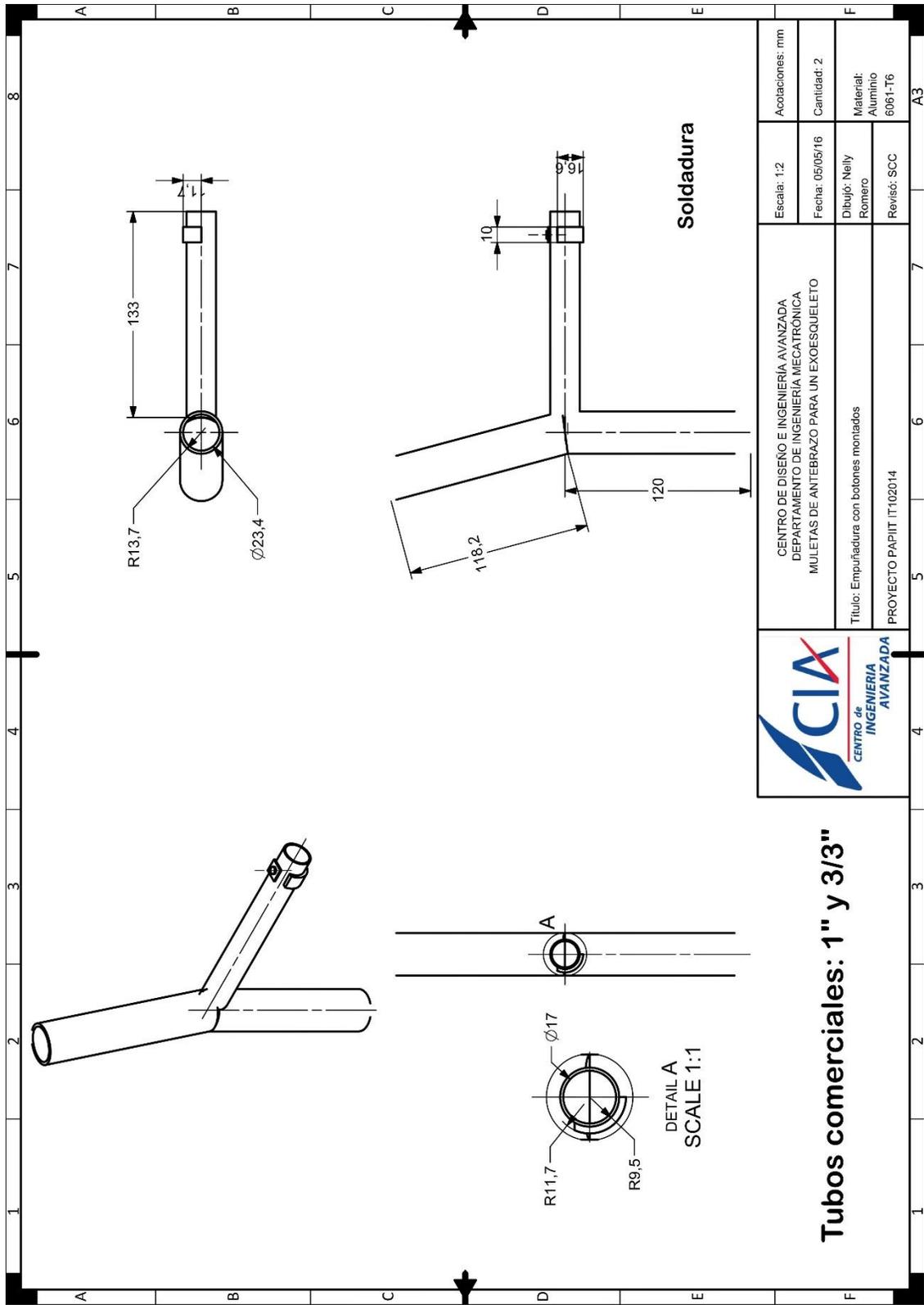
CENTRO DE DISEÑO E INGENIERIA AVANZADA DEPARTAMENTO DE INGENIERIA MECATRONICA MULETAS DE ANTEBRAZO PARA UN EXOSQUELETO		Escalas: 1:1	Acolaciones: mm
Titulo: Carcasa del MicroView		Fecha: 05/05/16	Cantidad: 2
PROYECTO PAPIIT IT102014		Dibujó: Nelly Romero	Material: ABS
		Revisó: SCC	





<b>CIA</b> CENTRO de INGENIERIA AVANZADA	CENTRO DE DISEÑO E INGENIERIA AVANZADA DEPARTAMENTO DE INGENIERIA MECATRONICA MULETAS DE ANTEBRAZO PARA UN EXOSQUELETO		Escala: 1:2	Acotaciones: mm
	Título: Abrazadera PROYECTO PAPIIT IT102014		Fecha: 05/05/16 Dibujo: Nelly Romero Revisó: SCC	Cantidad: 2 Material: Aluminio 6061-T6

**Lámina de aluminio.  
 Calibre 12**





## · MICROVIEW

Es un módulo compatible con el entorno de programación Arduino, cuenta con un microprocesador ATmega328P y una pantalla OLED integrada.

Características:

- Display OLED de 64x48 pixeles
- Microprocesador: ATmega328P
- Voltaje de operación: 5V
- 3.3V - 16V DC de entrada
- 12 Digital I/O Pins (3 PWM)
- 6 entradas analógicas
- Paquete amigable DIP para protoboard
- Memoria Flash de 32KB
- Arduino IDE 1.0+ Compatible
- EEPROM: 1 Kilobyte [37.]

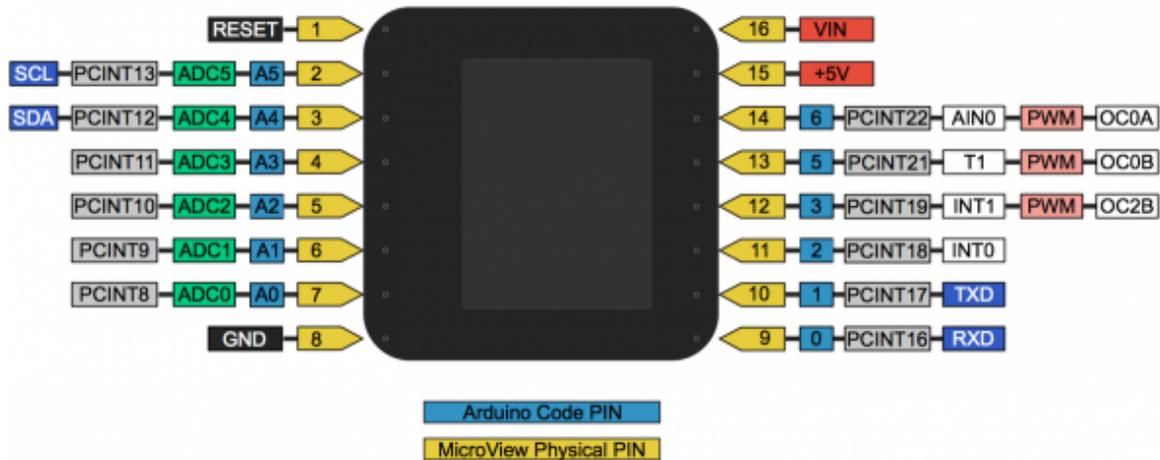


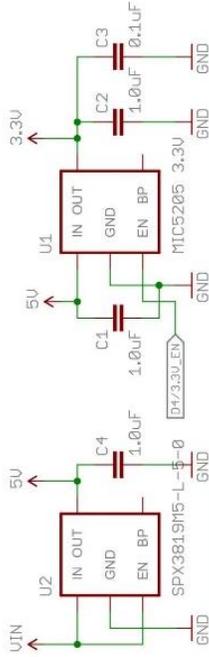
Ilustración 44. Configuración de pines del MicroView [38.]

Se usó un programador USB del MicroView, el cual permite alimentar el módulo desde la computadora por medio del puerto USB; además, permite cargar el código programado en Arduino fácilmente al MicroView.

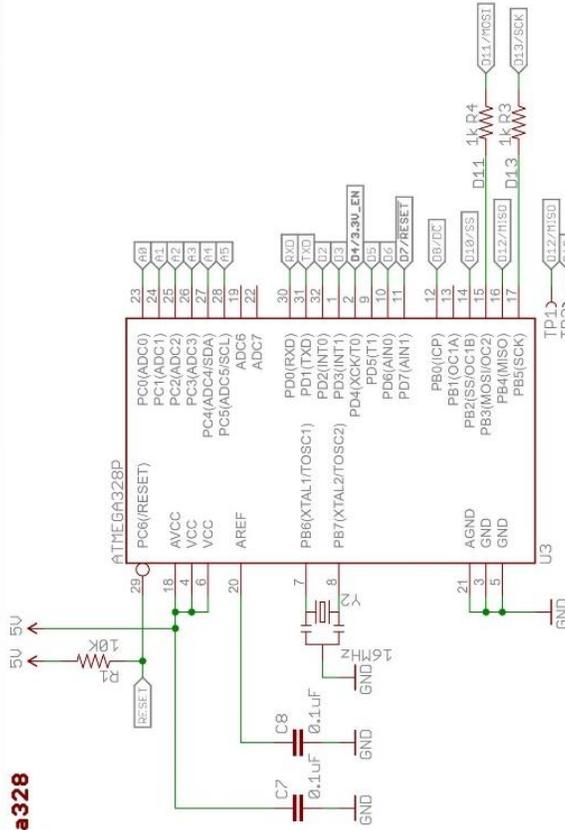


**Ilustración 45. Módulo programador del MicroView [41.]**

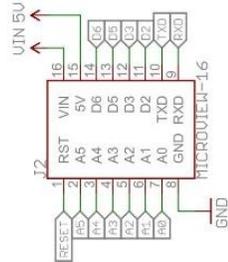
### Voltage Regulators



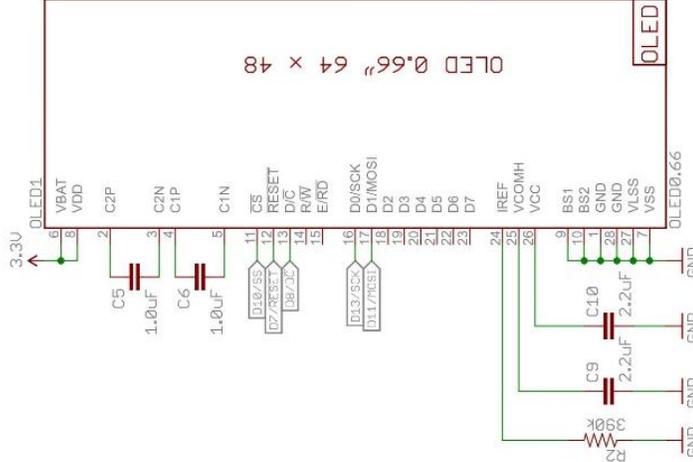
### ATmega328



### Headers



### OLED



Released under the Creative Commons Attribution Share-Alike 4.0 License  
<https://creativecommons.org/licenses/by-sa/4.0/>

TITLE: MicroView

Design by: **Jim Lindblom, JP Liew, Marchus Schjøtt**

Date: 5/13/2014 2:04:08 PM Sheet: 1/1

## ▪ ROTARY ENCODER

Es un codificador rotatorio de 12 pasos con una buena sensación de «clic». Es amigable de usar y tiene un interruptor de selección bastante práctico al empujar hacia adentro de la perilla.

El encoder es diferente a un potenciómetro, debido a que el encoder tiene rotación completa sin límites. La unidad emite código «Gray», de manera que se puede saber cuánto y en qué dirección gira. [57.]



Ilustración 46. Rotary Encoder [62.]

Especificaciones eléctricas:

- Rotary Encoder COM-09117 ROHS
- Clasificación: 1mA/10VDC
- Resistencia de aislamiento: 50VDC 10M $\Omega$  Min.
- Resistencia dieléctrica: 50VAC por 1 min.
- Resolución: 12 pulsos/360° por cada fase.

Especificaciones del Push-on del switch:

- Tipo: Unipolar, interruptor individual (empuje encendido)
- Clasificación: 10mA/5VDC
- Recorrido del interruptor (mm):  $0.5 \pm 0.4$
- Fuerza de funcionamiento: 200~460gf
- Vida útil: 20,000 veces
- 5 pines: tiene en un lado 3 pines (dos laterales de codificación y un pin común/terra en medio) y en el otro lado cuenta con 2 pines (contactos del switch N/O) para el «Push-on» del switch.

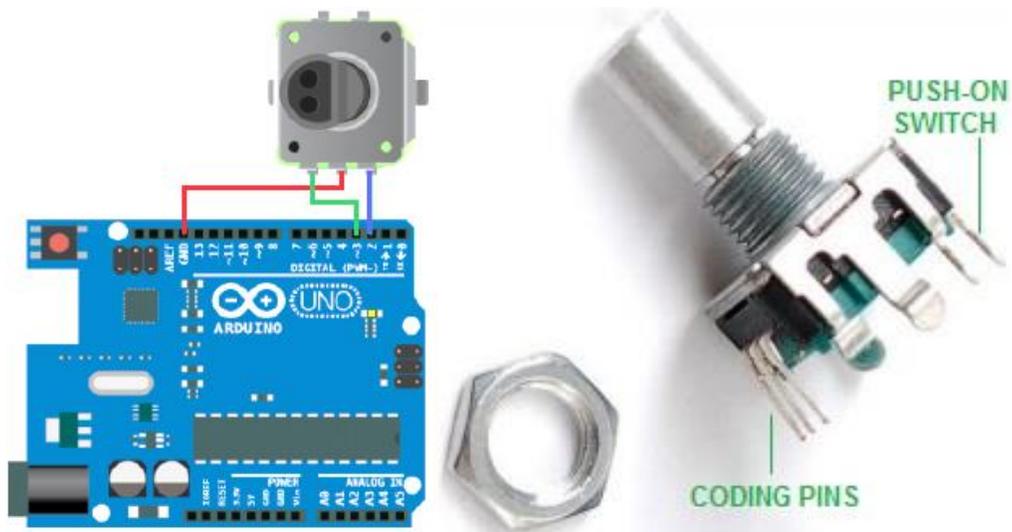


Ilustración 47. Conexión de pines [64.]

## ▪ CÓDIGO DE PROGRAMACIÓN

```
/*          ** MENÚ DE SECUENCIAS DE MOVIMIENTO PARA EL EXOESQUELETO **
```

Opciones del menú:

- |                      |                               |
|----------------------|-------------------------------|
| * 1) Levantarse      | * 6) Marcha lateral derecha   |
| * 2) Sentarse        | * 7) Marcha lateral izquierda |
| * 3) Marcha          | * 8) Subir escaleras          |
| * 4) Subir pendiente | * 9) Bajar escaleras          |
| * 5) Bajar pendiente |                               |

Indicadores visuales (LED RGB):

- \* 1) Verde: Indica que la opción seleccionada se está ejecutando.
  - \* 2) Rojo: Significa que se canceló una opción de selección.
  - \* 3) Azul: Indica que la acción seleccionada ha sido ejecutada y está libre para otra selección.
- ```
*/
```

```
#include <MicroView.h> //Se agrega librería MicroView
```

```
#define ENC_A 14
```

```
#define ENC_B 15
```

```
#define ENC_PORT PINC
```

```
// Variables de entrada
```

```
int btSeleccionar = 2;
```

```
int btlzq = A3, btDer = A2;
```

```
// Variables de salida
```

```
int pinRojo = 6, pinVerde = 5, pinAzul = 3;
```

```
// Variables intermedias
```

```
int contM = 0; // Contador de menú: almacena el estado u opción del menú.
```

```

volatile int lastEncoded = 0;

volatile long encoderValue = 0;

int contMenu = 0, opcionSeleccionada = 0 ;

bool seleccionActiva = LOW;

// Variables del temporizador

unsigned long previousMillis = 0;

const long interval = 1000;

int seg = 0, segMax = 0;

void setup()
{
  Serial.begin(9600);

  uView.begin();

  uView.clear(PAGE); // Configuración de las entradas del sistema.

  pinMode(btSeleccionar, INPUT);

  pinMode(btIzq, INPUT);

  pinMode(btDer, INPUT);

  pinMode(ENC_A, INPUT);

  digitalWrite(ENC_A, HIGH); //Activación del resistor pull-up

  pinMode(ENC_B, INPUT);

  digitalWrite(ENC_B, HIGH); //Activación del resistor pull-up

  // Declaración de pines de salida para controlar el LED RGB.

  pinMode(pinRojo, OUTPUT);

  pinMode(pinVerde, OUTPUT);

  pinMode(pinAzul, OUTPUT);

  uView.print(" MENU ");

  Serial.println("Al parecer no pasa nada");

  portada();

```

```

LEDRGB(0,0,255);}

void loop(){

static uint8_t counter = 0; //this variable will be changed by encoder input

int8_t tmpdata;

tmpdata = read_encoder();

if(tmpdata) {

    uView.clear(PAGE);

    counter += tmpdata;

}

uView.setCursor(0,0);

unsigned long currentMillis = millis();

if (currentMillis - previousMillis >= interval) {

    previousMillis = currentMillis;

    Serial.println("Un segundo mas");

    if(seleccionActiva){

        if(seg >= segMax){

            seg = 0;

            seleccionActiva = LOW;

            LEDRGB(0,0,255);

        }else seg++;

    }

}

switch(contMenu){

case 1:

    uView.clear(PAGE);

    uView.print("LEVANTARSE");

    graficoLevantarse(); //Comentar para probar el codigo del final

```

```
request();
```

```
break;
```

```
case 2:
```

```
uView.clear(PAGE);
```

```
uView.print(" SENTARSE");
```

```
graficoSentarse();
```

```
request();
```

```
break;
```

```
case 3:
```

```
uView.clear(PAGE);
```

```
uView.print(" MARCHA");
```

```
graficoMarcha();
```

```
request();
```

```
break;
```

```
case 4:
```

```
uView.clear(PAGE);
```

```
uView.print(" SUBIR PENDIENTE");
```

```
graficoSubirPendiente();
```

```
request();
```

```
break;
```

```
case 5:
```

```
uView.clear(PAGE);
```

```
uView.print(" BAJAR PENDIENTE");
```

```
graficoBajarPendiente();
```

```
request();
```

```
break;
```

case 6:

```
uView.clear(PAGE);
```

```
uView.print(" MARCHA LAT. DER.");
```

```
graficoMLatDer();
```

```
request();
```

```
break;
```

case 7:

```
uView.clear(PAGE);
```

```
uView.print(" MARCHA LAT. IZQ.");
```

```
graficoMLatIzq();
```

```
request();
```

```
break;
```

case 8:

```
uView.clear(PAGE);
```

```
uView.print(" SUBIR ESCALERAS");
```

```
graficoSubirEsc();
```

```
request();
```

```
break;
```

case 9:

```
uView.clear(PAGE);  
uView.print("  BAJAR  ESCALERAS");  
graficoBajarEsc();  
request();  
break;
```

default:

```
break; }}
```

*/\* returns change in encoder state (-1,0,1) \*/*

```
int8_t read_encoder()
```

```
{ int MSB = digitalRead(ENC_A); //MSB = most significant bit
```

```
int LSB = digitalRead(ENC_B); //LSB = least significant bit
```

```
int encoded = (MSB << 1) | LSB; //converting the 2 pin value to single number
```

```
int sum = (lastEncoded << 2) | encoded; //adding it to the previous encoded value
```

```
if(seleccionActiva == LOW){
```

```
if(sum == 0b1101 || sum == 0b0100 || sum == 0b0010 || sum == 0b1011) {
```

```
encoderValue++; }
```

```
if(sum == 0b1110 || sum == 0b0111 || sum == 0b0001 || sum == 0b1000) {
```

```
encoderValue--;} }
```

```
lastEncoded = encoded; //store this value for next time
```

```
contMenu = encoderValue/4;
```

```
if(contMenu > 9) encoderValue = 0;
```

```
if(contMenu < 0) {
```

```

    lastEncoded = 0;

    encoderValue = 36;

    }}

void request(){

    if(digitalRead(btSeleccionar)== HIGH && seleccionActiva == LOW && digitalRead(btIzq) == HIGH &&
digitalRead(btDer) == HIGH){

        seleccionActiva = HIGH;

        segMax = 5;

        LEDRGB(0,255,0);

        Serial.println("Opcion seleccionada");

        delay(500);

        Serial.println("For out");

    }else if (digitalRead(btSeleccionar)== HIGH && seleccionActiva == HIGH){

        LEDRGB(255,0,0);

        seleccionActiva = LOW;

        segMax = 0;

        Serial.println("Cancelado"); }}

void LEDRGB(int valor_rojo, int valor_verde, int valor_azul){

    analogWrite(pinRojo, valor_rojo);

    analogWrite(pinVerde, valor_verde);

    analogWrite(pinAzul, valor_azul);}

void portada(){

    uView.line(29,19,33,19); //Código de logo puma

    uView.line(28,20,34,20); uView.line(27,21,28,21); uView.line(22,21,24,21);

    uView.line(34,21,35,21); uView.line(38,21,40,21); uView.line(24,22,27,22);

```

```

uView.line(35,22,38,22); uView.pixel(22,22); uView.pixel(40,22);

uView.pixel(22,23); uView.pixel(40,23); uView.pixel(22,24); uView.pixel(40,24);

uView.pixel(22,25); uView.pixel(40,25); uView.line(26,25,30,25);

uView.line(31,25,36,25); uView.line(22,26,23,26); uView.line(27,26,30,26);

uView.line(31,26,35,26); uView.line(39,26,40,26); uView.pixel(23,27);

uView.pixel(39,27); uView.line(28,27,29,27); uView.line(33,27,34,27);

uView.line(23,28,24,28); uView.line(38,28,39,28); uView.pixel(29,28);

uView.pixel(32,28); uView.pixel(24,29); uView.pixel(29,29); uView.pixel(33,29);

uView.pixel(38,29); uView.pixel(24,30); uView.pixel(38,30); uView.line(29,30,33,30);

uView.pixel(24,31); uView.pixel(38,31); uView.line(28,31,34,31); uView.pixel(31,32);

uView.line(24,32,25,32); uView.line(37,32,38,32); uView.line(25,33,37,33);

uView.line(26,34,36,34); uView.line(27,35,28,35); uView.line(34,35,35,35);

uView.line(28,36,29,36); uView.line(33,36,34,36); uView.line(29,37,33,37);

uView.line(10,19,10,37); //Código estrella izquierda

uView.line(3,28,17,28); uView.line(10,28,14,22); uView.line(10,28,6,22);

uView.line(10,28,6,34); uView.line(10,28,14,34);

uView.line(53,19,53,37); //Código estrella derecha

uView.line(46,28,60,28); uView.line(53,28,57,22); uView.line(53,28,49,22);

uView.line(53,28,49,34); uView.line(53,28,57,34);

uView.display(); }

```

```

void graficoLevantarse(){

uView.line(44,40,44,19); //Código de flecha hacia arriba

uView.line(43,40,43,19); uView.line(43,20,40,23); uView.line(43,19,40,22);

uView.line(44,20,47,23); uView.line(44,19,47,22);

uView.line(18,20,20,20); //Código cuerpo

```

```

uView.line(18,21,20,21); uView.line(18,22,20,22); uView.line(17,23,17,33);

uView.line(18,23,18,33); uView.line(19,23,19,33); uView.line(20,23,20,33);

uView.line(21,23,21,33); uView.line(22,23,22,33);

uView.line(23,25,27,25); //Código manos

uView.line(23,26,27,26);

uView.line(23,30,23,40); //Código piernas

uView.line(24,30,24,40); uView.line(25,30,25,40);

uView.circleFill(19,16,3); //Código círculo de la cabeza

uView.display();}

```

```

void graficoSentarse(){

uView.line(30,40,30,20); //Código de flecha hacia abajo

uView.line(30,40,27,37); uView.line(30,40,33,37);

uView.display();}

```

```

void graficoMarcha(){

uView.line(15,43,15,22); //Código de flechas hacia adelante

uView.line(15,22,12,25); uView.line(15,22,18,25); uView.line(46,43,46,22);

uView.line(46,22,43,25); uView.line(46,22,49,25);

uView.display(); }

```

```

void graficoSubirPendiente(){

uView.line(10,43,45,43); //Código de pendiente

uView.line(45,43,45,19); uView.line(10,43,45,19);

uView.line(15,31,31,21); //Código de flecha hacia arriba

uView.line(31,21,29,19); uView.line(31,21,30,24);

```

```
uView.display(); }
```

```
void graficoBajarPendiente(){
```

```
uView.line(10,43,45,43); //Código de pendiente
```

```
uView.line(45,43,45,19); uView.line(10,43,45,19);
```

```
uView.line(15,34,34,22); //Código de flecha hacia abajo
```

```
uView.line(15,34,16,28); uView.line(15,34,17,33);
```

```
uView.display(); }
```

```
void graficoMLatDer(){
```

```
uView.line(10,35,50,35); //Código de flecha en dirección derecha
```

```
uView.line(50,35,45,30);
```

```
uView.line(50,35,45,40);
```

```
uView.display(); }
```

```
void graficoMLatIzq(){
```

```
uView.line(10,35,50,35); //Código de flecha en dirección izquierda
```

```
uView.line(10,35,15,30);
```

```
uView.line(10,35,15,40);
```

```
uView.display(); }
```

```
void graficoSubirEsc(){
```

```
uView.line(10,43,34,43); //Código de escaleras
```

```
uView.line(10,43,10,40); uView.line(10,40,13,40); uView.line(13,40,13,37);
```

```
uView.line(13,37,16,37); uView.line(16,37,16,34); uView.line(16,34,19,34);
```

```
uView.line(19,34,19,31); uView.line(19,31,22,31); uView.line(22,31,22,28);
```

```
uView.line(22,28,25,28); uView.line(25,28,25,25); uView.line(25,25,28,25);  
uView.line(28,25,28,22); uView.line(28,22,31,22); uView.line(31,22,31,19);  
uView.line(31,19,34,19); uView.line(34,19,34,43);  
uView.line(42,19,42,43); //Código flecha hacia arriba  
uView.line(42,19,39,22); uView.line(42,19,45,22);  
uView.display(); }
```

```
void graficoBajarEsc(){  
uView.line(10,43,34,43); //Código de escaleras  
uView.line(10,43,10,40); uView.line(10,40,13,40); uView.line(13,40,13,37);  
uView.line(13,37,16,37); uView.line(16,37,16,34); uView.line(16,34,19,34);  
uView.line(19,34,19,31); uView.line(19,31,22,31); uView.line(22,31,22,28);  
uView.line(22,28,25,28); uView.line(25,28,25,25); uView.line(25,25,28,25);  
uView.line(28,25,28,22); uView.line(28,22,31,22); uView.line(31,22,31,19);  
uView.line(31,19,34,19); uView.line(34,19,34,43);  
uView.line(42,19,42,43); //Código flecha hacia abajo  
uView.line(42,43,39,40); uView.line(42,43,45,40);  
uView.display(); }
```

## REFERENCIAS

1. Saludalia, (2015) "Tipos de ayudas técnicas" en *Saludalia*.  
Disponible en: <http://www.saludalia.com/rehabilitacion/ayudas-tecnicas> [Accesado el día 30/01/15]
2. Revista Accesos: Estilo de vida y discapacidad, (2015) "EKSO" en *Revista Accesos*.  
Disponible en: <http://www.revistaccesos.com/blog/tecnologia/ekso/> [Accesado el día 30/01/15]
3. Ekso Bionics, (2015) "Introduction: EKSO" en *Ekso Bionics*.  
Disponible en: <http://www.eksobionics.com/> [Accesado el día 30/01/15]
4. Fundación Step by Step, (2013) "EKSO Esqueleto: Una revolución en tratamiento de la lesión medular" en *Fundación Step by Step*.  
Disponible en: <http://www.fundacionstepbystep.com/recuperacion/ekso/> [Accesado el día 02/02/15]
5. K-bits: Micronotas de Ciencia y Tecnología en Español, (2014) "Mujer camina de nuevo con Exoesqueleto 3D" en *K-bits*.  
Disponible en: <http://www.k-bits.com/2014/02/26/mujer-camina-de-nuevo-con-exoesqueleto-3d/> [Accesado el día 06/02/15]
6. REWALK, (2015) "Introducing the: ReWalk Personal 6.0 System" en *ReWalk*.  
Disponible en: <http://www.rewalk.com/> [Accesado el día 07/02/15]
7. Instituto de Biomecánica de Valencia, (2014) "Componentes y características del bastón ortopédico" en *IBV*.  
Disponible en: <http://laboral.ibv.org/es/component/sobi2/?sobi2Task=sobi2Details&catid=23&sobi2Id=55> [Accesado el día 08/02/15]
8. Instituto de Biomecánica de Valencia, (2003) "Guía práctica para fabricantes de productos de la vida diaria y ayudas técnicas", Fundación CEDAT [En línea].  
Disponible en: [http://gestion.ibv.org/gestoribv/index.php?option=com\\_docman&view=download&alias=101-datus-guia-practica-para-fabricantes-de-productos-de-la-vida-diaria-y-ayudas-tecnicas&category\\_slug=productos&Itemid=142](http://gestion.ibv.org/gestoribv/index.php?option=com_docman&view=download&alias=101-datus-guia-practica-para-fabricantes-de-productos-de-la-vida-diaria-y-ayudas-tecnicas&category_slug=productos&Itemid=142) [Accesado el día 08/02/15]
9. CERMI, (2005) "AUPA: Ayudas técnicas y discapacidad" en FEAPS Murcia.  
Disponible en: [http://www.feapsmurcia.org/feaps/FeapsDocumentos.NSF/08db27d07184be50c125746400284778/58a9616d8b3e9c67c12571a0002a09d7/\\$FILE/cermi-ayudas.pdf](http://www.feapsmurcia.org/feaps/FeapsDocumentos.NSF/08db27d07184be50c125746400284778/58a9616d8b3e9c67c12571a0002a09d7/$FILE/cermi-ayudas.pdf) [Accesado el día 18/02/15]
10. Bridger R. S., (1995) *Introduction to Ergonomics*. EEUU, McGraw-Hill.
11. Antonio Viladot Voegeli y colaboradores, (2001) *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*. España, Springer.
12. Mañero Lojendio, Ignacio, (2013) "Muleta con apoyo inclinado de antebrazo y con amortiguación" en Patentados.  
Disponible en: <http://patentados.com/patente/muleta-apoyo-inclinado-antebrazo-amortiguacion/> [Accesado el día 18/02/15]

13. Rehberger Olivera, Jorge, (1998) "Muleta mejorada con dispositivo amortiguador" en Patentados.  
 Disponible en: <http://patentados.com/invento/muleta-mejorada-con-dispositivo-amortiguador.html> [Accesado el día 10/03/15]
14. Higgins Raymond A., (1974) *Ingeniería Metalúrgica*, Tomo 1. México, Editorial Continental, S.A.
15. Instituto Nacional de Rehabilitación, (2013) "Manual de guías clínicas de lesión medular traumática aguda", México. [En línea]  
 Disponible en: <http://iso9001.inr.gob.mx/Descargas/iso/doc/MG-SMR-12.pdf> [Accesado el día 20/04/15]
16. Bizkel, (2015) "La espasticidad y espasmos musculares" en Lesionados Medulares de Bizkaia.  
 Disponible en: <http://www.bizkel.com/espasticidad.html> [Accesado el día 21/04/15]
17. Adaptohabitat, (2012) "La lesión Medular y la silla de ruedas. Su interacción con el entorno" en Adaptohabitat.  
 Disponible en: <https://adaptohabitatblog.wordpress.com/2012/12/26/la-lesion-medular-y-la-silla-de-ruedas-como-interactuar-con-el-entorno/> [Accesado el día 21/04/15]
18. CIRRIE, (2015) "International Encyclopedia of Rehabilitation" en CIRRIE [En línea].  
 Disponible en: <http://cirrie.buffalo.edu/encyclopedia/es/> [Accesado el día 23/04/15]
19. COFEPRIS, (2013) "Regulación Sanitaria de Dispositivos Médicos". *VII Conferencia de la Red Panamericana para la Armonización de la Reglamentación Farmacéutica (Red PARF)*, 7 de Septiembre de 2013. Secretaría de Salud. Ottawa, Canadá.
20. INDEPEDI, (2015) "Información sobre los Temas de Discapacidad" en *Instituto para la integración al desarrollo de las personas con discapacidad* [En línea]  
 Disponible en: <http://indepedi.df.gob.mx/discapacidad.html> [Accesado el día 4/05/15]
21. SEGOB, (2014) "Programa Nacional para el desarrollo y la inclusión de las personas con discapacidad" en *Diario Oficial de la Federación* [En línea]  
 Disponible en: [http://www.dof.gob.mx/nota\\_detalle.php?codigo=5343100&fecha=30/04/2014](http://www.dof.gob.mx/nota_detalle.php?codigo=5343100&fecha=30/04/2014) [Accesado el día 25/05/15]
22. Manufacturas Vettel, S.L., (2015) "Muletas Ergodynamic" en Vettel [En línea].  
 Disponible en: [http://www.vettel.es/product.php?id\\_product=384](http://www.vettel.es/product.php?id_product=384) [Accesado el día 25/05/13]
23. Viparmacy (2015). Muleta Ergodynamic. [Imagen]  
 Recuperado de: <http://onlineraviparmacy.com/images/Karma%20Ergonomic%20Crutch%20Ergo%20Dynamic.jpg> [Obtenido el día 25/05/15]
24. Manufacturas Vettel, S.L., (2015) "Muletas Ergotech" en Vettel [En línea].  
 Disponible en: [http://www.vettel.es/product.php?id\\_product=383](http://www.vettel.es/product.php?id_product=383) [Accesado el día 25/05/13]
25. Farma Vázquez (2015). Muleta Ergotech. [Imagen]  
 Recuperado de: <http://www.farmavazquez.com/tienda/10781-thickbox/578961->

- [muleta-ergotech-azul.jpg](#) [Obtenido el día 25/05/15]
26. Manufacturas Vettel, S.L., (2015) “Muletas Safewalk” en Vettel [En línea].  
Disponibile en: [http://www.vettel.es/product.php?id\\_product=381](http://www.vettel.es/product.php?id_product=381) [Accesado el día 25/05/15]
  27. Medical Expo (2015). Muleta Safewalk. [Imagen].  
Recuperado de: [http://img.medicaexpo.es/images\\_me/photo-g/muleta-canadiense-altura-regulable-71116-6711221.jpg](http://img.medicaexpo.es/images_me/photo-g/muleta-canadiense-altura-regulable-71116-6711221.jpg) [Obtenido el día 25/05/15]
  28. Manufacturas Vettel, S.L., (2015) “Muletas Opticomfort” en Vettel [En línea].  
Disponibile en: [http://www.vettel.es/product.php?id\\_product=382](http://www.vettel.es/product.php?id_product=382) [Accesado el día 25/05/15]
  29. Medical Expo (2015). Muleta Opticomfort. [Imagen].  
Recuperado de: [http://img.medicaexpo.es/images\\_me/photo-g/muleta-canadiense-altura-regulable-71116-6711187.jpg](http://img.medicaexpo.es/images_me/photo-g/muleta-canadiense-altura-regulable-71116-6711187.jpg) [Obtenido el día 25/05/15]
  30. Ergoactives, (2015) “Ergobaum” en *ERGOACTIVES* [En línea].  
Disponibile en: <http://www.ergoactives.com/> [Accesado el día 25/05/15]
  31. Fitzgerald Robert W., (2007) *Mecánica de Sólidos*. México, AlfaOmega.
  32. José Isidro García, (2004) *Fundamentos del Diseño Mecánico*, Primera Edición. Colombia, Universidad del Valle.
  33. Alciatore, David G. y Histand, Michael B., (2008) *Introducción a la Mecatrónica y los sistemas de medición*, Tercera Edición. México, McGraw Hill.
  34. Philips Chandler A.; M.D. y P.E, (2000) *Human Factors Engineering*. EEUU, John Wiley & Sons, Inc.
  35. Sanders Mark S. y McCormick Ernest J., (1987) *Human Factors in Engineering and Design*, Sixth Edition. EEUU, McGraw Hill.
  36. Soto Treviño Sofía, (2009) *Apoyo auxiliar para marchas patológicas*. Tesis de licenciatura. México, Centro de investigaciones de diseño industrial, UNAM.
  37. Sparkfun, “SparkFun MicroView - OLED Arduino Module” en *Sparkfun Electronics* [En línea].  
Disponibile en: <https://www.sparkfun.com/products/12923>  
[Accesado el día 27/09/15]
  38. Sparkfun, (2015) “Pin configuration of MicroView” en *Sparkfun Electronics* [En línea].  
Disponibile en: <https://learn.sparkfun.com/tutorials/sparkfun-inventors-kit-for-microview/microview-overview-> [Accesado el día 27/09/15]
  39. Sparkfun, (2015) “MicroView Arduino Library - MicroView Class Reference” en *Learn MicroView* [En línea].  
Disponibile en: [http://microview.io/doco/html/class\\_micro\\_view.html#aa81c541240cbdf91545d6662fbb45e4c](http://microview.io/doco/html/class_micro_view.html#aa81c541240cbdf91545d6662fbb45e4c) [Accesado el día 27/09/15]
  40. Arduino, (2015) “Tutorials” en Arduino [En línea].  
Disponibile en: <https://www.arduino.cc/en/Tutorial/HomePage> [Accesado el día 27/09/15]
  41. Sparkfun (2015). Sparkfun MicroView-USB Programmer. [Imagen].  
Recuperado de: <https://www.sparkfun.com/products/12924> [Obtenido el día

- 27/09/15]
42. Ortopedia Plus (2015). Tipos de muletas de antebrazo. [Imagen].  
Recuperado de: <http://www.ortopediaplus.com/es/36-muletas-tradicionales>  
[Obtenido el día 07/02/2015]
  43. OMS, (2013) “Lesiones Medulares” en Organización Mundial de la Salud [En línea].  
Disponible en: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs384/es/> [Accesado el día 01/01/16]
  44. INEGI, (2010) Las personas con discapacidad en México, una visión al 2010. México.
  45. Liebenson Craig, (2003) *Manual de rehabilitación de la columna vertebral*, Primera Edición. España, Editorial Paidotribo.
  46. Dr. Matamala, (2016) “Médula Espinal” en Universidad de la Frontera Temuco-Chile. [En línea]. Temuco, disponible en: <http://www.med.ufro.cl/Recursos/neuroanatomia/archivos/pdf/apunte4.pdf>  
[Accesado el día 02/01/16]
  47. Asociación Cubana de Limitados Físico-Motores, (2014) “Información General de la Médula Espinal y la Columna Vertebral” en Aclifim [En línea].  
Disponible en: <http://www.aclifim.sld.cu/Info/InfoGenColumna.htm> [Accesado el día 01/01/16]
  48. Carrera Domínguez R., (2015) *Fundamentos del trauma en la columna vertebral*. México, Editorial Prado.
  49. Departamento de Anatomía, (2016) “Curso de neuroanatomía” en Escuela de Medicina Pontificia Universidad Católica de Chile [En línea]. Chile, disponible en: <http://escuela.med.puc.cl/paginas/departamentos/anatomia/cursoenlinea/download/columna.pdf> [Accesado el día 02/01/16]
  50. Hernández A. (2015) “La columna vertebral” en iNatación [En línea].  
Disponible en: <http://www.i-natacion.com/articulos/fisiologia/columna.html>  
[Accesado el día 02/01/16]
  51. León Cristina, (2014) *Apuntes de Ergonomía*. Facultad de Ingeniería, UNAM. México.
  52. Medline Plus, (2016) “Disco intervertebral” en *Biblioteca Nacional de Medicina de los EE.UU.*  
Disponible en: [https://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/esp\\_imagepages/19469.htm](https://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/esp_imagepages/19469.htm)  
[Accesado el día 02/01/16]
  53. Instituto de Educación Secundaria Ramón Pignatelli. Estructura de la médula espinal [Imagen].  
Recuperado de: [http://agrega.educacion.es/repositorio/14062013/46/es\\_2013061412\\_9103939/SistemaNervioso/mdula\\_espinal.html](http://agrega.educacion.es/repositorio/14062013/46/es_2013061412_9103939/SistemaNervioso/mdula_espinal.html) [Obtenido el día 03/01/16]
  54. Creative Commons, (2014) “Learn MicroView a Chip-sized Arduino with built-in OLED Display” en Learn MicroView [En línea].  
Disponible en: <http://learn.microview.io/> [Accesado el día 02/01/16]
  55. Beer Ferdinand P., (1993) *Mecánica de materiales*, Segunda Edición. Colombia, McGraw Hill.

56. Bickford William B., (1995) *Mecánica de sólidos. Conceptos y aplicaciones*, Primera edición. IRWIN.
57. Sparkfun, (2015) "Rotary Encoder" en *Sparkfun Electronics*.  
Disponible en: <https://www.sparkfun.com/products/9117> [Accesado el día 03/01/16]
58. BILDR, (2012) "Rotary Encoder + Arduino" en *bildr*.  
Disponible en: <http://bildr.org/2012/08/rotary-encoder-arduino/> [Accesado el día 03/01/16]
59. Ruiz-Falcó Rojas, Arturo, (2009) "Apuntes de clase. Despliegue de la Función Calidad (QFD)" en *Universidad Pontificia ICAICADE Comillas Madrid* [En línea].  
Disponible en: <http://web.cortland.edu/matresearch/QFD.pdf> [Accesado el día 15/02/16]
60. Murcia Belmonte, José, (2014) "TUTORIAL ARDUINO. CONTROLAR UN LED RGB UTILIZANDO POTENCIÓMETROS" en *Geeky Theory*.  
Disponible en: <https://geekytheory.com/tutorial-arduino-controlar-un-LED-rgb-utilizando-potenciometros/> [Accesado el día 15/02/16]
61. RACSO, (2014) "Controlar LED RGB con Arduino" en *Arduino*.  
Disponible en: <http://www.arduino.utfsm.cl/controlar-LED-rgb-con-arduino/> [Accesado el día 16/02/16]
62. Hobby Electronics. Rotary encoder [Imagen]  
Recuperado de: <http://www.hobbytronics.co.uk/rotary-encoder> [Obtenido el día 20/02/16]
63. Oleg Mazurov, (2010) "Reading rotary encoder on Arduino" en *Circuits@Home*.  
Disponible en: <https://www.circuitsathome.com/mcu/programming/reading-rotary-encoder-on-arduino> [Accesado el día 21/02/16]
64. Hareendran, T. K., (2015) "Rotary Encoder & Arduino" en *Electro Schematics*.  
Disponible en: <http://www.electroschematics.com/12012/rotary-encoder-arduino/> [Accesado el día 28/02/16]
65. Rendirse jamás. Trocánter mayor [Imagen]  
Recuperado de: <http://rendirse-jamas.blogspot.mx/2011/11/bursitis-trocanterea.html> [Obtenido el día 03/03/16]
66. R. Mondelo, P.; Gregori Torada, E.y Barrau Bombardo, P., (2000) *Ergonomía 1. Fundamentos*. Tercera edición. España, Editoriales Alfaomega & UPC.
67. Universidad de las Américas, (2011) "Diseño, Análisis y Modelado Cinemático de un Exoesqueleto Pasivo de Extremidad Inferior con Propósito de Rehabilitación". México, Puebla. [En línea]  
Disponible en: [http://catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lmt/perez\\_m\\_f](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lmt/perez_m_f) [Accesado el día 03/03/16]
68. West Instruments de México, S.A., (2015) "Manual de aplicación de encoders" en *West Instruments* [En línea].  
Disponible en: <http://www.westmexico.com.mx/pfd/dynapar/catalogos/4.-Manual%20de%20Aplicacion%20de%20Encoders.pdf> [Accesado el día 07/03/16]
69. FISIOTERAPIAIADEU. (2014) Planimetría humana. [Imagen]  
Recuperado de: <http://fisioterapiaiadeu.blogspot.mx/2014/06/planimetria->

- [ladescrpcion-de-los-planos.html](#) [Obtenido el día 10/03/16]
70. Luna Jurado, Martín M. y Rodríguez López, C. Andrés, (2015) *Diseño mecánico de un exoesqueleto de cadera y rodilla*. Tesis de licenciatura. México, Universidad Nacional Autónoma de México.
  71. Mott, Robert L., (2006) *Diseño de elementos de máquinas*. Cuarta edición. México, Editorial Pearson Prentice Hall.
  72. Ashby, Michael F. & Jones, David R. H., (2002) *Engineering Materials 1. An introduction to their properties and applications*. Second Edition. Oxford, Butterworth Heinemann.
  73. The Materials Information Society, (2002) *Atlas of Stress-Strain Curves*. Second Edition. USA, ASM International.
  74. University of Seville, (2013) “*Design and validation of GCH System 1.0 which measures the weight-bearing exerted on forearm crutches during aided gait*” en ScienceDirect [En línea].  
Disponible en:  
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636212003645> [Accesado el día 11/03/16]
  75. Megan K. MacGillivray; b, Ranita H.K. Manochac & Bonita Sawatzky, (2016) “*The influence of a polymer damper on swing-through crutch gait biomechanics*” en ScienceDirect [En línea].  
Disponible en:  
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453316000072> [Accesado el día 11/03/16]
  76. H. Thys; P.A. Willems & P. Saels, (1996) “*Energy cost, mechanical work and muscular efficiency in swing-through gait with elbow crutches*” en ScienceDirect [En línea].  
Disponible en:  
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/002192909684543X> [Accesado el día 12/03/16]
  77. Luc Noreau; Carol L. Richards; FranCois Comeau & Daniel Tardif, (1995) “*BIOMECHANICAL ANALYSIS OF SWING-THROUGH GAIT IN PARAPLEGIC AND NON-DISABLED INDIVIDUALS*”. Vol. 28. Great Britain, Elsevier Science.
  78. Imaz Gutiérrez, R., (2016) *Resistencia de Materiales: Capítulo 6. Esfuerzo cortante* en Universidad de Cantabria [En línea].  
Disponible en: <http://ocw.unican.es/enseñanzas-tecnicas/resistencia-de-materiales/materiales/Tema%206%20Resistencia.pdf> [Accesado el día 20/03/16]
  79. Fernández Cuello, A. & Javierre Lardiés, C., (2012) *Criterios de diseño mecánico en tecnologías industriales*. Primera edición. España, Prensas Universitarias de Zaragoza.
  80. Bibing [En línea].  
Disponible en:  
<http://bibing.us.es/proyectos/abreproy/3953/fichero/Memoria+PFC%252F05-CAPITULO+4.pdf>. [Accesado el día 28/04/16].