



# **Prototipo de mecanismo bicicleta electromecánica con corrector de postura cuatro barras para personas con discapacidad en extremidades inferiores.**

**Camilo Andrés Valencia Córdoba**

Universidad Antonio Nariño  
Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica  
Neiva, Colombia  
2020



# **Prototipo de mecanismo bicicleta electromecánica con corrector de postura cuatro barras para personas con discapacidad en extremidades inferiores.**

**Camilo Andrés Valencia Córdoba**

Proyecto de grado presentado como requisito parcial para optar al título de:  
**Ingeniero Mecánico**

Director (a):

PhD. Francisco Fernández Periche

Línea de Investigación:

Materiales y diseño mecánico.

Universidad Antonio Nariño – Sede Buganviles.

Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica

Neiva/Huila, Colombia

2020



## *Dedicatoria*

*Dedico esta tesis a mi Madre y Novia, son la fuente de motivación e inspiración en mi vida, les doy las gracias por el apoyo incondicional en todo este proceso de lucha, siempre de la mano batallando con el objetivo claro de superación.*



## **Agradecimientos**

*Primero que todo quiero dar gracias a Dios por cada día darme fortaleza y sabiduría para lograr todo lo propuesto, guiándome por el camino correcto y tomando las mejores decisiones en los momentos difíciles.*

*A todas las personas que han aportado tiempo, espacio y motivación en esta etapa, como son mi familia y seres cercanos que siempre estuvieron hay para brindar un apoyo. A mi asesor el Doctor Francisco Fernández Periche por ofrecer todo su conocimiento para resolver las dudas y así mismo dar las mejores recomendaciones para que este proyecto surja de la mejor forma.*





## Resumen

El proyecto presentado se llevó a cabo debido a que existe una limitación de máquinas de rehabilitación que permita sujetar las piernas para realizar movimientos cíclicos como método de terapia, ya que las actuales no cuentan con sujetadores en las piernas de los pacientes con paraplejia. Con lo anterior se logró una propuesta que innova en el campo de mecánica aplicada a salud, se diseñó y se construyó un prototipo acoplado a un mecanismo de sistema cuatro barras para sujetar las piernas de un paciente. Con el desarrollo del prototipo permite sujetar las piernas, guardando un paralelismo. Así mismo se llevó a cabo la participación del Señor Absalón García como base de nuestra investigación en la ciudad de Neiva (Huila), de donde se tomaron los datos iniciales para las medidas de trabajo del mecanismo, dimensión del sistema cuatro barras, áreas de sujeción; como puntos de apoyo ergonómicos para sus posteriores pruebas.

Se definió una propuesta el cual se tomó en cuenta las siguientes variables como velocidad de giro, torque, longitud de mecanismo cuatro barras, geometrías para cuatro barras, potencia del motor, relación de transmisión, selección de materiales, mecanismo bicicleta y un sistema cuatro barras usado para corregir la postura de las piernas. En donde se logró por medio de un mecanismo electromecánico unir un mecanismo cuatro barras a mecanismo bicicleta. Logrando como resultado un prototipo funcional practico para realizar un ejercicio en específico como lo son los movimientos cíclicos; en donde se debe contar con la ayuda de una silla con espaldar mayor a 90°, se probó con una persona sin ninguna discapacidad, logrando la ejercitación muscular.

De igual forma el desarrollo del prototipo se logró con un valor de construcción inferior al \$1'000.000.

**Palabras clave:** Mecanismo bicicleta, mecanismo cuatro barras, estabilidad, movimiento cíclico.

## Abstract

The project presented was carried out due to the fact that there is a limitation of rehabilitation machines that allow the legs to be held in order to perform cyclic movements as a therapy method, since the current ones do not have leg braces for paraplegic patients. With the above, a proposal was achieved that innovates in the field of mechanics applied to health, since a prototype was designed and built coupled to a four-bar system mechanism to hold a patient's legs. With the development of the prototype, it allows to hold the legs, keeping a parallelism. Likewise, Mr. Absalon Garcia participated as a base for our research in the city of Neiva (Huila), from where the initial data was taken for the working measurements of the mechanism, dimension of the four-bar system, areas of subjection; as ergonomic support points for its later tests.

A proposal was defined which took into account the following variables such as rotation speed, torque, four-bar mechanism length, four-bar geometry, engine power, transmission ratio, material selection, bicycle mechanism and a four-bar system used to correct leg posture. Where it was achieved by means of an electromechanical mechanism to join a four-bar mechanism to a bicycle mechanism. As a result, a practical functional prototype was achieved to carry out the physical activity with the help of a chair with a back greater than 90°. It was tested with a person without any disability, achieving satisfaction by carrying out the cyclic movements that are made in a physiotherapy site.

**Keywords: Bicycle mechanism, four bars mechanism, stability, cyclic movement.**

# Contenido

	Pág.
Resumen .....	IXI
Abstract .....	XII
Contenido .....	XIII
Lista de figuras .....	XV
Lista de tablas.....	XVIII
Lista de símbolos.....	XIX
Introducción .....	1
<b>1. Marco de referencias.....</b>	<b>5</b>
1.1 Marco teórico .....	5
1.1.1 Prototipo. ....	5
1.1.2 Creación de prototipos en el desarrollo de nuevos productos. Consideraciones estratégicas.....	5
1.1.3 El uso de prototipos de los diseñadores novatos en diseño de ingeniería. ....	6
1.1.4 Estimulación muscular .....	6
1.1.5 Ergonomía .....	7
1.2 Marco legal.....	8
1.2.1 Garantía de la prestación de salud. ....	8
1.2.2 Condiciones que deben cumplir los prestadores de salud. ....	8
1.2.3 Constitución política de Colombia.....	8
1.3 Estado del arte .....	9
1.3.1 Estímulos como base en la recuperación de personas parapléjicas. ....	9
1.3.2 Mecanismos empleados para maquinas en parapléjicas. ....	12
<b>2. Propuesta de diseño .....</b>	<b>41</b>
2.1 Bases para el cálculo .....	41
2.2 Cálculo de reacciones, geometrías de eslabones y pasadores en el punto superior.....	42
2.2.1 Cálculo del eslabón A .....	42
2.2.2 Cálculo del pasador 1 .....	46
2.2.3 Análisis del pasador 1 sobre el eslabón C .....	47
2.2.4 Análisis en el Pasador 2 .....	48
2.3 Cálculo de reacciones en el punto inferior.....	48

2.3.1	Análisis en el pasador 4 .....	50
2.3.2	Análisis en el Pasador 5 .....	50
2.4	Selección de materiales para eslabones y pasadores.....	51
2.4.1	Análisis de esfuerzo por flexión sobre el eslabón A.....	55
2.5	Análisis y selección de material en el eje principal.....	59
2.5.1	Análisis para determinar el punto crítico en el eje XZ .....	62
2.5.2	Análisis en el plano YZ.....	64
2.6	Análisis del motor.....	65
2.6.1	Fuerza requerida para el análisis del motor.....	65
2.6.2	Análisis y pruebas de velocidad en Software Working Model .....	67
2.6.3	Construcción del mecanismo.....	69
<b>3.</b>	<b>Resultados .....</b>	<b>73</b>
3.1	Resultados con referencia al objetivo 1.....	73
3.1.1	Recomendaciones para la silla del paciente.....	75
3.1.2	Postura de la espalda por simulación .....	76
3.2	Resultados con referencia al objetivo 2.....	77
3.2.1	Elementos del cuatro barras.....	77
3.2.2	Elementos de sujeción .....	79
3.2.3	Elemento eléctrico.....	81
3.3	Resultado con referencia al objetivo 3. ....	82
<b>4.</b>	<b>Conclusiones y recomendaciones. ....</b>	<b>83</b>
A.	Anexo: Propuesta de diseño a realizar. ....	85
B.	Anexo: Carga en etapa del ciclo con 7 kilos.....	86
C.	Anexo: Carga en etapa media del ciclo con 11 Kilos.....	87
D.	Anexo: Carga en etapa superior con 22 Kilos. ....	88
E.	Presupuesto .....	89
<b>Bibliografía .....</b>		<b>90</b>

## Lista de figuras

	<b>Pág.</b>
<b>Figuras capítulo I</b>	
<b>Figura 1-1</b> Modelo con espaldar retráctil.....	7
<b>Figura 1-2</b> Modelo tipo colina con tendón en serie.....	9
<b>Figura 1-3</b> Modelo cíclico a 42 rpm.....	10
<b>Figura 1-4</b> Modelo por estimulación por superficie.....	11
<b>Figura 1-5</b> Modelo por cableado .....	13
<b>Figura 1-6</b> Modelo hidráulico .....	14
<b>Figura 1-7</b> Componentes de silla eléctrica con pedal.....	15
<b>Figura 1-8</b> Modelo con bota plástica. ....	16
	<b>Pág.</b>
<b>Figuras capítulo II</b>	
<b>Figura 2- 1</b> Elementos del cuatro barras.....	42
<b>Figura 2- 2</b> Análisis del eslabón A.....	43
<b>Figura 2- 3</b> Eslabones del cuatro barras .....	43
<b>Figura 2- 4</b> Aplicación de la carga en el punto superior .....	44
<b>Figura 2- 5</b> Diagrama en el plano ZY de la carga en el punto superior. ....	44
<b>Figura 2- 6</b> Distribución de medida para el análisis.....	45
<b>Figura 2- 7</b> Análisis de fuerzas en el pasador 1. ....	46
<b>Figura 2- 8</b> Eslabón C con pasador 1 .....	47
<b>Figura 2- 9</b> Análisis en el pasador 2 con eslabón C. ....	48
<b>Figura 2- 10</b> Calculo y análisis de reacciones en los eslabones con la carga en el punto inferior. ....	48
<b>Figura 2- 11</b> Diagrama y reacciones con la carga en el punto inferior.....	49
<b>Figura 2- 12</b> Análisis con la fuerza $F_d$ y el pasador 4.....	50

<b>Figura 2- 13</b> Análisis en el pasador 5 .....	51
<b>Figura 2- 14</b> Criterio y análisis de material en el pasador 1 del pedal.....	51
<b>Figura 2- 15</b> Identificación de termino C .....	53
<b>Figura 2- 16</b> Análisis de la sección transversal del eslabón A. ....	56
<b>Figura 2- 17</b> Limite para deformación.....	56
<b>Figura 2- 18</b> Diagrama de tensiones sobre la sección.....	57
<b>Figura 2- 19</b> Figura de referencia para deformación en un extremo. ....	57
<b>Figura 2- 20</b> Geometría de la sección. ....	58
<b>Figura 2- 21</b> Diagrama de cuerpo libre del eje principal.....	59
<b>Figura 2- 22</b> Fuerzas del piñón al plato .....	60
<b>Figura 2- 23</b> Diagrama de cargas en el plano XZ .....	62
<b>Figura 2- 24</b> Diagrama de fuerzas cortantes y momentos flectores. ....	62
<b>Figura 2- 25</b> Diagrama de fuerzas en el plano YZ .....	63
<b>Figura 2- 26</b> Diagrama de cortantes y momentos en el plano YZ .....	64
<b>Figura 2- 27</b> Geometrías del piñón y plato.....	66
<b>Figura 2- 28</b> Eslabones del sistema cuatro barras.....	67
<b>Figura 2- 29</b> Inclusión de la pierna sobre la silla de 4 cm. ....	68
<b>Figura 2- 30</b> Inclinación del espaldar de la silla. ....	68
<b>Figura 2- 31</b> Construcción de los eslabones cortos, medios y largos .....	69
<b>Figura 2- 32</b> Apertura de orificios con torno de árbol.....	69
<b>Figura 2- 33</b> Construcción de pines y pasadores en torno.....	70
<b>Figura 2- 34</b> Masillado de esqueleto y pulido de terminaciones soldadas.....	70
<b>Figura 2- 35</b> Instalación de piezas y prueba de partes. ....	71
<b>Figura 2- 36</b> Verificación de motor.....	71
<b>Figura 2- 37</b> Postura de eslabones, pines, y sistema eléctrico con el motor.....	72
<b>Figura 2- 38</b> Prueba del prototipo a escala.....	72

### **Figuras capítulo III**

**Pág.**

<b>Figura 3- 1</b> Pruebas del sistema a escala real y verificación de movimiento. ....	73
<b>Figura 3- 2</b> Movimiento del sistema cuatro barras en 4 ciclos. ....	74
<b>Figura 3- 3</b> Puesta en marcha. ....	75
<b>Figura 3- 4</b> Verificación de paralelismo en las piernas.....	75
<b>Figura 3- 5</b> Recomendación de silla con almohadilla superior a 4 cm. ....	76

---

<b>Figura 3- 6</b> Espaldar de la silla con deformación. ....	76
<b>Figura 3- 7</b> Recomendación de silla con método Rula. ....	77
<b>Figura 3- 8</b> Elemento mecánico – Eslabón corto.....	78
<b>Figura 3- 9</b> Elemento mecánico – Eslabón corto medio.....	78
<b>Figura 3- 10</b> Elemento mecánico – Eslabón largo.....	79
<b>Figura 3- 11</b> Elemento mecánico – Eslabón largo fijo .....	79
<b>Figura 3- 12</b> Elemento mecánico - Esqueleto .....	80
<b>Figura 3- 13</b> Elemento mecánico – Sistema de transmisión.....	80
<b>Figura 3- 14</b> Elemento mecánico – Elementos de unión.....	81
<b>Figura 3- 15</b> Elemento mecánico - Motor .....	81
<b>Figura 3- 16</b> Elemento mecánico - Batería.....	82
<b>Figura 3- 17</b> Prueba del prototipo a escala sin elementos ergonómicos. ....	82

## Lista de tablas

	<b>Pág.</b>
Tabla 2- 1 Datos iniciales de cálculo .....	41
Tabla 2- 2 Resistencia de materiales de algunos metales.....	53



## Lista de símbolos

Símbolo	Término	Unidad SI
$\vartheta$	Volumen	$m^3$
$d$	Densidad	$\frac{kg}{m^3}$
$g$	Gravedad	$\frac{m}{s^2}$
$M$	Masa	Kg
$F$	Fuerza	N
$\Delta t$	Delta del tiempo	S
$v$	Velocidad	$\frac{m}{s}$
$\omega$	Velocidad angular	$\frac{m}{s}$
$V_T$	Velocidad tangencial	$\frac{m}{s}$
$\mu$	Velocidad de impacto	$\frac{m}{s}$
kg	Kilogramo	kg
Fb	Fuerza de eslabón b (largo), carga 22 kilos	N
Fpiy, Fpix	Recciones en pasador 1	N
Fp2y, Fp2x	Recciones en pasador 2	N
Fd	Fuerza de eslabón b (largo), carga 7 kilos	N
Mr	Momento resultante	N.m
$\delta_{max}$	Deformación	mm



# Introducción

## Presentación

En el proyecto se desarrolló un prototipo de mecanismo bicicleta electromecánica que cuenta con un sistema corrector de postura cuatro barras con el fin de garantizar la estabilidad de ejercitación en las piernas para personas con discapacidad en las extremidades inferiores.

## Origen del estudio

En la actualidad los modelos empleados para la ejercitación han sido motivo de estudio por diferentes autores. En España se desarrolló un modelo que requieren de la ayuda de otra persona para apoyar las piernas, con las manos sobre la rodilla del paciente para realizar ejercicios de rotación y no dejar mover a un costado las piernas (Piazza et al. 2016). De la misma forma, se han desarrollado modelos que cuentan con sistemas electromecánico por medio de software con el fin de llevar una estimulación inducida entre la flexión y extensión de las piernas. (Riener, Quintern, y Schmidt 2009). Este tipo de estimulación ha permitido realizar experimentos de simulación con pacientes en posición de cúbito supino con el muslo apoyado. En donde se aplicaron cargas sobre la rodilla y al mismo tiempo un modelo de simulación inducida. En donde Riener define que el usuario puede seleccionar el tipo de simulación a trabajar para sus músculos (Riener, Quintern, y Schmidt 2009). Para dichos experimentos se ha empleado revoluciones de trabajo entre los 10 minutos a 42 rpm por sesión; similar al movimiento. (Piazza et al. 2016).

Dicho desplazamiento que realiza las piernas carece de control sobre sus movimientos voluntarios provocando deformación en las articulaciones de la rodilla de donde surge la necesidad de acoplar un sistema cuatro barras para diseñar un mecanismo que al girar pueda realizar los movimientos correctos sin dejar desplazar la pierna hacia los costados y lograr realizar una ejercitación adecuada.

## Tema

Los temas a tratar en el desarrollo del proyecto son:

- Sistema de cuatro barras: Mecanismo de conjunto de eslabones conectados para transmitir un movimiento.
- Mecanismo bicicleta: Sistema de piezas que acopladas transforman el movimiento en el desplazamiento de un cuerpo.
- Materiales de diseño: Por medio de cálculo ingenieril se define por teorías de diseño la geometría de un material cumpliendo con normas de seguridad.

## Planteamiento del problema

En la actualidad las personas con discapacidad en las extremidades inferiores cuentan con determinados tipos de equipo para su recuperación, los cuales se realizan con terapias de métodos manuales por medio de una fisioterapeuta empleando movimientos cíclicos de cubico supino o por máquinas de rehabilitación muscular posicionando las piernas en un sistema de mecanismo bicicleta, movimientos que son realizados con: Bicicletas estáticas, mini biker y bicicletas especiales multiusos; con sensores electrónicos con tarifas de uso desde los \$120.000 hasta \$300.000 en centros de rehabilitación muscular.

Estos equipos al realizar la ejercitación no cuentan con sistema de apoyo en las rodillas o correctores postura provocando incomodidad o dificultad para realizar la actividad. Es así, que el diseño del prototipo se fundamentó como una alternativa que apoya el proceso de rehabilitación en una persona con discapacidad, permitiéndole realizar una actividad de ejercitación desde su casa.

Pregunta de investigación:

¿Un sistema cuatro barras adaptado a un mecanismo bicicleta puede mejorar la estabilidad en la ejercitación de las piernas de personas con discapacidad en las extremidades inferiores?

## **Campo de trabajo**

La temática utilizada en el proyecto se basó en las líneas de sistemas completos y materiales.

## **Objetivos**

El presente proyecto de grado se basa en presentar un diseño, con análisis de movilidad de un sistema cuatro barras unido a un sistema de mecanismo bicicleta con el fin brindar la ejercitación y estabilidad en las piernas de pacientes con discapacidad.

### **Objetivo General**

Diseñar un Prototipo de mecanismo bicicleta electromecánica con corrector de postura cuatro barras que ejerciten las extremidades inferiores en personas con discapacidad.

### **Objetivos específicos**

- Identificar criterios físicos para el diseño del prototipo de mecanismo bicicleta junto con el corrector de postura.
- Seleccionar los elementos mecánicos que componen el sistema de transmisión sincronizando al corrector de postura.
- Construir un sistema mecánico por mecanismo bicicleta con la implementación de un corrector de postura.

## **Justificación**

Las empresas prestadoras de servicios fisioterapéuticos cuentan con la disposición de realizar terapias por medio citas a largo plazo, ocasionado una mejora lenta en los pacientes que requieren ejercitación en las extremidades inferiores. De lo anterior surge como necesidad una opción alterna por medio de un prototipo de fácil adquisición y que pueda usarse en el hogar de los pacientes que requieren ejercitación muscular enfocados en las piernas, de donde es necesario establecer elementos mecánicos como: Mecanismo bicicleta, sistema cuatro barras, torque de un motor, sistema de transmisión; ya que estos serán los elementos mecánicos para que un conjunto de piezas trabaje de manera sincronizada.

## Alcances

En esta investigación se contempló las siguientes limitaciones: El paciente debe estar entre el rango de 60 a 100 kilos y entre 40 cm a 75 cm de longitud de pantorrilla. Por otra parte, se basa en un estudio con pacientes con disminución de movilidad en las extremidades inferiores. El mecanismo será alimentado por una batería de 12V recargable, la posición del diseño propuesto solamente se puede realizar sentado y no dispone de otras perspectivas para otro uso.

Para realizar la ejercitación se debe contar con una silla estable y resistente, en caso de usar silla de rueda debe contar con la posibilidad de desmontar el descansa pies.

## Planteamiento metodológico

En la metodología aplicada para el desarrollo del siguiente proyecto se tiene dividida en las siguientes etapas:

**Fase de conocimiento:** Identificar las medidas para el mecanismo bicicleta y corrector de postura, definir medidas de sujeción para la pierna, indicar la posición a la cual deben moverse las piernas de una persona con discapacidad y seleccionar la ubicación donde se debe acoplar el mecanismo con las piernas.

**Fase de análisis:** Calcular un mecanismo para sujeción de las rodillas, dibujar un mecanismo cuatro barras con manivela y apoyo sobre piernas, experimentar por programa de movimiento las velocidades de trabajo sobre una pierna con manivela y mecanismo bicicleta.

**Fase de evaluación:** Fundamentar por medio de pruebas en paciente la comodidad de un mecanismo 4 barras con y sin el uso del corrector de postura, seleccionar puntos de anclaje para el mecanismo 4 barras, seleccionar estructura 4 barras con el corrector de postura para piernas.

**Fase de creación:** Construir un mecanismo bicicleta con corrector de postura a bajo costo, calificar los movimientos cíclicos de un mecanismo bicicleta para la ejercitación en personas con discapacidad sin corrector y calificar los movimientos cíclicos de un sistema de 4 barras con corrector de posturas.

# 1.Marco de referencias

## 1.1 Marco teórico

El siguiente marco teórico comprende términos para la interpretación y desarrollo del proyecto.

### 1.1.1 Prototipo.

Un Prototipo es un objeto que sirve como referencia para futuros modelos en una misma cadena de producción. Es el primer dispositivo que se fabrica y del que se toman las ideas más relevantes para la construcción de otros diseños y representa todas las ideas en cuanto a diseño, soporte y tecnología que se les puedan ocurrir a sus creadores. En la fase de Diseño se usa para ayudar a evaluar muchos aspectos de la implementación seleccionada. En la fase de Análisis de un proyecto, su principal propósito es obtener y validar los requerimientos esenciales, manteniendo abiertas, las opciones de implementación. (Horrillo, 2017).

### 1.1.2 Creación de prototipos en el desarrollo de nuevos productos. Consideraciones estratégicas.

La creación de Prototipos es una actividad y una herramienta que ha recibido considerable atención en la investigación de desarrollo de productos para las comunidades en los últimos tiempos. Con el creciente interés en varios negocios y productos dominios de desarrollo, la creación de prototipos en etapas iniciales se ha convertido en una actividad importante y con la ayuda de herramientas digitales, es posible crear prototipos altamente flexibles que permitan ciclos cortos de aprendizaje a un costo accesible. (Christer W. Elveruma, 2016)

### **1.1.3 El uso de prototipos de los diseñadores novatos en diseño de ingeniería.**

Los prototipos pueden ayudar a minimizar los errores de diseño que de otro modo podrían ocurrir tarde o temprano en el proceso. A menudo, los prototipos se pueden crear rápidamente y económicamente y sirven como modelos efectivos para ayudar a los diseñadores a identificar problemas de diseño y aprender de los fracasos (Kelley y Littman, 2006; Kordon y Luqi, 2002). Por lo tanto, muchos defensores sugieren que los prototipos deben crearse temprano. (Michael Deiningner, Shanna R. Daly, Kathleen H. Sienko, & Jennifer C. Lee, 2017)

### **1.1.4 Estimulación muscular**

Dentro de la importancia en la cual se enmarca el proyecto, se explicó por medio de este numeral como se puede lograr por medio de estímulo manual que actualmente se realiza por fisioterapeutas o enfermeros el masaje de las piernas con el fin de mejorar, estimular, desestresar, mejorar la irradiación de sangre de los miembros inferiores con la aplicación de pequeños movimientos circulares, el cual permite estirar los músculos que han estado un mayor de horas en estado estático, la cual si este estado aumenta provoca la aparición de escaras, según Sánchez afirma lo siguiente:

“Las escaras son unas lesiones que se producen en la piel y en los tejidos que se encuentran debajo de la misma debido a la presión constante y excesiva. Se denominan también “úlceras por presión”.”(Sánchez, Luisa 2015).

Por otra parte; la poca o nula realización de cambios posturales por parte del cuidador o la propia persona, donde el paciente deberá recurrir a los masajes y estiramientos, por medio del desarrollo del proyecto se logra en pacientes aumentar la posibilidad de recuperar parte de tejido corporal con la constancia en un mecanismo que ejercite y movilice sus piernas. Según recomendaciones de una enciclopedia cubana(Ecured 2009), se hace énfasis en las siguientes personas, a las cuales se les debe realizar este tipo de ejercicios o estimulaciones de las piernas:

- Personas que deben permanecer en cama por largo tiempo.
- Personas con lesión medular (con imposibilidad de mover una parte del cuerpo).



- Personas con amputaciones.
- Personas que deben usar equipos para la marcha o para desplazarse (sillas de ruedas, muletas, prótesis, etc.)
- Personas con flacidez, que tienen muy poco tono muscular.

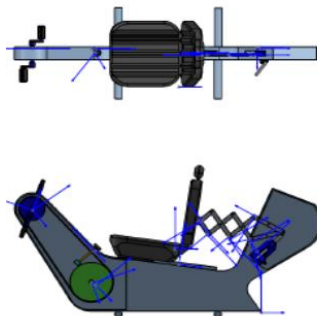
### 1.1.5 Ergonomía

Unos de los aspectos más importantes para el desarrollo del proyecto, fue la interpretación de las posturas a la cual se debió someter el cuerpo de estudio, debido a que presentaba posturas que debió ser evaluadas como son la espalda y los músculos de las piernas, de donde surge un método por medio de los siguientes aspectos a evaluar según lo afirmado por Poveda.(Poveda 2016):

- Establecer los períodos de trabajo y prestar atención al trabajador en este período.
- Si el período es muy extenso o no constan, se pueden hacer valoraciones a intervalos regulares.
- Elegir las posiciones que se va a evaluar.

Estableciendo un modelo de diseño el cual trabajo y destinó que la zona de la espalda debe poseer un sistema de ajuste por el movimiento que se realiza al mover las piernas, lo cual ejerce presión sobre la espalda y esta debió poseer un área cómoda y ajustable. Dicho modelo se puede apreciar en la figura 1-1:

**Figura 1-1** Modelo con espaldar retráctil



Fuente: modelo extraído, Rapid Upper Limb Assessment. (Corlett 2013)

El modelo por otra parte se evaluó bajo el modelo RULA, que en palabras de Corlett se afirma. “es un método desarrollado para evaluar la exposición de personas a posturas,

fuerzas y actividad muscular, que como es conocido contribuyen a la aparición de desórdenes músculo-esqueléticos de extremidad superior”.(Corlett 2013). Dicho modelo se evaluó por medio de la observación del mecanismo por alguien operándolo para ser evaluado en cada posición de cada una de las extremidades, brazo, espalda, cabeza, piernas, manos, pies. Según sea el tipo movimiento.

## **1.2 Marco legal**

En este capítulo se hace una revisión documental de normas y resoluciones que influyen en el proceso de investigación.

### **1.2.1 Garantía de la prestación de salud.**

Según la resolución 3100 de 2019(«resolucion-3100-de-2019.pdf», s. f.), deberá garantizar los servicios en las zonas cercanas para sus pacientes, con resolución no se cumplió debido a que el paciente de estudio debe programar una vez por semana sus terapias y disponer de transporte adecuado para su traslado, bajo dicha resolución se buscó que el mecanismo pueda estar en la casa del paciente.

### **1.2.2 Condiciones que deben cumplir los prestadores de salud.**

Según la resolución 1441 de 2013, («resolucion-1441-de-2013.pdf», s. f.), partiendo de las otras disposiciones, los sitios o entidades prestadores de salud , podrán implementar otras alternativas al momento de realizar fisioterapias, partiendo de ello, nuestro diseño será una herramienta nueva para llevar a cabo una terapia guiada o con visita domiciliaria si el paciente tiene un mecanismo en su residencia, ya que dicho mecanismo puede ser empleado por una sola persona, supervisada por alguien de la familia.

### **1.2.3 Constitución política de Colombia.**

Partiendo de la constitución política de Colombia ( Artículo 52)(«verNormaPDF.pdf», s. f.), nuestro diseño sirve como herramienta de deporte para estimular y recrear a un paciente que desea mejorar su estado físico y emocional.

## 1.3 Estado del arte

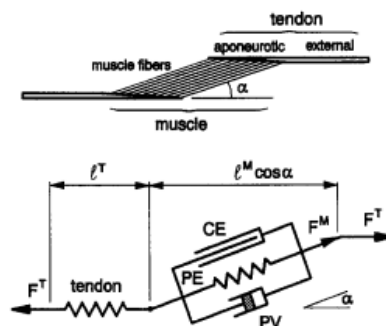
El estado del arte comprende de la revisión bibliográfica a nivel internacional con referencia a artículos científicos sobre el área de máquinas para recuperación en personas con paraplejia.

### 1.3.1 Estímulos como base en la recuperación de personas parapléjicas.

Gran parte de las investigaciones realizadas en el campo de la ingeniería biomecánica se ha enfocado en la búsqueda de desarrollar equipos o herramientas para estimular músculos que han perdido su movilidad y con pequeños movimientos repetitivos han dado paso a una recuperación exitosa.

Partiendo de lo anterior, se realizó por parte de Riener (Riener, Quintern, y Schmidt 2009). El uso de un método donde se empleó pacientes parapléjicos para experimentos de simulación, se realizó en cinco pacientes con lesión completa del cordón torácico espinal. Todos los pacientes dieron su consentimiento informado para el estudio. En donde los pacientes se acuestan en decúbito supino con el muslo apoyado y se aplican las cargas sobre la rodilla y al mismo tiempo un modelo de simulación inducida directamente al movimiento del mango o momento isométrico de flexión-extensión de la rodilla, movimientos controlados por programa de simulación que puede seleccionar qué músculos deben ser estimulados en el modelo. Con el modelo siguiente, se logró estimular desde un software el movimiento del musculo, ver figura 1-2:

**Figura 1-2** Modelo tipo colina con tendón en serie.



Fuente: Figura extraída “Control mechanisms for restoring posture and movements in paraplegics”. (Riener, Quintern, y Schmidt 2009).

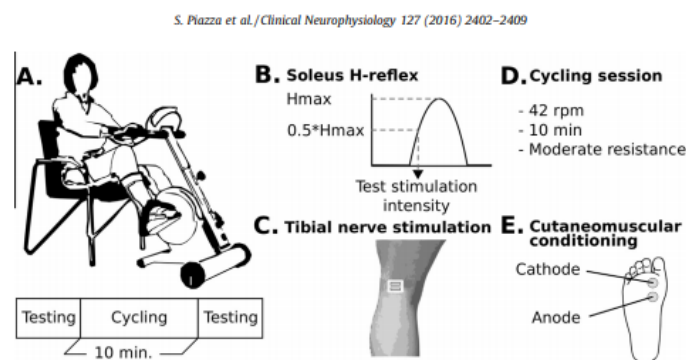
La figura 1-2 expresa los componentes en el envío de las señales para estimular la fuerza que se desea controlar. El contráctil (CE) representa la fuerza-longitud y la fuerza=velocidad propiedad del músculo, que también depende de la cantidad de activación del músculo. Las propiedades pasivas del músculo incluyen una fuerza viscoelástica (PE elástico paralelo o PE paralelo elemento fotovoltaico viscoso).

El objetivo de este trabajo fue lograr la activación dinámica en la pierna, el cual proporciona la activación necesaria para generar fuerza. En el trabajo la activación  $a(t)$  se define como el estado activo normalizado. La intensidad del estado activo se define como la fuerza normalizada que el componente contráctil de un músculo puede desarrollarse, o la carga que puede soportar, sin alargamiento o acortamiento.

De igual forma en España (Piazza et al. 2016), se desarrolló un estudio similar; en el que nuevamente se tiene en cuenta el consentimiento firmado del paciente de estudio, para realizar pruebas en las piernas de ciclistas, realizando un protocolo experimental, donde los participantes se sentaron en un ergómetro estático de pierna, con los pies firmemente atados a los pedales con tiras de velcro (Fig. 1-3 - A).

Se colocaron dos órtesis de tobillo y pie en cada pierna para evitar el movimiento excesivo del tobillo durante el ciclismo de pierna. La actividad se probó antes y después de 10 min a 42 rpm sesión de ciclismo de piernas realizada a una intensidad que el sujeto se sentía moderado y cómodo. El posicionamiento se puede apreciar en la siguiente figura 1-3:

**Figura 1-3** Modelo cíclico a 42 rpm



Fuente: Figura de “Maintenance of cutaneomuscular neuronal excitability after leg-cycling predicts lower limb muscle strength after incomplete spinal cord injury”. (Piazza et al. 2016).

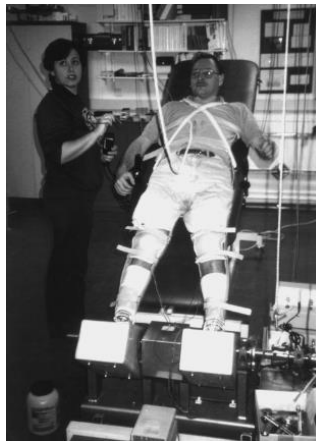
En la figura 1-3, se planteó una estimulación eléctrica con el mecanismo de tratamiento. Al mismo tiempo, el procedimiento se basó en una prueba de reflejos utilizado para demostrar la modulación de reflejos Soleus H-reflex con acondicionamiento cutáneo-muscular. (A) Modulación Soleus H-reflex en respuesta a un estímulo eléctrico de acondicionamiento cutáneo-muscular ipsilateral aplicado a la superficie plantar del pie a intervalos de Inter estímulos de 25, 50, 75 y 100 ms (un 1 ms - 100 Hz).

Compartiendo el mismo enfoque de estudio, Donaldson ha realizado experimentos en los que se utilizó estimuladores musculares con retroalimentación de los sensores para obtener automáticamente el control de la fuerza o de la posición durante más de 25 años, donde argumenta.

“La importancia cuantitativa de estos experimentos es también difícil de evaluar, ya que la prueba de animales que están sanos no es lo mismo que en humanos con paraplejia, los músculos no han sufrido los cambios que siguen a la parálisis y no hay una tarea funcional real con la que probar los músculos del controlador-estimulador.”(Donaldson et al. 2010).

Por lo anterior Donaldson empezó por investigar un caso más simple con el uso de controladores necesarios para controlar las caderas, las rodillas y tobillos. sin embargo, uno que todavía podría ser utilizado para un propósito realista es trabajar con las articulaciones del tobillo; al estar de pie no se encuentran en una posición extrema en su rango de movimiento; sus músculos extensores (flexiones plantares) sean fácilmente accesibles para la estimulación de la superficie; y los momentos de unión se pueden estimar con poco error de las fuerzas bajo los pies, porque la inercia de los pies es pequeña. Así en su modelo, planteo los sujetadores como se observa en la figura 1-4:

**Figura 1-4** Modelo por estimulación por superficie



Fuente: Figura "Apparatus and methods for studying artificial feedback-control of the plantarflexors in paraplegics without interference from the brain". (Donaldson et al. 2010)

### 1.3.2 Mecanismos empleados para maquinas en parapléjicas.

Por medio del estudio Quintern en pacientes con problemas en las piernas de personas con paraplejia, se fundamentó para evaluar una máquina de un par máximo que se puede producir por el cuádriceps de los pacientes a 20 Hz, en donde arrojo 40 Nm para una pierna(Quintern, Minwegen, y Mauritz 2009). Dado que el par máximo valores observados en sujetos normales de pie y sentados se situaron en el rango de 35 a 70 Nm por pierna, algunos pacientes tienen que usar sus brazos para ayudar a los músculos extensores de la rodilla durante el período de empuje de la posición de pie y el último segundo de sentada. Con las condiciones anteriores se puede plantear que un mecanismo que pueda aportar en dar la comodidad del ejercicio para estimular las piernas, debe evitar el uso de otras extremidades para cumplir los movimientos requeridos, ya que no se podrá tener un valor real de las fuerzas de trabajo.

Ahora la investigación que hizo Quintern deja un cierto valor agregado para nuestra investigación ya que en su trabajo manejo estimulación en bucle abierto y en bucle cerrado. En esta serie de experimentos los cuádriceps y los músculos de los glúteos de ambos lados fueron estimulados en los pacientes parapléjicos para proporcionar el par de torsión para de pie y sentado lentamente. Ya que los músculos de la parte inferior de la pierna no fueron estimulados a los pacientes; tuvo que usar muletas o ayudas para caminar con el fin de mantener el equilibrio. Los pacientes fueron instruidos para usar sus brazos principalmente para equilibrar y sólo para empujar el cuerpo hacia arriba; en donde no se realizó estimulación.

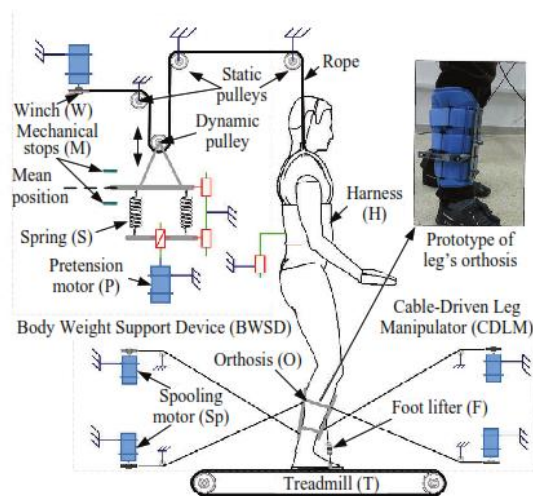
Al apreciarse la importancia que hay en los mecanismos, en Francia se ha logrado estimular por medio de un mecanismo con bajas revoluciones, lograr la movilidad en paciente y mejoran las condiciones de sillas de ruedas con manivelas, de donde se parte con experimentos con personas normales a personas con paraplejia, de ahí Faupin, en sus propias palabras argumenta. "Los resultados de dicho modelo servirían para guiar la

investigación futura y ayudar a establecer pautas para alcanzar una posición óptima de la silla de ruedas con manivela basada en las características del usuario.”(Faupin y Gorce 2008). Ahora si Faupin logro desarrollar dichas pruebas con éxitos, para nuestro proyecto es fundamental tener los dos campos de evaluación con una persona natural y una persona parapléjica.

Al realizar una revisión más compleja, Túnez, Emiratos y Francia desarrollo con un grupo de ingenieros un novedoso sistema de tratar los estímulos por medio de cableado.(Lamine et al. 2017).

Para dar el movimiento de la pierna, así como se puede apreciar en la siguiente figura 1-5:

**Figura 1-5** Modelo por cableado



Fuente: Figura “Design study of a cable-based gait training machine”. (Lamine et al. 2017)

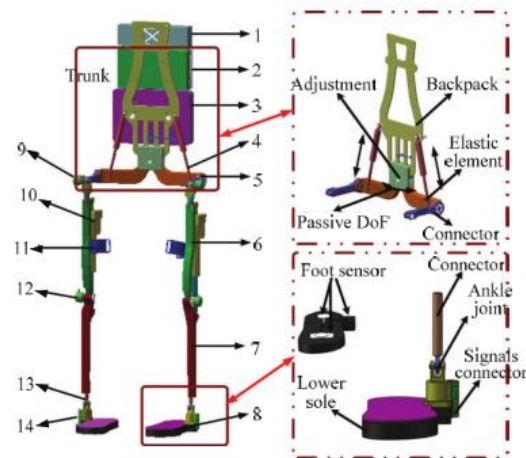
Este sistema de cable fue la base para un robot terapéutico, en donde se investiga un estudio de diseño para determinar las características del robot de cable, principalmente la ubicación de los puntos de salida de los cables y las características requeridas de la potencia de los actuadores del robot. Debido a la atracción unilateral naturaleza de los cables, que deben permanecer en tensión.

Además, una interferencia entre el cable y el efector final podría ocasionar una colisión. por lo tanto, la elección de las ubicaciones de los puntos de salida es una cuestión crucial y debe dirigirse a cumplir las condiciones anteriormente mencionadas de tensión. Mediante

la implementación de un método discreto, se calculan los parámetros geométricos óptimos y, a continuación, los actuadores del robot son determinados.

Similar a este proyecto en China se desarrolló un sistema mecánico con actuadores para mejorar la estimulación de las piernas en personas parapléjicas de donde, más cómodo el sistema de tratamiento ya que no lleva cables como la investigación anterior, todo el sistema se monta en un exoesqueleto como se puede apreciar en la figura 1-6:

**Figura 1-6** Modelo hidráulico



Fuente: Figura “Development and analysis of an electrically actuated lower extremity assistive exoskeleton”.(Long et al. 2017)

El Diseño y análisis de rendimiento del actuador según la figura 1-6 anterior, muestra que el espacio de la articulación es limitado, es imposible usar actuadores más grandes y pesados para accionar cada unión con exoesqueleto de las extremidades inferiores. En la figura 1-6, la rodilla y la junta es accionada mientras que otras juntas son apoyadas por Elementos elásticos sin fuerza, por ejemplo, los resortes para soportar la carga de las articulaciones de las piernas del humano(Long et al. 2017).

La selección del actuador debe ser determinada de acuerdo con las especificaciones adecuadas, ya que el aumento del par requerido provocará el aumento de peso. Los actuadores eléctricos deben ser capaces de accionar el dispositivo completo, incluido el peso del exoesqueleto, el peso y los pares de inercia de los soportes de los pies. Las pruebas se hicieron con una aceleración angular máxima en el instante que se pateó una pelota alrededor de los 453 rad-s-2 y se contempló la inercia que realizaba los componentes en las piernas con un momento de inercia de 0,35 Nms<sup>2</sup>.

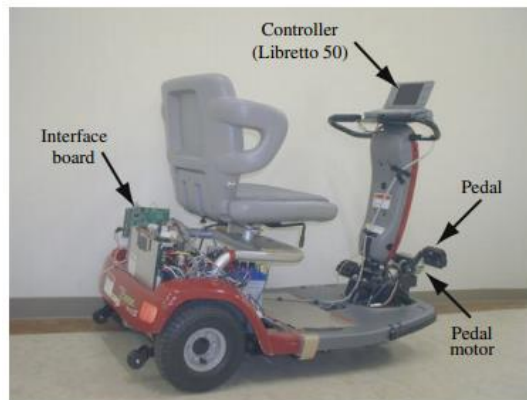


Esto tratado en nuestro diseño, se tendrá en cuenta los pesos de los cuerpos que están en movimiento ya que la inercia actúa creando momentos torsionales en el mecanismo y se tendrá que adicionar el peso promedio de las piernas para la investigación.

Una de las investigaciones realizadas, y que dejan aporte a nuestro proyecto es el diseño que se planteó por She (She, Yokota, y Du 2013). En donde logro integrar una función de ejercicio en un carro eléctrico, desarrolló un nuevo concepto de carro eléctrico que puede ayudar a los ancianos o personas con pérdida de movilidad a mantener, o incluso aumentar, su fuerza física. A diferencia de los carros que se encuentran actualmente en el mercado, este tiene un pedal que contiene dos pedales y un motor de pedales que genera una carga de pedaleo para el conductor. La velocidad del carro es determinada por la velocidad de pedaleo. Pedaleo estimula la capacidad del conductor para los músculos de la marcha, manteniendo o mejorando las funciones motoras del conductor.

El diseño de She figura 1-7, plantea tres modos para el control del motor del carro: extenuante (Modo a: mayor carga), neutro (Modo b: prácticamente sin carga) y asistido (Modo c: mayor asistencia). En nuestro diseño se basaría un sistema totalmente asistido; ya que será para pacientes que no han tratado sus piernas, pero logran sentir el movimiento de ellas.

**Figura 1-7** Componentes de silla eléctrica con pedal.



Fuente: Figura “Automatic heart-rate-based selection of pedal load and control system for electric cart”. (She, Yokota, y Du 2013)

Aportando sistema de pedaleo Tiwari argumenta. “El trabajo de pedaleo de un día de duración, la producción de energía de un trabajador agrícola indio debería limitarse a 60 W y la velocidad de pedaleo debería ser de 50 rev min<sup>-1</sup>” (Tiwari et al. 2011). Es así, que la potencia de salida y la velocidad de pedaleo óptimas se pueden usar para el diseño ergonómico de cualquier dispositivo de pedaleo para la utilización eficiente de la potencia

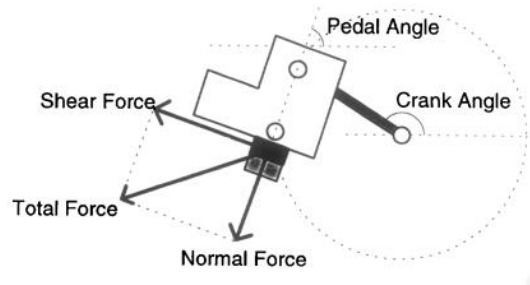
muscular humana con menos trabajo y fatiga. Teniendo en cuenta a Tiwari nuestras revoluciones deben estar por debajo de las 50rpm ya que se trabajó con personas parapléjicas.

Otro modelo que se desarrolló en Australia, se basó en la estimulación neuromuscular que consistía en una constante de corriente, pulsos monofásicos a 30 Hz y una amplitud entre 0 y 132 Ma. En donde un microprocesador se ajustaba a una amplitud para mantener un pedaleo frecuencia de aproximadamente 50 rev/min (Sinclair et al. 2009).

Con la ayuda de la resistencia de un ergómetro; se fue ajustando su fuerza en incrementos de 1,2 N hasta un máximo de 9.8 N. Con un diámetro de volante de inercia de 0,252 m y un engranaje de 52:14, cada incremento de 1,2 N correspondía a un par medio de resistencia de 1,15 Nm en las bielas y bielas.

Los sujetos de prueba pedalearon para activar el ergómetro con cada pie en una bota de plástico acolchada suspendida de la manivela por un estribo metálico como se muestra en la figura 1-8:

**Figura 1-8** Modelo con bota plástica.



Fuente: Figura "Pedal power for occupational activities: Effect of power output and pedaling rate on physiological responses ". (Tiwari et al. 2011).

Las botas acolchadas mantenían los pies cómodos durante las sesiones de prueba, mientras que con firmeza se apoyaba los pies en los pedales. Una abrazadera lateral aplicado en el muslo impedía los movimientos laterales de las piernas sin obstaculizar los movimientos radiales.

## 2. Propuesta de diseño

Como propuesta de diseño se parte con el peso real que ejerce una pierna; se llevó un análisis hasta determinar el motor necesario que ejerciera la fuerza suficiente y mover las piernas. Ver anexo A en el cual se muestra la propuesta de diseño general a desarrollar.

### 2.1 Bases para el cálculo

Para emprender la etapa de cálculo se inició con el peso requerido en el mecanismo para poder levantar las piernas, dicho peso se tomó por medio de una báscula con el fin de levantar la pierna en tres posiciones, etapa baja, etapa media y etapa alta esto para tomar el peso requerido en cada uno de ellos, y de ahí partir en qué etapa se ejerce mayor fuerza, y con ella se inicia los cálculos de diseño para evaluar las piezas de trabajo y por ultimo determinar el motor que pueda ejercer una fuerza que sea superior para llevar a cabo los ciclos que se realizan por el mecanismo bicicleta. Con las pruebas realizadas, del peso que ejerce la pierna al momento de levantar se tomó las siguientes mediciones:

Tabla 2- 1 Datos iniciales de cálculo

Datos iniciales	
Peso de la pierna en etapa inferior	7 kilos (Anexo B)
Peso de la pierna en etapa media	11 kilos (Anexo C)
Peso de la pierna en etapa superior	22 kilos (Anexo D)
Longitud de eslabón corto	13 cm
Longitud de eslabón medio corto	25 cm
Longitud de eslabón largo móvil	41 cm
Longitud de eslabón largo fijo	48,5 cm

Fuente: Ecuación mecanismos Norton pág. 29, Propia.

Los cálculos iniciales se tomó base la carga en la etapa superior y el pedal se elevó a  $90^\circ$  con una carga máxima de 22 kg, valor que tiende a disminuir a medida que va girando la manivela y pasar por cada una de las etapas. Ahora con este valor se realizó un diagrama estático para evaluar los diferentes componentes cuando el pedal este en su punto alto.

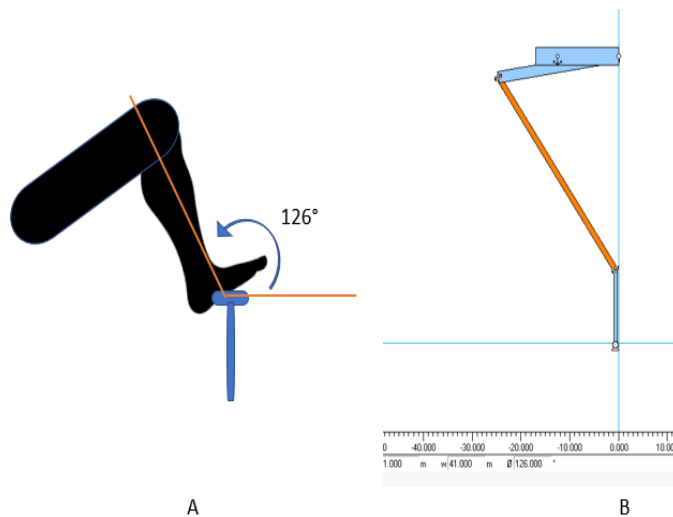
## 2.2 Cálculo de reacciones, geometrías de eslabones y pasadores en el punto superior.

Con el peso de la pierna se procede a evaluar y diseñar las piezas que están en contacto para ejercer el movimiento.

### 2.2.1 Cálculo del eslabón A

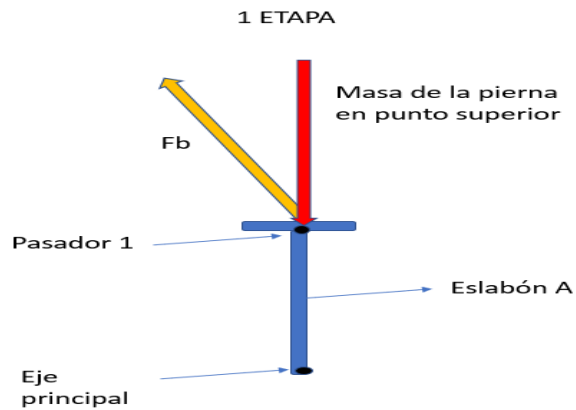
Partiendo del siguiente esquema se procede a evaluar los eslabones del sistema cuatro barras. Diagrama según el ángulo que se forma según la posición de las 4 barras con medidas de trabajo, (ver figura 2-4):

Figura 2- 1 Elementos del cuatro barras



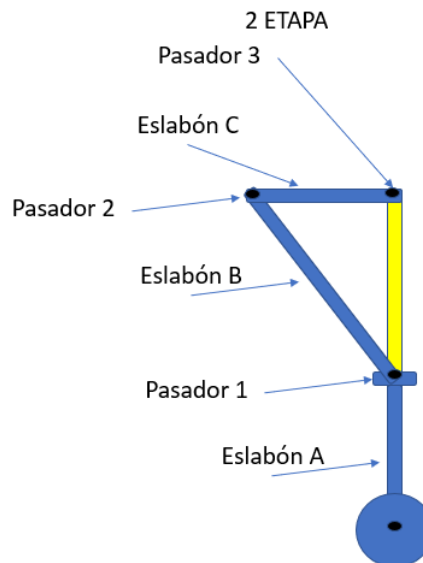
Fuente: Propia.

Diagrama de la primera pieza a evaluar con carga de 22 Kilos, eslabón A y la fuerzas que realiza el eslabón B, el cual corresponde al que sujeta la pierna y está representado en color naranja.

**Figura 2- 2** Análisis del eslabón A

Fuente: Propia.

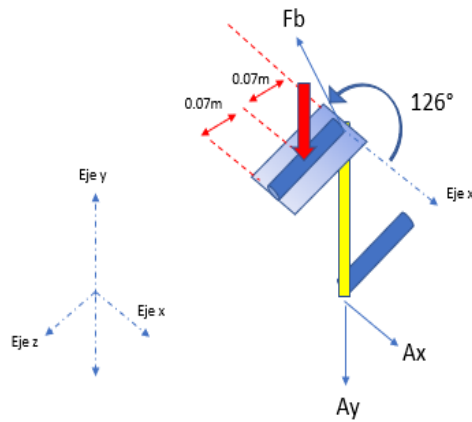
Esquema con los cuatro barras y pasadores:

**Figura 2- 3** Eslabones del cuatro barras

Fuente: Propia.

En la etapa 1, se observó el contacto del pasador 1, el eslabón A y la fuerza que ejerce el eslabón B como  $F_b$ . De donde se expresa el siguiente esquema para un análisis estático con el fin de calcular las fuerzas que se ejercen sobre el eje principal.

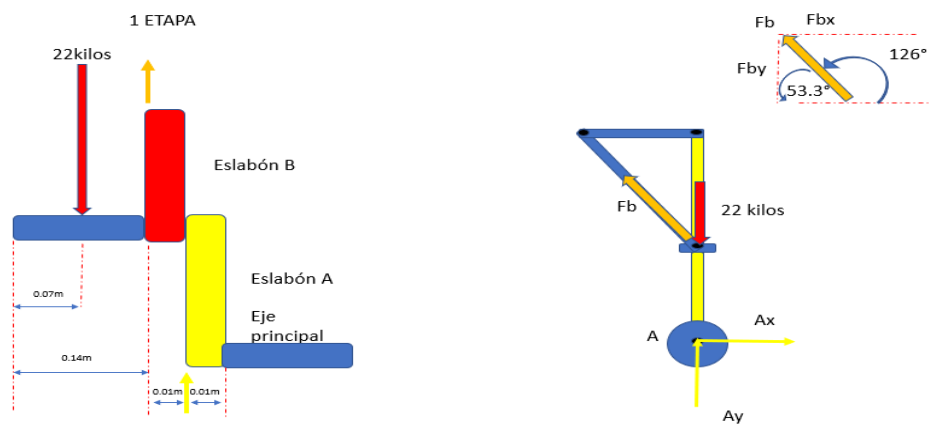
**Figura 2- 4** Aplicación de la carga en el punto superior



Fuente: Propia.

Comportamiento de la carga según el ángulo de análisis:

**Figura 2- 5** Diagrama en el plano ZY de la carga en el punto superior.



Fuente: Propia.

Para este conjunto de piezas se realiza un análisis estático:

$$\beta = 180^\circ - 126,7^\circ$$

$$\beta = 53,3^\circ$$

Las componentes de FB tienen los siguientes valores:

$$Fbx = Fb * \text{coseno}53,3^\circ$$

$$Fby = Fb * \text{seno}53,3^\circ$$

Significado de las variables:

$F_b$	Fuerza del eslabón B total.
$F_{by}$	Fuerza del eslabón B en eje Y.
$F_{bx}$	Fuerza del eslabón B en eje X.
$A_z$	Reacción del eje en Z.
$A_y$	Reacción del eje en Y.
$A_x$	Reacción del eje en X.

Encontrando el valor de las variables anteriores.

Sumatoria de fuerzas en el eje Y:

$$A_y + F_{by} - \left(22 \text{ Kg} * \frac{9,81 \text{ m}}{\text{s}^2}\right) = 0 \quad (2.01)$$

Como no se tiene otro punto para conocer las variables  $A_y$  y  $F_{by}$ ; se toma como punto de referencia en la manivela con el punto C, con sumatoria de momentos se determina el valor de las variables. Sumatoria de momentos en el punto C, con el eje X y utilizando la regla de la mano derecha.

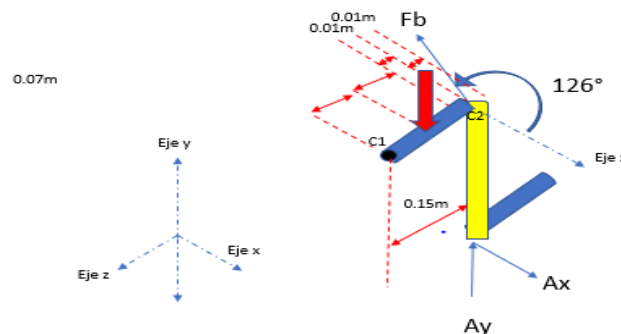
$\Sigma$  de Fuerzas en Y momentos Y.

$$A_y - \left(22 \text{ Kg} * \frac{9,81 \text{ m}}{\text{s}^2}\right) + F_{by} = 0 \quad (2.02)$$

$$A_y - 215,82 \text{ N} + F_b * \text{seno}53,3^\circ = 0$$

Ahora se realiza sumatoria de momentos en el eje Y en el punto C.

**Figura 2- 6** Distribución de medida para el análisis.



Fuente: Propia.

$$F_{bx} * 0,14 \text{ m} - A_x * 0,15 \text{ m} = 0 \quad (2.03)$$

$$(Fb * \text{coseno}53,3^\circ) * 0,14 \text{ m} - Ax * 0,15 \text{ m} = 0$$

Realizando sumatoria de fuerzas en X y momentos en X:  $Az = 0$

“No existe otra fuerza en el eje Z”

Ahora para conocer las reacciones  $Ay$ , en el punto C según figura anterior:

$$215,82 \text{ N} * 0,07 \text{ m} + Ay * 0,01 \text{ m} = 0 \quad (2.04)$$

$$Ay = -215,82 \text{ N} * \frac{0,07 \text{ m}}{0,01 \text{ m}} = -1510.74 \text{ N}$$

Ahora reemplazo:

$$(-1510.74 \text{ N}) - 215,82 \text{ N} + Fb * \text{seno}53,3 = 0$$

$$FB = 2153.420 \text{ N}$$

Reemplazo en la ecuación N°2

$$(2153.420 * \text{coseno } 53,3^\circ) * 0,14 \text{ m} - Ax * 0,15 \text{ m} = 0$$

$$Ax = \frac{-180.171}{-0,15} = 1201.14 \text{ N}$$

Reemplazo y determino los valores de  $Fbx$ ,  $Fby$ .

$$Fbx = 2153.420 \text{ N} * \text{coseno}53,3^\circ$$

$$Fbx = 1286.93 \text{ N}$$

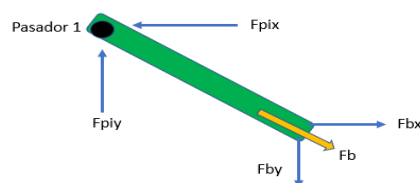
$$Fby = 2153.420 \text{ N} * \text{seno}53,3^\circ$$

$$Fby = 1726.559 \text{ N}$$

## 2.2.2 Cálculo del pasador 1

Partiendo de las reacciones calculadas, se determina que fuerzas se ejercen sobre el pasador 1:

**Figura 2- 7** Análisis de fuerzas en el pasador 1.



Fuente: Propia.



Con las fuerzas que se realizan en el pasador No 1 de FP1x y FP2x, se determina su valor:

$$Fbx - FP1x = 0 \quad (2.05)$$

$$Fbx = FP1x$$

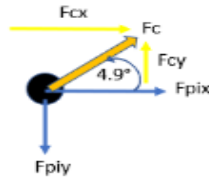
$$-Fby + FP1y = 0 \quad (2.06)$$

$$FP1y = FBy$$

### 2.2.3 Análisis del pasador 1 sobre el eslabón C

En la siguiente figura se determina la fuerza del pasador 1 sobre el eslabón C:

**Figura 2- 8** Eslabón C con pasador 1



Fuente: Propia.

Se determino los valores de Fcx y Fcy:

$$-FP1y + Fcy = 0 \quad (2.07)$$

$$Fcy = FP1y$$

$$-Fcx + Fp1x = 0 \quad (2.08)$$

$$Fp1x = Fcx$$

Ahora para la componente total de Fc:

$$Fcx = 1286.96 \text{ N} = Fc * \text{coseno}4,9^\circ$$

$$Fc = 1291.68 \text{ N}$$

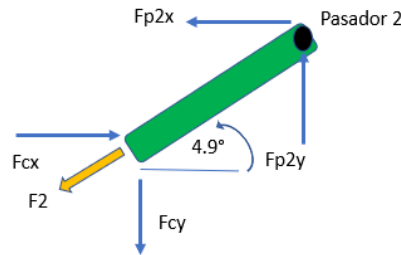
$$Fcy = 1291.68 \text{ N} * \text{seno}4,9^\circ$$

$$Fcy = 110.33 \text{ N} = Fp1y$$

### 2.2.4 Análisis en el Pasador 2

Se procede analizar el último eslabón con la fuerza del eslabón C:

**Figura 2- 9** Análisis en el pasador 2 con eslabón C.



Fuente: Propia.

Se determino los componentes en el pasador No 2.

$$F_{cx} - F_{p2x} = 0 \tag{2.09}$$

$$F_{p2x} = F_{cx} = (1286.96 \text{ N})$$

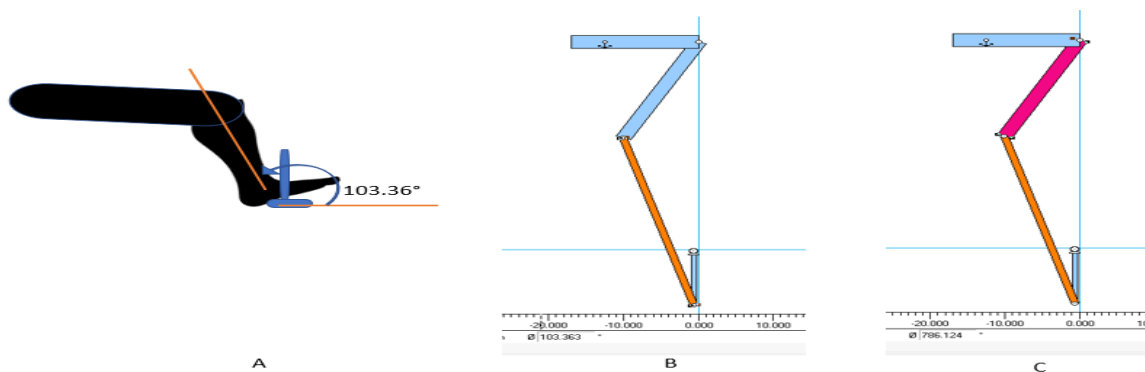
$$-F_{cy} + F_{p2y} = 0 \tag{2.10}$$

$$F_{p2y} = F_{cy} = 110.33 \text{ N}$$

### 2.3 Cálculo de reacciones en el punto inferior.

El sistema se debe analizar con las cargas existentes, ya que al momento que una pierna está en su punto superior, la otra pierna realizara una carga en el punto inferior, debido a esto, se procede analizar el sistema cuando se ejerza la carga mínima.

**Figura 2- 10** Calculo y análisis de reacciones en los eslabones con la carga en el punto inferior.



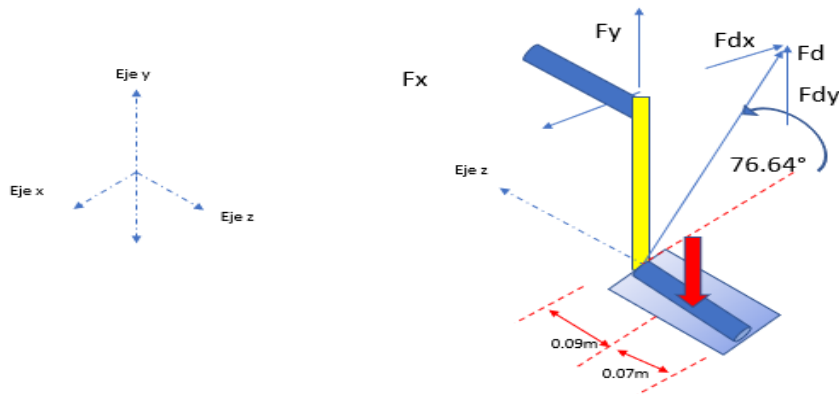
Fuente: Propia.

Para el lado contrario del pedal se está realizando un movimiento y carga estática del peso de la pierna de 7Kg, por lo tanto, dichas piezas deben soportar la carga en esta posición con un ángulo complementario de:

$$\beta = 180^\circ - 103,36^\circ$$

$$\beta = 76.64^\circ$$

**Figura 2- 11** Diagrama y reacciones con la carga en el punto inferior.



Fuente: Propia.

con sumatoria de momentos en sentido horario en el eje X:

$$\left(7 \text{ Kg} * \frac{9,81 \text{ m}}{\text{s}^2}\right) * 0,09 \text{ m} - Fdy * 0,02 \text{ m} = 0 \quad (2.11)$$

$$Fdy = 309,015 \text{ N}$$

Las sumatorias de fuerzas en Y:

$$Fy + Fdy - \left(7 \text{ Kg} * \frac{9,81 \text{ m}}{\text{s}^2}\right) = 0 \quad (2.12)$$

$$Fy + Fdy - 68,67 \text{ N} = 0$$

Reemplazo el valor en Fdy:

$$Fy + 309,015 \text{ N} - 68,67 \text{ N} = 0$$

$$Fy = -240,345 \text{ N}$$

Determinamos la fuerza resultante Fd:

$$Fdy = Fd * \text{seno}73,07^\circ = 309,015 \text{ N}$$

$$Fd = 323,014 \text{ N}$$

La componente Fdx:

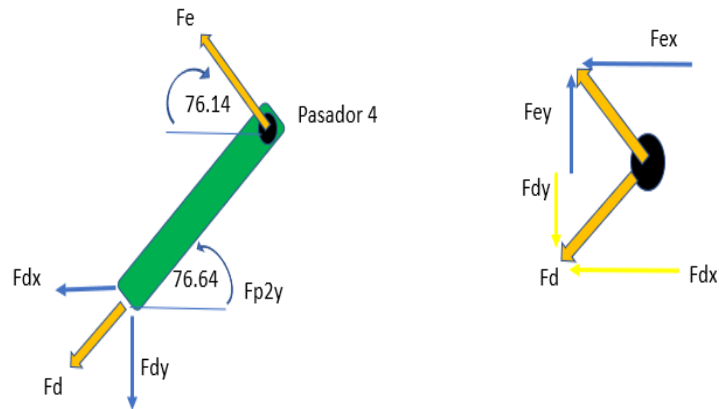
$$Fdx = Fd * \text{coseno}76.64^\circ$$

$$Fdx = (323,014 \text{ N} * \text{coseno}76.64^\circ)$$

$$Fdx = 94,278 \text{ N}$$

### 2.3.1 Análisis en el pasador 4

Figura 2- 12 Análisis con la fuerza Fd y el pasador 4.



Fuente: Propia.

Para conocer que fuerzas se ejercen sobre el pasador se determinó las variables de Fd y Fe en sus componentes X, Y:

$$Fdx - Fex = 0 \tag{2.13}$$

$$Fex = -Fdx = 94,278 \text{ N}$$

$$-Fdy + Fey = 0 \tag{2.14}$$

$$Fey = Fdy = 309,015 \text{ N}$$

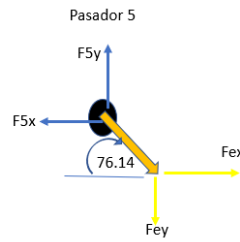
Para conocer la fuerza Fe resultante:

$$Fey = 309,015 \text{ N} = Fe * \text{seno}76.124^\circ$$

$$Fe = \frac{309,015 \text{ N}}{\text{seno}76.124^\circ} = 318.304 \text{ N}$$

### 2.3.2 Análisis en el Pasador 5

Se determino las fuerzas que se ejercen por el eslabón E:

**Figura 2- 13** Análisis en el pasador 5

Fuente: Propia.

Analizando las fuerzas en el pasador N°5, se obtiene las reacciones  $P_{5x}$  y  $P_{5y}$ .

$$P_{5x} - F_{ex} = 0 \quad (2.15)$$

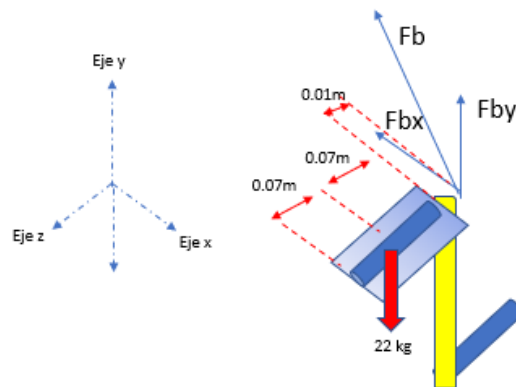
$$P_{5x} = F_{ex} = 94,278 \text{ N}$$

$$P_{5y} - F_{ey} = 0 \quad (2.16)$$

$$P_{5y} = F_{ey} = 309,015 \text{ N}$$

## 2.4 Selección de materiales para eslabones y pasadores

En la selección del material para el pasador 1, se aplicará para comprar un material para todos los pasadores y se definió con el mismo diámetro según el cálculo con la mayor carga que se ejerce en el punto superior a 22 kilos.

**Figura 2- 14** Criterio y análisis de material en el pasador 1 del pedal.

Fuente: Propia.

$$F_{by} = 1726.559 \text{ N}$$

$$Fbx = 1286.93 N$$

$$Carga\ maxima = 22\ Kg = 215,82\ N$$

Al determinar el material del eje del pedal se analiza con las cargas presentes ya que estas están realizando un momento flector en el eje Y y X.

Para ello calculamos el momento resultante a flexión.(«Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, 8va Edición - Richard G. Budynas-FREELIBROS.ORG.pdf», s. f., 86)

Se analiza momentos resultantes:

$$Mx = 215,82\ N * 0,08 - 1726.559\ N * 0,01$$

$$Mx = 0.00001\ N.m$$

$$My = 1286.93\ N * 0,01\ m$$

$$My = 12.8693\ N.m$$

Momento flector resultante:

$$Mr = \sqrt{(0.00001\ N.m)^2 + (12.8693\ N.m)^2}$$

$$Mr = 12.8693\ N.m$$

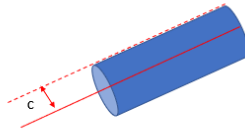
Ahora aplicando la ecuación de esfuerzos por flexión de acuerdo con la ecuación por flexión(«Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, 8va Edición - Richard G. Budynas-FREELIBROS.ORG.pdf», s. f., 86).

$$\delta_{max} = \frac{M * C}{I} \quad (2.17)$$

Después tomamos de referencia la inercia de una barra maciza(«Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, 8va Edición - Richard G. Budynas-FREELIBROS.ORG.pdf», s. f., 1016).

$$Inercia = \frac{\pi d^4}{64} \quad (2.18)$$

El termino C es la mitad de la una barra:

**Figura 2- 15** Identificación de termino C

Fuente: Propia.

$$C = \frac{d}{2} \quad (2.19)$$

Para determinar que material nos permite soportar las cargas, se tomara como base un material comercial.

Tabla 2- 2 Resistencia de materiales de algunos metales

Material	Resistencia a la fluencia
1060	372 Mpa
1095	455 Mpa
1035	276 Mpa

Fuente: Diseño de máquinas- Norton. Pag 990

Ahora con un factor de seguridad, se parte del siguiente método por resistencia de fluencia para esfuerzos uniaxiales normales en materiales dúctiles.(«Diseño de Elementos de Máquinas - 4ta Edición - Robert L. Mott.pdf», s. f., 194):

$$\sigma < \sigma d = S_y * s \quad (2.20)$$

$$S_y * s = 0,50 * S_y$$

Para dar un factor de seguridad al diseño se parte del siguiente criterio.

$$N = 2.0 \text{ a } 2,5 \quad (2.21)$$

Diseño de elementos de maquina bajo cargas dinámicas con una confianza promedio en todos los datos del diseño(«Diseño de Elementos de Máquinas - 4ta Edición - Robert L. Mott.pdf», s. f., 185).

Se toma un factor de N=2,3.

Entonces el esfuerzo de diseño  $\sigma d$ .

$$\sigma d = \frac{S_y * s}{N} = 0,50 * S_y \quad (2.22)$$

$$\sigma d = \frac{0,50 * 372 * 10^6 \text{ Pa}}{2,0}$$

$$\sigma d = 930 * 10^5 \text{ N.m}^2$$

Ahora  $\sigma_{\max} < \sigma d$

$$\text{Con } \sigma_{\max} = \frac{Mc}{I}$$

$$I = \frac{\pi * d^4}{64}$$

$$C = \frac{d}{2}$$

Por lo tanto:

$$930 * 10^5 \text{ N.m}^2 = \frac{12.8693 \text{ N.m} * \frac{d}{2}}{\frac{\pi * d^4}{64}}$$

$$d = \sqrt[3]{0,000000264 \text{ m}^3}$$

$$d = 0,00641 \text{ m}$$

$$d = 6.41 \text{ mm}$$

Con el valor del diámetro se realiza por medio de simulación el comportamiento de la carga con las siguientes reacciones:

- Prueba de material N°1:

$$\sigma d = 0,5 * \frac{276000000 \text{ Pa}}{2}$$

$$69 * 10^6 \text{ N.m}^2 = \frac{12.8693 \text{ N.m} * \frac{d}{2}}{\frac{\pi * d^4}{64}}$$

$$d = 12.3 \text{ mm}$$

- Prueba de material N°2:

$$\sigma d = 0,5 * \frac{855000000 \text{ Pa}}{2}$$

$$213,75 * 10^6 \text{ N.m}^2 = \frac{12.8693 \text{ N.m} * \frac{d}{2}}{\frac{\pi * d^4}{64}}$$

$$d = 8.5 \text{ mm}$$



Prueba de material N°3: 4340 con  $S_y$  de 855.000.000 Pa. Material empleado para ejes de bicicleta por acabado superficial se evalúa que condiciones nos arroja:

$$\begin{aligned}\sigma_d &= 0,5 * \frac{855000000 \text{ Pa}}{2} \\ \sigma_d &= 213,75 * 10^6 \text{ Pa} \\ \sigma_d &= \sigma_{\max} \\ 213,75 * 10^6 \text{ Pa} &= \frac{12.8693 \text{ N.m} * \frac{d}{2}}{\frac{\pi * d^4}{64}}\end{aligned}$$

$$d^3 = 0,000000613 \text{ m}^3$$

$$d = 8.49 \text{ mm}$$

Con el diámetro calculado de 8,49 mm y recomendación del tornero, al ampliar más el pasador se puede tener mayor área de contacto y mejorar el deslizamiento del pasador sobre los eslabones, para ello se dejó como medida base 16mm, por otra parte, se compara el diámetro que se diseñó para el eje y dejar una sola medida en ambos casos, con fin de aprovechar el material que se requiere maquinar.

Ahora se valora el esfuerzo máximo:

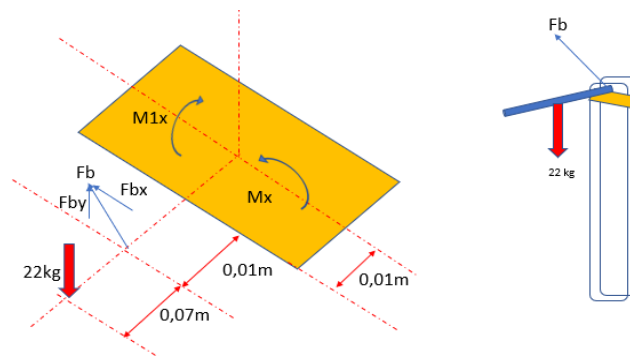
$$\frac{1}{n} = \frac{32}{\pi * S_y * d^3} * (M^2 + T^2)^{1/2} \quad (2.23)$$

$$\begin{aligned}\sigma &= \frac{S_y}{N} * \frac{32 * M^2}{\pi * d^3} \\ \sigma &= \frac{S_y}{N} = \frac{32 * M}{\pi * d^3} \\ \sigma &= \frac{32 * 12.8693 \text{ N.m}}{\pi * (0,016)^3} \\ \sigma &= 32.003 * 10^6 \text{ N/m}^2\end{aligned}$$

### 2.4.1 Análisis de esfuerzo por flexión sobre el eslabón A

Se determino por medio de un análisis en la sección del eslabón A, la carga que ejerce el esfuerzo por flexión:

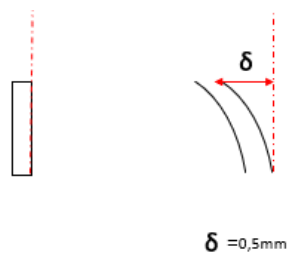
**Figura 2- 16** Análisis de la sección transversal del eslabón A.



Fuente: Propia.

En la figura anterior se ve reflejado como las cargas de 22 Kilos y Fby ejercen un momento flector en la sección amarilla, debido a estas cargas la pieza no deberá deformarse o daremos una tolerancia de 0,5 m.m.

**Figura 2- 17** Limite para deformación.



Fuente: Propia.

Ya que al deformarse provocara un atrasamiento del mecanismo y lo posible es que la pieza sea lo más paralela a su eje Y. («Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, 8va Edición - Richard G. Budynas-FREELIBROS.ORG.pdf», s. f., 74)

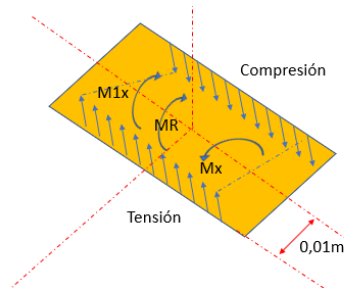
El momento resultante será:

$$Mr = Mx - M1x \tag{2.24}$$

$$Mr = 215,82 N * 0,09 m - 1726.559N * 0,01 m$$

$$Mr = 2.15 N.m$$

Lo que significa que las fuerzas están actuando en la siguiente dirección:

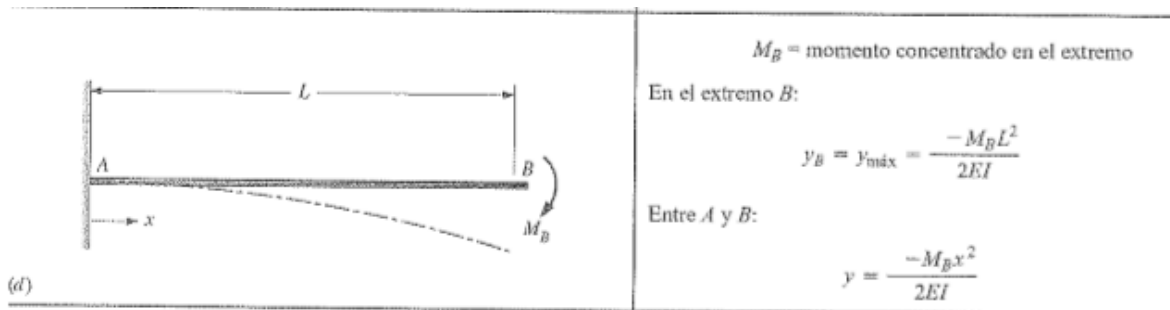
**Figura 2- 18** Diagrama de tensiones sobre la sección.

Fuente: Propia.

El esfuerzo en flexión será:

$$\delta Max = \frac{Mc}{I} \quad (2.25)$$

Para determinar cuándo se deforma la estructura se tomará como base la siguiente fórmula para flexión en el extremo. («Resistencia-de-Materiales-Robert-Mott.pdf», s. f., 748):

**Figura 2- 19** Figura de referencia para deformación en un extremo.

Fuente. Tomada de Resistencia de Materiales. Pág. 748.

$$Y = \frac{-MBx^2}{2*E*I} \quad \text{ó} \quad \frac{MBL^2}{2*E*I} \quad (2.26)$$

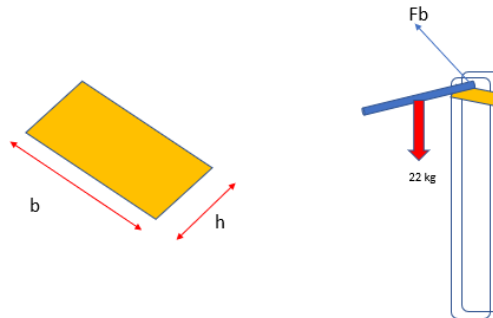
De donde realizamos un traslado de fuerza a un punto de referencia al punto C en función de momentos, para llegar a los requisitos de la formula.

$$Mr = MB = 2.15 \text{ N.m}$$

Ahora para el valor de la inercia. («Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, 8va Edición - Richard G. Budynas-FREELIBROS.ORG.pdf», s. f., 1016):

$$I = \frac{B*h^3}{12} \quad (2.27)$$

**Figura 2- 20** Geometría de la sección.



Fuente: Propia.

Por lo tanto:

$$h = 2,54 \text{ cm} = 0,0254 \text{ m}$$

Medida guía de la platina en referencia comercial de 1 pulgada y se dejó como variable B. Como tolerancia medio milímetro de holgura en el contacto que tiene la pieza con la otra en función de la pendiente («Resistencia-de-Materiales-Robert-Mott.pdf», s. f., 459).

$$\frac{Y_{max}}{L} = 0,003 \tag{2.28}$$

$$L = 130$$

Determinamos Ymax:

$$Y_{max} = 0,003 * 130 \text{ mm}$$

$$Y_{max} = 0,39 \text{ mm}$$

El módulo elástico para el acero 207Gpa. (Shigley 2012).

$$0,39 \text{ mm} * \frac{1 \text{ m}}{1000 \text{ mm}} = \frac{2.15 \text{ N.m} * (0,13 \text{ m})^2}{2 * \left(207 * 10^9 \frac{\text{N}}{\text{m}^2}\right) * I}$$

$$I = \frac{1}{4444260941 \frac{1}{\text{m}^4}}$$

$$I = 2,2 * 10^{-10} \text{ m}^4$$

Ahora reemplazamos I para hallar b.

$$\frac{b * h^3}{12} = I$$

$$b * 1,638 * 10^{-5} m^3 = 2,64 * 10^{-9} m^4$$

$$b = 0.16 mm$$

Como el espacio que se tiene es de 10 mm y el resultado es de 10.16 mm significa que la pieza esta tensionada debido a la fuerza que hace en dirección Y positivo y la fuerzas que se hace desde el eje, cambiamos la condición de la variable para:

$$b = 10 mm \text{ y } h = \text{como variable}$$

$$\frac{B * h^3}{12} = I$$

$$\frac{0,01 m * h^3}{12} = 2,2 * 10^{-10} m^4$$

$$h = 0,0064 m$$

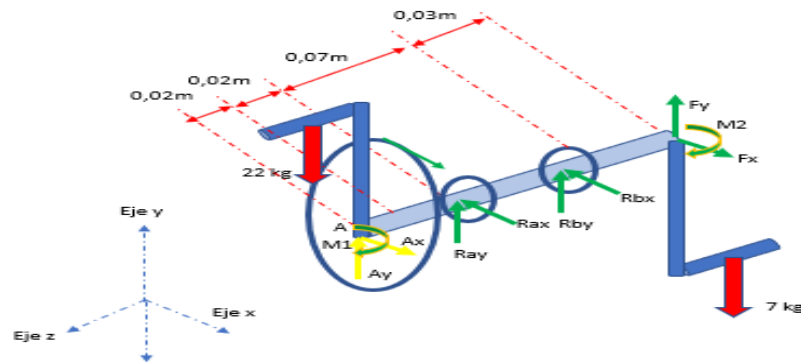
$$h = 6.4 mm$$

Con las medidas arrojadas de espesor de 6,4 mm y un ancho de 10 mm serían las medidas mínimas para que el eslabón A sufra una deformación, se puede emplear una platina de 1 pulgada y un espesor de 10 mm, ya que este supera el valor calculado.

## 2.5 Análisis y selección de material en el eje principal.

Con la aplicación de todas las cargas, se termina por geometría el diámetro del material y el material a usar según la siguiente figura:

**Figura 2- 21** Diagrama de cuerpo libre del eje principal.



Fuente: Propia.

$$y = -1510.74 N$$

$$Ax = 1201.14 N$$

$$Fy = -240,345 N$$

$$Fx = 94,278 N$$

Con los siguientes momentos que se ejercen sobre cada pedal con el punto superior e inferior:

$$M2 = 7 \text{ kg} * 9,81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} * \text{seno}(13,36) * 0,13\text{m}$$

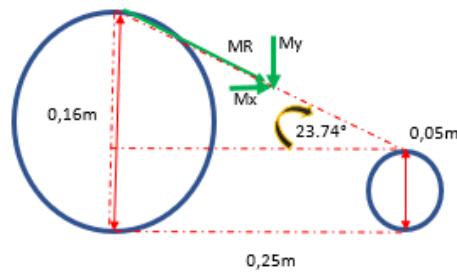
$$M2 = 2,10 \text{ N.m}$$

$$M1 = \left( 22 \text{ Kg} * 9,81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right) (\text{seno} * 36,7^\circ) * 0,13 \text{ m}$$

$$M1 = 16,76 \text{ N.m}$$

Se analizo el piñón y plato principal.

**Figura 2- 22** Fuerzas del piñón al plato



Fuente: Propia.

Calculamos  $Tan\phi$ :

$$Tan\phi = \frac{11}{25}$$

$$Tan\phi = 23,74^\circ$$

Con el diagrama anterior se expresa las cargas existentes para el desarrollo de la fuerza M que se requiere para el motor.

Esto con el fin de determinar las variables se expresan las siguientes ecuaciones.

$$\sum \text{fuerzas en X} = 0$$

$$Ax - Mx - Rax - Rbx + Fx = 0 \tag{2.29}$$

$$\sum \text{de momentos en el eje Z}$$

$$-M1 - M2 + Mx(0,08\text{m}) = 0 \tag{2.30}$$

$$Mx = \frac{(M1 + M2)}{0,08 \text{ m}}$$

$$M_x = 235.756 \text{ N}$$

$\sum$  de momentos en el eje Y en el punto M  $\curvearrowright + = 0$

$$A_x * 0,02 \text{ m} + R_{ax} * 0,02 \text{ m} + R_{bx} * 0,09 \text{ m} - F_x * 0,12 \text{ m} = 0 \quad (2.31)$$

$$0,02 \text{ m}(R_{ax}) = -R_{bx}(0,09 \text{ m}) + F_x(0,12 \text{ m}) - A_x(0,02 \text{ m})$$

$$R_{ax} = -R_{bx}(4,5) - 635.472 \text{ N}$$

Reemplazamos:

$$A_x - M_x - R_{ax} - R_{bx} + F_x = 0 \quad (2.32)$$

$$1201.14 \text{ N} - 235.756 \text{ N} - (-R_{bx}(4,5) - 635.472 \text{ N}) - R_{bx} + 94,278 \text{ N} = 0$$

$$R_{bx} = -484.324 \text{ N}$$

Ahora con la Ecuación 3, determinamos  $R_{ax}$ :

$$R_{ax} = -R_{bx}(4,5) - 635.472 \text{ N}$$

$$R_{ax} = -(-484.324 \text{ N}) * 4,5 - 635.472 \text{ N}$$

$$R_{ax} = 1543.986 \text{ N}$$

Con MR determinamos en Torque del plato de 16 cm.

$$M_x = 235.796 \text{ N}$$

$$T = 235.796 \text{ N} * 0,08 \text{ m}$$

$$T = 18.86 \text{ N.m}$$

Determinamos  $M_y$ :

$$M_x = MR * \text{coseno} \phi$$

$$MR = \frac{235.796 \text{ N}}{\text{coseno } 23,74^\circ}$$

$$MR = 257.59 \text{ N}$$

Ahora reemplazamos MR para determinar  $M_y$ :

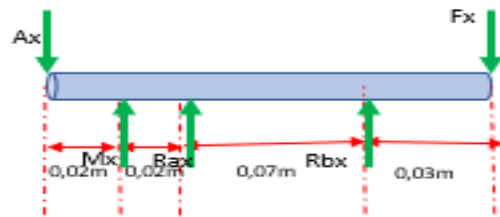
$$M_y = MR * \text{seno} \phi$$

$$M_y = 264,234 \text{ N} * \text{seno } 23,74^\circ$$

$$M_y = 103.703 \text{ N}$$

### 2.5.1 Análisis para determinar el punto crítico en el eje XZ

Figura 2- 23 Diagrama de cargas en el plano XZ



Fuente: Propia.

$$Ax = 1201.14 \text{ N}$$

$$Mx = 235.796 \text{ N}$$

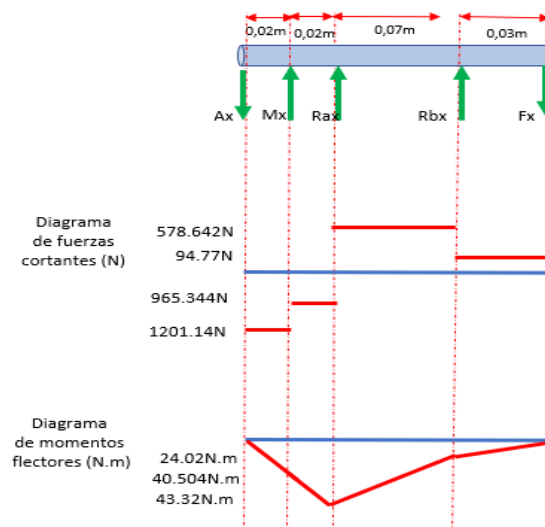
$$Rax = 1543.986 \text{ N}$$

$$Rbx = -484.324 \text{ N}$$

$$Fx = 94,278 \text{ N}$$

Con lo anterior podemos expresar el diagrama de cortantes y momentos:

Figura 2- 24 Diagrama de fuerzas cortantes y momentos flectores.



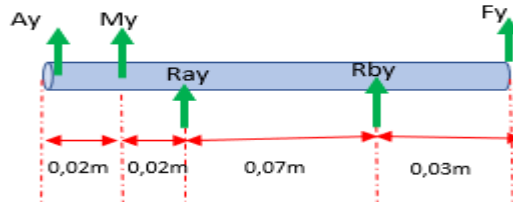
Fuente: Propia.

Como punto crítico se observó en la reacción Rax.



Análisis de fuerzas en el plano Yz:

**Figura 2- 25** Diagrama de fuerzas en el plano YZ



Fuente: Propia.

$$\begin{aligned} A_y &= -1510.74 \text{ N} \\ M_y &= 103.703 \text{ N} \\ R_{ay} &=? \\ R_{by} &=? \\ F_y &= -240,345 \text{ N} \end{aligned}$$

Para determinar las reacciones  $R_{ay}$  y  $R_{by}$ , se realiza sumatoria de momentos en A.

$$M \curvearrowright = 0$$

$$M_y(0,02 \text{ m}) + R_{ay}(0,04 \text{ m}) + R_{by}(0,11 \text{ m}) + F_y(0,14 \text{ m}) = 0 \quad (2.33)$$

$$103.703 \text{ N}(0,02 \text{ m}) + R_{ay}(0,04 \text{ m}) + R_{by}(0,11 \text{ m}) + (-240,345 \text{ N} * 0,14 \text{ m}) = 0$$

$$R_{ay} = \frac{31,573 \text{ N} \cdot \text{m} - R_{by}(0,11 \text{ m})}{0,04 \text{ m}}$$

Con sumatoria de fuerzas en  $Y \uparrow = 0$ .

$$A_y + M_y + R_{ay} + R_{by} + F_y = 0 \quad (2.34)$$

$$-1510.74 \text{ N} + 103.703 \text{ N} + \frac{31,573 \text{ N} \cdot \text{m} - R_{by}(0,11 \text{ m})}{0,04 \text{ m}} + R_{by} + (-240,35 \text{ N}) = 0$$

$$R_{by} = \frac{858.062 \text{ N}}{-1,75}$$

$$R_{by} = -490.321 \text{ N}$$

Reemplazamos  $R_{by}$  para determinar  $R_{ay}$ .

$$R_{ay} = \frac{31,573 \text{ N} \cdot \text{m} - (-490.321 \text{ N} * 0,11 \text{ m})}{0,04 \text{ m}}$$

$$R_{ay} = 2137.708 \text{ N}$$

## 2.5.2 Análisis en el plano YZ

Con las reacciones ya calculadas, se procede a realizar los diagramas de cortantes y momentos flectores:

$$A_y = -1510.74 \text{ N}$$

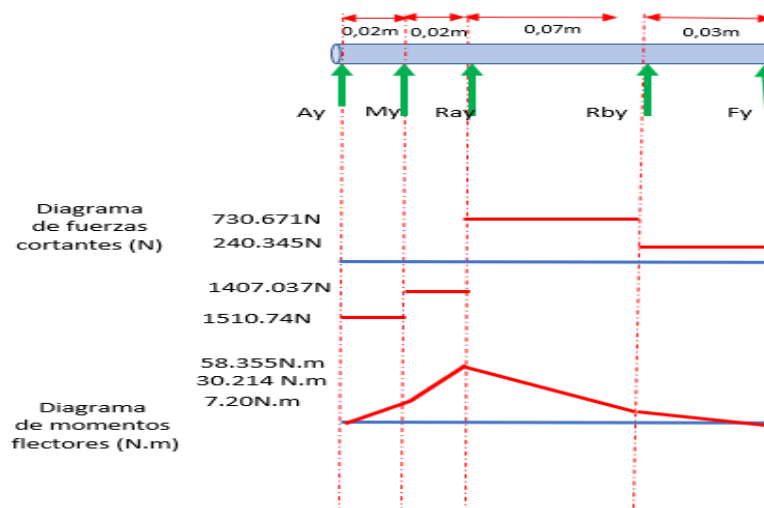
$$M_y = 103.703 \text{ N}$$

$$R_{ay} = 2137.708 \text{ N}$$

$$R_{by} = -490.321 \text{ N}$$

$$F_y = -240,345 \text{ N}$$

**Figura 2- 26** Diagrama de cortantes y momentos en el plano YZ



Fuente: Propia.

Como se está evaluando un eje con referencia a una teoría de diseño, se selecciona un punto crítico común de los planos Yz y Xz. Como el valor resultante de ambos planos se tomó del momento flector resultante.

$$M_f = \text{Momento resultante} = \sqrt{M_{yz}^2 + M_{xz}^2} \quad (2.35)$$

$$M_f = \sqrt{(58.355)^2 + (43.32)^2}$$

$$M_f = 72.67 \text{ N.m}$$

Aplicamos la ecuación para determinar el material, por medio de teoría de diseño cuando no hay carga axial por teoría TECM(Norton 2012, 47).

$$\frac{1}{N} = \frac{32}{\pi * S_y * d^3} (M^2 + T^2)^{\frac{1}{2}} \quad (2.36)$$

En donde

$$S_y = 0,50 * 855 * 10^6$$

$$S_y = 427,5 * 10^6$$

Hallamos el diámetro, con N=2 y Torque en el punto H y C.

$$T = 18.86 \text{ N.m}$$

$$\frac{1}{2} = \frac{32}{\pi(427,5 * 10^6) * d^3} * [(72.67 \text{ N.m})^2 + (18.86 \text{ N.m})^2]^{\frac{1}{2}}$$

$$d^3 = 0,000003577 \text{ m}^3$$

$$d = 0,0159 \text{ m}$$

Diámetro similar al que posee el eje de bicicleta a 16 m.m.

## 2.6 Análisis del motor

Para determinar el motor requerimos del torque del motor o fuerza requerida y las Rpm de trabajo.

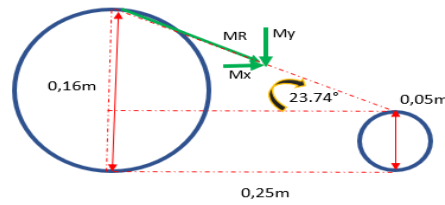
### 2.6.1 Fuerza requerida para el análisis del motor.

Como base de nuestro cálculo, en donde se determinó la fuerza que llega al engrane mayor de:

$$M_x = 264,234 \text{ N}$$

Ahora el diagrama de trasmisión al motor será el siguiente:

**Figura 2- 27** Geometrías del piñón y plato.



Fuente: Propia.

Ahora como la fuerza en común que une el engrane grande y el pequeño es la misma, puedo determinar el torque que se realiza en el eje del motor.

$$T = (Mx * \text{coseno } \phi) * \frac{0,05 \text{ m}}{2}$$

$$T = (235.796 \text{ N} * \text{coseno } 23,74^\circ) * 0,025 \text{ m}$$

$$T = 5.39 \text{ N.m}$$

Partiendo de base que el motor tiene dos velocidades una a 90 Rpm y otra a 45 Rpm, hallamos la relación de transmisión propuesta para disminuir las rpm.

$$R = \frac{d_{mayor}}{d_{menor}} \quad R = \frac{0,16}{0,05} \tag{2.37}$$

$$R = 3,2$$

Adicional también podemos determinar la relación de velocidad. («Poleas» s. f.) partimos de:

$$d_{menor} * V_{conductor} = d_{mayor} * V_{conducido} \tag{2.38}$$

$$0,05 \text{ m} * 90 \text{ Rpm} = 0,16 \text{ m} * V_{conducido}$$

$$\frac{0,05 \text{ m}}{0,16 \text{ m}} * 90 \text{ Rpm} = V_{conducido}$$

$$28,125 \text{ Rpm} = V_{conducido}$$

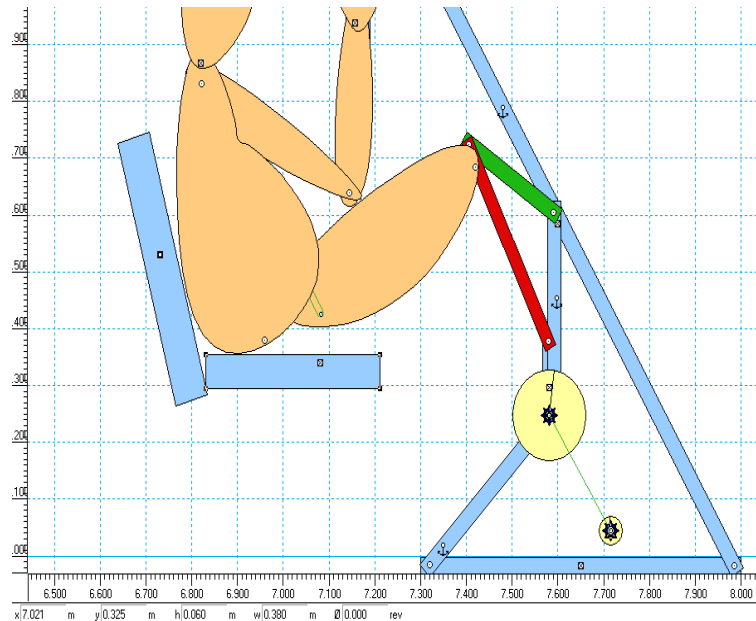
“según las investigaciones de artículos científicos las velocidades de trabajo no superan los 45 Rpm – 50 Rpm”.

## 2.6.2 Análisis y pruebas de velocidad en Software Working Model

Partiendo con las geometrías de diseño y medidas correspondiente se planteó el diseño básico en dos dimensiones con el fin de evaluar el comportamiento del cuerpo y que la relación de velocidad de 3,2 nos arroje las 28,125 rpm calculadas.

Con el fin de valorar la postura se determinó que la altura para el cuerpo pueda quedar en una posición cómoda con la geometría de una persona:

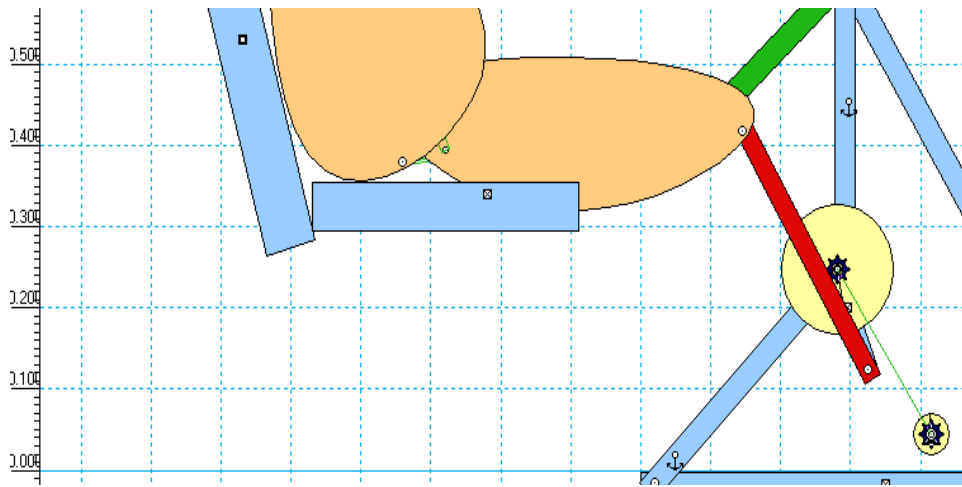
**Figura 2- 28** Eslabones del sistema cuatro barras



Fuente: Propia.

La silla deberá tener una altura mínima de 0,35 m (Valor de  $y = 0,32$  m más el grosor de 3 cm). la ubicación de cadera y pierna deberá estar con un espacio de 0,38 m como mínimo, un espesor con espuma de 6 cm (valor de  $h$ ), a la vez al contraer la espuma de la silla permitirá que el recorrido de la pierna no se afecte por la silla como se puede apreciar en la figura ya que alcanza a deformarse 3 a 4 cm en su punto más bajo del pedal.

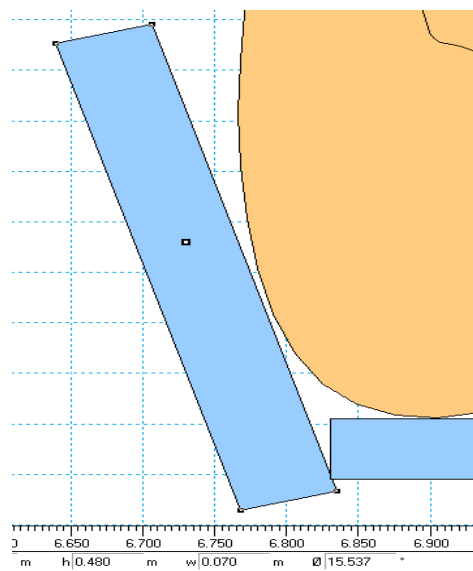
Figura 2- 29 Inclusión de la pierna sobre la silla de 4 cm.



Fuente: Propia.

Ahora para determinar qué tan larga es el espaldar mínimo requerido se determinó que una longitud de trabajo para esta postura que cuenta con el agarre de mano y pueda apoyar la espalda se usó una longitud de 0,48 m, resaltando que para el movimiento de las piernas, la espalda no puede quedar totalmente rígida y con un espaldar a  $90^\circ$ , se llegó a concluir que  $105^\circ$  son los indicados para dar estabilidad basados de  $15^\circ$  por la figura más  $90^\circ$  ( $105^\circ = 90^\circ + 15^\circ$ ) ver figura 2 -33.

Figura 2- 30 Inclinación del espaldar de la silla.



Fuente: Propia.

### 2.6.3 Construcción del mecanismo.

Para el diseño se parte del modelo del Working model al diseño 3D en SolidWorks, de donde se inicia con la construcción de los eslabones según las medidas del sistema cuatro barras, usando acero estructural a doble capa de lámina de 3 cm y espesor de 5 mm, cada eslabón debe poseer las siguientes medidas:

Largo= 48, 5 cm, Corto= 13 cm, Corto intermedio= 25 cm y Largo intermedio= 41 cm

**Figura 2- 31** Construcción de los eslabones cortos, medios y largos



Fuente: Propia.

Posterior a corte de los eslabone se procede por medio de taladro de árbol la abertura de los orificios según el diámetro calculado para el eje y pasadores de 16 mm:

**Figura 2- 32** Apertura de orificios con torno de árbol.



Fuente: Propia.

Como el material usado para el eje de acero 4340, se realiza el torneado de los pasadores, con guías para instalar pines y sea de fácil su manipulación:

**Figura 2- 33** Construcción de pines y pasadores en torno.



Fuente: Propia.

Luego de tomar medias de las piezas en Working model, se dispone a cortar y soldar las piezas, al mismo tiempo se resana las uniones con el fin de cubrir los imperfectos de soldadura, y dar un mejor acabado.

**Figura 2- 34** Masillado de esqueleto y pulido de terminaciones soldadas.



Fuente: Propia.

Luego de lijado y pulido el prototipo a escala, se procede a instalar las piezas, agregar lubricante, en los pines, y revisar los movimientos del mecanismo, con el fin de garantizar que no exista agarrotamiento.



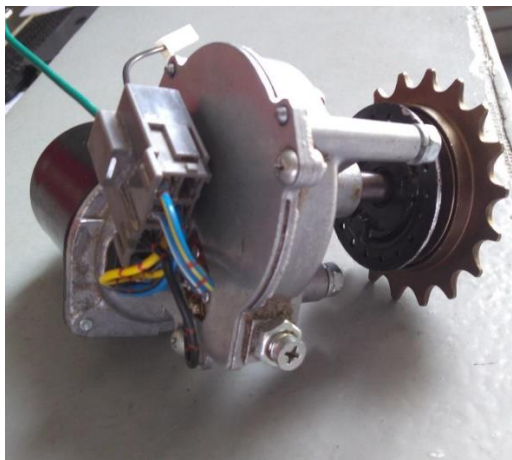
**Figura 2- 35** Instalación de piezas y prueba de partes.



Fuente: Propia.

Luego de verificar las piezas, se procede a revisar el motor comprado con el fin de identificar sus modos de uso, y agregar un aislante entre sus contactos, ya que una de sus líneas queda en masa con el mecanismo, se procedió a instalar cauchos plásticos entre los tornillos del motor con el fin de evitar paso de energía al mecanismo.

**Figura 2- 36** Verificación de motor.



Fuente: Propia.

**Figura 2- 37** Postura de eslabones, pines, y sistema eléctrico con el motor.



Fuente: Propia.

Al haber instalado sus componentes se procede a verificar el mecanismo con el peso de una persona, de igual forma se idéntica que las sillas para su uso no deben ser de espaldar rígido:

**Figura 2- 38** Prueba del prototipo a escala.



Fuente: Propia.

## 3. Resultados

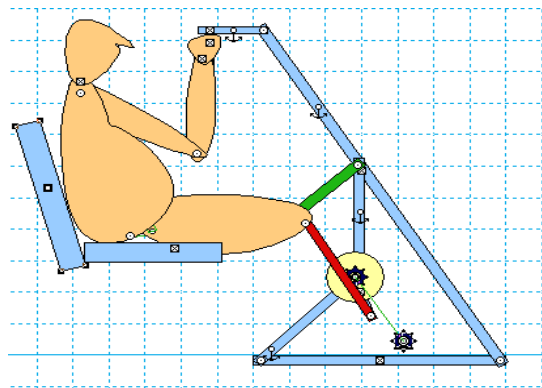
### 3.1 Resultados con referencia al objetivo 1.

Identificar criterios físicos para el diseño del mecanismo bicicleta junto con el corrector de postura.

El dimensionamiento del sistema cuatro barras fue el indicado para lograr el movimiento de las piernas de manera cíclica, por lo tanto, las medidas seleccionadas para que no existía agarrotamiento al momento se logró comprobar con el software de diseño Working model:

La base de la medida del eslabón corto, se fundamentó en una medida estándar de las bicicletas, que se puede obtener desde los 13 cm a 15 cm, con ello y la prueba manual con el paciente de estudio se elevó la pierna dando una altura máxima de 15 cm y en donde se estipula para nuestro diseño usar 13 cm, y no dar un esfuerzo sobre la pierna del paciente con la medida de 15cm, ya que con esta altura se probó y fue molesta para el paciente.

**Figura 3- 1** Pruebas del sistema a escala real y verificación de movimiento.

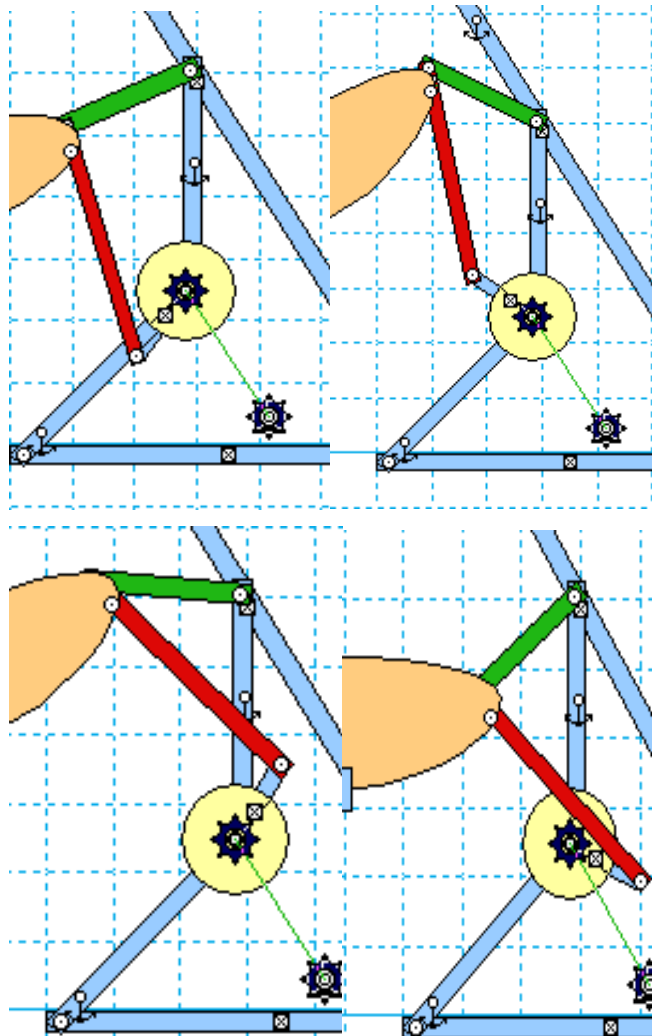


Fuente: Propia.

Para cumplir el con el principio de cuatro barras, se partió del eslabón corto y de otra medida que corresponde a la altura máxima de la pierna, para el eslabón largo móvil con una medida de 41 cm.

Al estar en marcha logro ejercer el giro sin agarrotamiento como se puede apreciar en la secuencia de imágenes:

**Figura 3- 2** Movimiento del sistema cuatro barras en 4 ciclos.



Fuente: Propia.

Dicho modelo y con base a medidas calculadas para el cuatro barras se construyo y se logro los giros sin ningun problema como se aprecia en la imagen del video de soporte del diseño:

**Figura 3- 3** Puesta en marcha.



Fuente: Propia.

A la vez, forma parte del diseño, lograr el paralelismo de las piernas para ser sujetas por abrazaderas ergonomicas y estas no puedan ladearse a los costados:

**Figura 3- 4** Verificación de paralelismo en las piernas.



Fuente: Propia.

En la figura anterior se observa que las piernas y rodillas cuentan con un espacio de separacion acorde a la estructura del mecanismo, su valor esta en 18 cm, punto de separacion entre cada sistema cuatro barras.

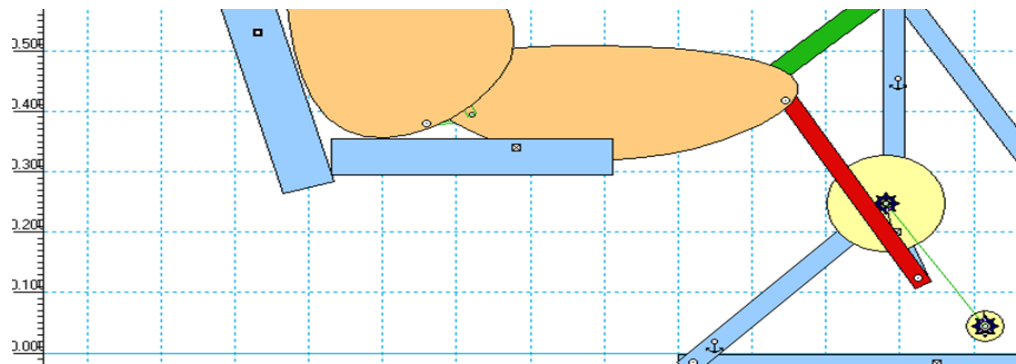
### **3.1.1 Recomendaciones para la silla del paciente.**

Al revisar el comportamiento del cuerpo y la posición en la cual fue diseñado el mecanismo, por medio del software de diseño se comprendió que cualquier silla no se puede usar para dicho mecanismo, se deja como recomendación que la silla cuente con regulación del

espaldar con un ángulo mayor a  $90^\circ$  y con un sistema corredizo para la silla, dando paso a que pueda ser usada por diferentes personas, ya que la persona de estudio media 1,62 m y con longitud de pierna de 45 cm.

Al comparar dicha postura con el mecanismo construido y en movimiento con una persona se puede apreciar que si es requerida una silla con espaldar móvil.

**Figura 3- 5** Recomendación de silla con almohadilla superior a 4 cm.



Fuente: Propia.

### 3.1.2 Postura de la espalda por simulación

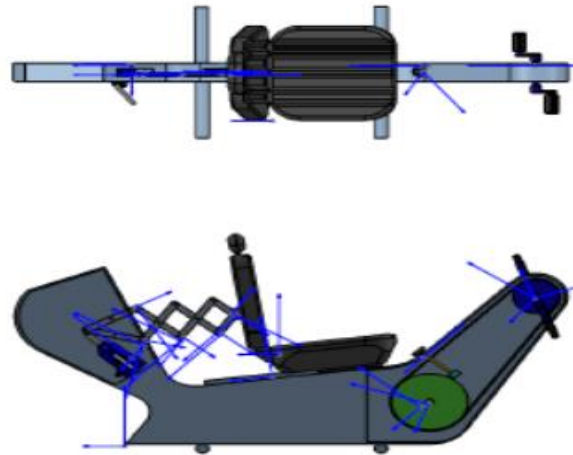
**Figura 3- 6** Espaldar de la silla con deformación.



Fuente: Propia.

En la figura anterior el espaldar de la silla se deforma, lo cual implica para el diseño, se recomendaría una silla anclada al diseño, similar al sistema mencionado en el modelo ergonómico de Corlett, de la siguiente figura:

**Figura 3- 7** Recomendación de silla con método Rula.



Fuente: modelo extraído, Rapid Upper Limb Assessment. (Corlett 2013).

El sistema ergonómico, deja un espaldar retráctil para el conjunto de la silla y espaldar.

## 3.2 Resultados con referencia al objetivo 2.

**Seleccionar los elementos mecánicos que componen el sistema de transmisión sincronizando al corrector de postura.**

Para el desarrollo del diseño los elementos mecánicos que componen el diseño son:

### 3.2.1 Elementos del cuatro barras

Consiste en un grupo de 3 eslabones móviles y uno fijo con las siguientes medidas:

Eslabón corto: Eslabón el cual tiene como característica posicionar el pedal en un extremo y en el otro sujetarse al eje principal.

**Figura 3- 8** Elemento mecánico – Eslabón corto.



Fuente: Propia.

Eslabón corto medio: Eslabón el cual tiene como posicionar al eslabón largo con el eslabón largo fijo, realiza un cuarto de giro oscilante.

**Figura 3- 9** Elemento mecánico – Eslabón corto medio.



Fuente: Propia.

Eslabón largo: Eslabón el cual permite desplazarse en un solo plano, de igual forma sobre su estructura se ubica el sistema ergonómico para sujetar la pierna. Este eslabón se sujeta en un extremo con el eslabón medio para poder realizar el movimiento del sistema cuatro barras.



**Figura 3- 10** Elemento mecánico – Eslabón largo



Fuente: Propia.

Eslabón largo fijo: Este eslabón se plasma por medio de una pieza estática que comprende parte del mecanismo, y es el que nos permite unir los 3 eslabones móviles (Eslabón corto, eslabón medio y eslabón largo).

**Figura 3- 11** Elemento mecánico – Eslabón largo fijo



Fuente: Propia.

### 3.2.2 Elementos de sujeción

Esqueleto del diseño: Estructura que conforma la totalidad del diseño ya que el posee una parte que se dispone para apoyarse del suelo y otra que lleva en si los apoya manos para el paciente. Dispone de una zona para ubicar el motor y la batería.

**Figura 3- 12** Elemento mecánico - Esqueleto



Fuente: Propia.

Sistema de transmisión: El sistema de transmisión es una relación de 3,2 en donde se compone de un piñón de 0,05 m de diámetro y una rueda dentada de 0,16 m. Los elementos usados fue la base de una bicicleta y un piñón de cicla para niños.

**Figura 3- 13** Elemento mecánico – Sistema de transmisión.



Fuente: Propia.

Elementos de unión: Los pines son los elementos que permiten la movilidad del sistema cuatro barras, en donde se usó un material de 4340 para eje, y debido a su acabado superficial permiten giran un eslabón sobre el otro. También se cuenta con un eje de material 4340 con el fin se soportar las cargas calculadas y no permitir deformación alguna.

**Figura 3- 14** Elemento mecánico – Elementos de unión.



Fuente: Propia.

### 3.2.3 Elemento eléctrico

Motor: Motor con un torque de 32N.m. El motor seleccionado otorga dos velocidades de trabajo (45 rpm y 90rpm); velocidades aprovechadas al diseño para regular la ejercitación en dos etapas.

**Figura 3- 15** Elemento mecánico - Motor



Fuente: Propia.

Batería: Elemento que permite almacenar una carga de 9 Am, y un voltaje de 12 V, con la opción de ser recargable y pueda usarse en casa.

**Figura 3- 16** Elemento mecánico - Batería



Fuente: Propia.

### **3.3 Resultado con referencia al objetivo 3.**

**Construir un sistema mecánico por mecanismo bicicleta con la implementación de un corrector de postura.**

Resultados de la construcción:

**Figura 3- 17** Prueba del prototipo a escala sin elementos ergonómicos.



Fuente: Propia.

El prototipo cumplió con los siguientes aspectos para definir su funcionalidad al 80%:

- El sistema cuatro barras cumplió sus giros y logro dar un ciclo completo sin detenerse.
- El sistema de encendido se habilito para el control de dos velocidades de trabajo.
- El sistema de apoyo de manos logro servir en sus dos posiciones, lateral y horizontal.

## 4. Conclusiones y recomendaciones.

Se desarrollo un prototipo de mecanismo bicicleta con corrector de postura cuatro barras con el fin de garantizar la estabilidad de la ejercitación en las piernas de personas con discapacidad en las extremidades inferiores.

Se realizaron diferentes cálculos tanto para la estructura del mecanismo bicicleta como la del mecanismo cuatro barras utilizando diferentes teorías de diseño para así mismo realizar un análisis estático para determinar los puntos críticos en los materiales y así elegir el más adecuado para la construcción e implementación de los mecanismos.

Se identificaron los criterios físicos en el diseño que están sujetos a diferentes variables como lo es el diámetro, longitud, torque, fuerzas, momentos y velocidades.

Se logro seleccionar los diferentes componentes mecánicos a utilizar en el prototipo para lograr su funcionamiento como lo fue: motor, batería, cableado, sistema cuatro barras y esqueleto.

Con lo anterior se realizó la construcción del prototipo de mecanismo bicicleta con corrector de postura fundamentado con el diseño planteado, acompañado por estándares y recomendaciones en los materiales y procesos de ensamble, se realizaron pruebas de funcionamiento el cual ejerce el movimiento cíclico contando con un interruptor de cambio de velocidad para lograr un mejor desempeño, teniendo una funcionalidad y un costo beneficio esperado.

Logrando establecer con el prototipo y mecanismo cuatro barras un paralelismo de las piernas y ante todo una buena postura.

Se logro un prototipo con el valor estimado de construcción inferior al \$1'000.000, es de aclarar que hizo falta piezas por comprar como los accesorios ergonómicos pertinentes para el corrector de posturas con sus respectivas almohadillas para así mismo contar con la comodidad deseada para el paciente, lo anterior debido al estado de emergencia en el país causado por la pandemia del COVID-19.

Se usó un motor que permite regular su velocidad en baja de 45 rpm y en alta de 90 rpm.

### **Aspectos por mejorar**

- Debido a la falta de materiales para culminar el prototipo funcional, el mecanismo cuatro barras permitió lograr el giro de sus eslabones y brindar el movimiento de un sin problemas de agarrotamiento.  
Agarrotamiento: Piezas que se bloquean por contacto de una pieza con otra impidiendo movilidad.
- Se debe disponer de una silla con espaldar.
- La silla dispuesta para una futura mejora debe ir incluida al diseño con la finalidad de ser abatible, retráctil y ajustable según altura del paciente.
- Se hicieron las pruebas con cinta velcro para la sujeción de las piernas, logrando ejercer el movimiento giratorio en las piernas, pero faltó un soporte con almohadillas para dar comodidad al contacto de las piernas en su interior.
- Es necesario profundizar en el estudio de la ergonomía para su uso en los mecanismos bicicleta y cuatro barras con el fin de brindar un mayor confort.
- Implementar un control de velocidad y parada de emergencia.

## A. Anexo: Propuesta de diseño a realizar.



Fuente: Propia.

## **B. Anexo: Carga en etapa del ciclo con 7 kilos.**



Fuente: Propia.



### C. Anexo: Carga en etapa media del ciclo con 11 Kilos.



Fuente: Propia.

## D. Anexo: Carga en etapa superior con 22 Kilos.



Fuente: Propia.

## E. Presupuesto.

Descripción del recurso físico	Recursos Estudiante			
	Cant	Und	Valor Unitario	Valor Total
Motor	01	01	\$200.000	\$200.000
Pines	4	1	\$5.000	\$20.000
Eje bicicleta	1	1	\$34.000	\$34.000
Batería	1	1	\$70.000	\$70.000
Cableado y pintura	1	1	\$20.000	\$20.000
Estructura y carcaza	1	1	\$130.000	\$130.000
Cadena, plato, piñón	1	1	\$50.000	\$50.000
Hora de soldadura	4	1	\$20.000	\$80.000
Servicio de Torno	1	1	\$180.000	\$180.000
Herramientas (Equipo de soldadura, pulidoras, discos de corte, disco de pulir, herramientas de mano para atornillar, metro, Calibrador, martillo de goma)	1	1	\$100.000	\$100.000
Componentes ergonómicos	1	1	\$100.000	\$100.000
<b>Total</b>	<b>\$984.000</b>			

## Bibliografía

- Corlett. 2013. «RULA: Rapid Upper Limb Assessment». 2013. /grupo/es/node/9. «Diseño de Elementos de Máquinas - 4ta Edición - Robert L. Mott.pdf». s. f.
- «Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, 8va Edición - Richard G. Budynas-FREELIBROS.ORG.pdf». s. f.
- Donaldson, N.de N., M. Munih, G.F. Phillips, y T.A. Perkins. 2010. «Apparatus and Methods for Studying Artificial Feedback-Control of the Plantarflexors in Paraplegics without Interference from the Brain». *Medical Engineering & Physics* 19 (6): 525-35. [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(97\)00020-9](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(97)00020-9).
- Ecured. 2009. «Información de “EcuRed:Enciclopedia cubana” - EcuRed». 2009. [https://www.ecured.cu/index.php?title=EcuRed:Enciclopedia\\_cubana&action=info](https://www.ecured.cu/index.php?title=EcuRed:Enciclopedia_cubana&action=info).
- Faupin, Arnaud, y Philippe Gorce. 2008. «The Effects of Crank Adjustments on Handbike Propulsion: A Kinematic Model Approach». *International Journal of Industrial Ergonomics* 38 (7-8): 577-83. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2008.01.019>.
- Lamine, Houssein, Med Amine Laribi, Sami Bennour, Lotfi Romdhane, y Said Zeghloul. 2017. «Design Study of a Cable-Based Gait Training Machine». *Journal of Bionic Engineering* 14 (2): 232-44. [https://doi.org/10.1016/S1672-6529\(16\)60394-3](https://doi.org/10.1016/S1672-6529(16)60394-3).
- Long, Yi, Zhijiang Du, Chaofeng Chen, Weidong Wang, Long He, Xiwang Mao, Guoqiang Xu, Guangyu Zhao, Xiaoqi Li, y Wei Dong. 2017. «Development and Analysis of an Electrically Actuated Lower Extremity Assistive Exoskeleton». *Journal of Bionic Engineering* 14 (2): 272-83. [https://doi.org/10.1016/S1672-6529\(16\)60397-9](https://doi.org/10.1016/S1672-6529(16)60397-9).
- Norton. 2012. «Diseño de arboles y ejes».
- Piazza, Stefano, Julio Gómez-Soriano, Elisabeth Bravo-Esteban, Diego Torricelli, Gerardo Avila-Martin, Iriana Galan-Arriero, José Luis Pons, y Julian Taylor. 2016. «Maintenance of Cutaneomuscular Neuronal Excitability after Leg-Cycling Predicts Lower Limb Muscle Strength after Incomplete Spinal Cord Injury». *Clinical Neurophysiology* 127 (6): 2402-9. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2016.03.007>.
- «Poleas». s. f. Accedido 4 de abril de 2020. <http://www.juntadeandalucia.es/averroes/centros-tic/41700555/helvia/aula/archivos/repositorio/0/4/html/poleas.htm>.
- Poveda. 2016. «BICICLETA ESTÁTICA ERGONÓMICA PARA APLICACIÓN DE LA ACTIVIDAD DEPORTIVA EN EL GIMNASIO DE LA ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL CHIMBORAZO.», 55.
- Quintern, J., P. Minwegen, y K.-H. Mauritz. 2009. «Chapter 41 Control Mechanisms for Restoring Posture and Movements in Paraplegics». En *Progress in Brain Research*, 80:489-502. Elsevier. [https://doi.org/10.1016/S0079-6123\(08\)62248-7](https://doi.org/10.1016/S0079-6123(08)62248-7).
- «Resistencia-de-Materiales-Robert-Mott.pdf». s. f.

- «resolucion-1441-de-2013.pdf». s. f.  
«resolucion-3100-de-2019.pdf». s. f.
- Riener, Robert, Jochen Quintern, y Günther Schmidt. 2009. «Biomechanical Model of the Human Knee Evaluated by Neuromuscular Stimulation». *Journal of Biomechanics* 29 (9): 1157-67. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(96\)00012-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(96)00012-7).
- Sanchez, Luisa. 2015. «Escaras o úlceras por presión». *Blog de ortopedia de ortoweb.com* (blog). 2015. <http://www.ortoweb.com/blogortopedia/escaras-o-ulceras-por-presion/>.
- She, Jinhua, Sho Yokota, y Eliza Yingzi Du. 2013. «Automatic Heart-Rate-Based Selection of Pedal Load and Control System for Electric Cart». *Mechatronics* 23 (3): 279-88. <https://doi.org/10.1016/j.mechatronics.2012.12.005>.
- Sinclair, Pj, Gm Davis, Rm Smith, Bs Cheam, y Jr Sutton. 2009. «Pedal Forces Produced during Neuromuscular Electrical Stimulation Cycling in Paraplegics». *Clinical Biomechanics* 11 (1): 51-57. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)00030-5](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)00030-5).
- Tiwari, P.S., L.P. Gite, M.M. Pandey, y A.K. Shrivastava. 2011. «Pedal Power for Occupational Activities: Effect of Power Output and Pedalling Rate on Physiological Responses». *International Journal of Industrial Ergonomics* 41 (3): 261-67. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2011.02.011>.
- «verNormaPDF.pdf». s. f.