



**Instituto Politécnico Nacional**

---

**Escuela Superior de Ingeniería  
Mecánica y Eléctrica**

**Unidad Zacatenco**

# **Diseño de una silla de ruedas de cambios posturales y posiciones básicas para personas cuadripléjicas**

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:**

**INGENIERO EN  
CONTROL Y AUTOMATIZACIÓN**

**PRESENTAN:  
BARRIENTOS MARTINEZ FRANCISCO JAVIER  
SANCHEZ CRUZ JOSE ISRAEL  
SANCHEZ GARCIA JOSE FERNANDO**

**DIRIGIDA POR:**

**Dr. Christopher René Torres San Miguel  
Dr. Ricardo Tapia Herrera  
Ing. Luis Arturo Benítez Velázquez**



---

MÉXICO, D.F. SEPTIEMBRE DEL 2016

**INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**  
**ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA**  
**UNIDAD PROFESIONAL “ADOLFO LÓPEZ MATEOS”**

**TEMA DE TESIS**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE  
POR LA OPCIÓN DE TITULACIÓN  
DEBERA (N) DESARROLLAR

INGENIERO EN CONTROL Y AUTOMATIZACIÓN  
TESIS COLECTIVA Y EXAMEN ORAL INDIVIDUAL  
C. FRANCISCO JAVIER BARRIENTOS MARTINEZ  
C. JOSE ISRAEL SANCHEZ CRUZ  
C. JOSE FERNANDO SANCHEZ GARCIA

**“DISEÑO DE UNA SILLA DE RUEDAS DE CAMBIOS POSTURALES Y POSICIONES  
BÁSICAS PARA PERSONAS CUADRAPLEJICAS”**

DISEÑAR Y CONTROLAR UN MECANISMO PARA EL TRASLADO DE PERSONAS CON DISCAPACIDAD  
MOTRIZ DE TIPO CUADRAPLEJICAS

- ❖ INVESTIGAR A DIFERENTES PROTOTIPOS Y PROYECTOS REPORTADOS EN LA LITERATURA ABIERTA
- ❖ DEFINIR CONCEPTOS Y FUNDAMENTOS TEÓRICOS, EMPLEADOS DURANTE LAS ETAPAS DEL DISEÑO CONCEPTUAL
- ❖ CALCULAR LOS MECANISMOS QUE INTEGRAN AL PROTOTIPO DE LA SILLA DE RUEDAS
- ❖ CONTROLAR LA CINEMÁTICA DEL PROTOTIPO
- ❖ CONCLUSIONES
- ❖ TRABAJO FUTURO
- ❖ REFERENCIAS

CIUDAD DE MÉXICO. A 10 DE AGOSTO DE 2016.

**ASESORES**

  
DR. CHISTOPHER RENÉ  
TORRES SAN MIGUEL

  
M. EN C. RICARDO TAPIA  
HERRERA

  
ING. LUIS ARTURO  
BENÍTEZ VELÁZQUEZ

  
M. EN C. MIRIAM GÓMEZ ÁLVAREZ  
JEFA DEL DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA EN  
CONTROL Y AUTOMATIZACIÓN





## RESUMEN

Este trabajo presenta el diseño de una silla de ruedas capaz de tomar múltiples posturas, las cuales benefician el tratamiento de las personas cuadripléjicas, a partir de un mecanismo de cuatro barras colocado dentro de la estructura del diseño. Además de esto, el prototipo cuenta con un sistema que brinda de electroestimulación física de baja frecuencia conocida como Electroestimulación Nerviosa Trascutanea (TENS), que permite inducir corriente eléctrica a las fibras nerviosas mielínicas de conducción rápida, y de esta forma producir inhibición a nivel medular, bloqueando la transmisión de estímulo doloroso al cerebro.

Se realizó una síntesis de diversos trabajos de investigación, prototipos y proyectos desarrollados alrededor del mundo, relacionados a sillas de ruedas reclinables. Posteriormente se determinaron los conceptos y fundamentos teóricos, que permitirán la comprensión de los procedimientos a realizar en cada una de las etapas del diseño; después se muestran los aspectos que intervienen directamente en el diseño mecánico de la silla de ruedas, para que esta cambie de posición de silla a una de camilla. Además, se presentan los aspectos del diseño a detalle de la silla de ruedas de cambios posturales y posiciones básicas para personas cuadripléjicas, haciendo énfasis en características determinadas por la Organización Mundial de la Salud (OMS), que sirve como guía para establecer un parámetro del diseño de cada uno de los componentes que conforman la silla de ruedas. De igual forma, se detallan los aspectos relacionados con la electrónica y control, dado que se establecen dos formas de mover la silla de ruedas, la primera mediante un control PID, que establece la posición del mecanismo en sus formas básicas, y la segunda manual que permite dejar al ocupante en la posición requerida.

Por último, se exponen los costos presupuestados, y resultados obtenidos tras una serie de simulaciones mecánicas a las que algunas piezas fueron sometidas, así como la comprobación del funcionamiento de los circuitos electrónicos y de control.



## ABSTRACT

This thesis shown a new design of a wheelchair able to take multiple positions, that benefits the treatment of quadriplegics, a four-bar mechanism is placed inside the design of the structure. The prototype has a system that provides electrostimulation with low frequency, it is known as Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS), that allows an inhibition at the spinal, blocking the transmission of pain to the brain stimulation.

At first, this thesis exhibits a synthesis of researches, prototypes and developed projects of the reclining wheelchairs around the world. Subsequently, the concepts and theoretical foundations permit to understand the procedures to be performed in each stage of the design. After this, in the mechanical design of the wheelchair is capable to modify the position of chair to a stretcher. In addition, it is presents details of the design of the wheelchair of postural changes and basic positions for quadriplegics, emphasizing characteristics determined by the World Health Organization (WHO), which serves as a guide to set a parameter of the design of each component of the wheelchair. Similarly, aspects are related to electronics and control program, there are two ways to move the wheelchair, the first by a PID control, which sets the position of the mechanism in its basic forms, and the second that allows manual control position of the wheelchair.

Finally, it is shown the budgeted costs, and results after a series of mechanical simulations of some pieces and the correct function of the electronic circuits are exhibited.



### *Agradecimientos:*

*A mis padres Faustino Barrientos y Marcela Martínez, quienes me apoyaron incondicionalmente y brindaron la confianza para que esta meta fuera posible de alcanzar, gracias por enseñarme a luchar por mis objetivos y superarme día a día. Mis hermanas Guadalupe y Monserrat, gracias por estar presente y alentarme, las quiero.*

*A mis compañeros y amigos, Fernando e Israel por formar un buen equipo de trabajo, que a pesar de todas las dificultades y obstáculos que se cruzaron en el camino, siempre se mantuvo el buen ánimo y la disposición para salir airosos. Este trabajo, así como la conclusión de la carrera es fruto de nuestro trabajo, dedicación y compañerismo.*

*A los profesores de los que fui alumno durante mis estudios ya que todos y cada uno de ellos dejan una huella importante en mi formación. Mención aparte merecen nuestros asesores Dr. Ricardo Tapia, Ing. Luis Arturo Benítez y en especial Dr. Christopher Rene Torres, quienes gracias a su dirección, apoyo, consejos, motivación y paciencia se desarrolló el presente trabajo.*

*A todos mis amigos sin excepción, a quienes les agradezco, la confianza depositada en mi persona, el apoyo brindado y por compartir tantos y tantos momentos unos buenos otros no tanto, pero que al final del camino la amistad continua.*

*A mi alma mater el Instituto Politécnico Nacional, que desde hace 8 años me abrió las puertas, agradezco la preparación académica y las facilidades para desarrollarme a lo largo de este tiempo, en sus aulas me he formado como una persona íntegra.*

**Francisco Javier Barrientos Martínez**



*Agradecimientos:*

*Aprovechando la presente le quiero agradecer y dedicar este significativo trabajo, a mi madre, por haberme apoyado en todo momento, por los valores que me ha inculcado a base de respeto y amor, por haberme brindado la oportunidad de tener una excelente educación en el transcurso de mi vida, y, sobre todo, por ser un excelente ejemplo de vida.*

*Le doy gracias a mis hermanos, por haberme apoyado en cualquier circunstancia y ser parte fundamental del mí desarrollo, a Fernando Sánchez y Javier Barrientos, por haberme dado la oportunidad de junto formar un equipo de trabajo, a mi institución, que me dio la bienvenida al mundo como tal y por las oportunidades que me ha brindado, gracias.*

*Les agradezco también a mis asesores, por habernos ayudado al desarrollo de este trabajo, y más les agradezco por habernos defendido de quienes no creían en nosotros.*

*Siendo muchas las personas que han formado parte de este desarrollo, a todas y cada una de ellas, les digo:*

*“Decir gracias, es poco decir”* Joaquín Sabina

**José Israel Sánchez Cruz**



*Agradecimientos:*

*A mis padres porque aun sabiendo que no existirá una forma de agradecer una vida de sacrificios y esfuerzo, quiero que sientan que le objetivo logrado también es de ustedes y que la fuerza que me ayudo a conseguirlo fue su cariño y admiración.*

*A nuestros asesores y en especial al Dr. Christopher Rene quien fue un continuo e incansable colaborador, quien gracias a sus conocimientos y experiencia ayudo al cumplimiento de esta meta.*

*A mis amigos Israel y Javier quienes siempre me han brindado su apoyo incondicional, a ustedes mil gracias.*

*A la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica del Instituto Politécnico Nacional por recibirme con las puertas abiertas y brindarme conocimientos, habilidades y la formación necesaria para superar las dificultades que se presentaron en el desarrollo de este trabajo.*

***José Fernando Sánchez García***



## CONTENIDO

<b>RESUMEN</b> .....	<b>I</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>II</b>
<b>INDICE DE FIGURAS</b> .....	<b>X</b>
<b>INDICE DE TABLAS</b> .....	<b>XIV</b>
<b>OBJETIVO GENERAL</b> .....	<b>XVI</b>
<b>OBJETIVOS ESPECÍFICOS</b> .....	<b>XVI</b>
<b>ORGANIZACIÓN DE LA TESIS</b> .....	<b>XVI</b>
<b>JUSTIFICACIÓN</b> .....	<b>XVII</b>
<b>Capítulo 1 Estado del Arte</b> .....	<b>1</b>
1.1 Discapacidad .....	2
1.1.1 Discapacidad motriz .....	2
1.1.2 Accesibilidad .....	3
1.2 Silla de ruedas para discapacidad motriz en miembros inferiores .....	3
1.2.1 Tipos de sillas de ruedas .....	5
1.2.2 Sillas de ruedas manuales .....	5
1.2.3 Sillas de ruedas eléctricas. ....	6
1.2.4 Sillas de ruedas de bipedestación.....	7
1.3 Estudio de mercado de sillas de ruedas para personas cuadripléjicas tipo camilla .....	8
1.3.1 Silla de ruedas para cuadripléjicos tipo camilla.....	8
1.3.2 Silla de ruedas reclinable .....	9
1.3.3 Silla eléctrica, reclinable y basculante electrónicamente.....	10
1.3.4 Silla de ruedas eléctricas con tracción central reclinable 180° .....	11
1.4 Aplicaciones similares en el ámbito comercial .....	12
1.5 Trabajos relacionados realizados en el Instituto Politécnico Nacional .....	13
1.6 Trabajos relacionados realizados en otras partes de México. ....	14



## CONTENIDO

---

1.7 Planteamiento del Problema.....	15
1.8 Sumario .....	15
<b>Capítulo 2 Marco Teórico.....</b>	<b>167</b>
2.1 Definición de mecanismos .....	18
2.1.1 Clasificación de los mecanismos .....	18
2.2 Mecanismos planos .....	18
2.3 Grados de libertad .....	19
2.4 Mecanismo plano de cuatro barras.....	19
2.5 Criterio de Grashof.....	20
2.6 Ventaja mecánica y ángulo de transmisión.....	22
2.7 Posición de un mecanismo .....	23
2.8 Desplazamiento.....	23
2.8.1 Desplazamiento lineal.....	24
2.8.2 Desplazamiento angular.....	24
2.9 Análisis de desplazamiento .....	25
2.10 Análisis grafico del desplazamiento de un eslabón impulsado. ....	26
2.10.1 Análisis grafico del desplazamiento de eslabones impulsados.....	26
2.11 Calculo del centro de gravedad.....	28
2.12 Control PID .....	29
2.12.1 Acción proporcional .....	30
2.13 Lazo de control abierto.....	32
2.14 Lazo de control retroalimentados.....	32
2.15 Sumario .....	33
<b>Capítulo 3 Diseño conceptual del prototipo .....</b>	<b>40</b>
3.1 Calculo del centro de gravedad .....	35
3.2 Diseño del mecanismo a implementar .....	38





## CONTENIDO

---

3.3 Análisis estático de posición de camilla.....	42
3.4 Análisis del mecanismo cuatro barras paralelogramo (punto de cambio).....	45
3.5 Análisis estático en la posición de silla.....	51
3.6 Comparación entre las posturas de la silla de ruedas.....	57
3.7 Análisis del actuador a emplear.....	57
3.8 Sumario.....	62
<b>Capítulo 4 Diseño a detalle del prototipo.....</b>	<b>63</b>
4.1 Diseño a detalle de la silla de múltiples posturas.....	64
4.2 Desempeño funcional de la silla de ruedas.....	64
4.2.1 Estabilidad de la silla de ruedas.....	65
4.2.3 Consideraciones para el diseño del asiento.....	67
4.2.4 Base del asiento.....	67
4.2.5 Diseño del espaldar de la silla de ruedas.....	69
4.2.6 Consideraciones generales para el diseño del apoyapies.....	70
4.2.7 Consideraciones generales para el diseño del apoyabrazos.....	71
4.2.8 Rueda trasera.....	71
4.3 Componentes de la silla de ruedas de múltiples posturas.....	72
4.4 Diseño Electrónico y de Control del prototipo.....	73
4.4.1 Actuador Lineal Pololu®.....	74
4.4.2 PIC16F887.....	75
4.4.3 Puente H – L293.....	75
4.5 Control de Posición Actuador Pololu®.....	76
4.5.1 Control PID.....	77
4.5.2 Funcionamiento del controlador PID.....	77
4.6 Control Manual.....	83
4.6.1 Funcionamiento del programa realizado en LD-Micro.....	83





## CONTENIDO

---

4.7 Sistema de Electroestimulación Nervioso Transcutaneo (TENS).....	86
4.7.1 Principio de funcionamiento .....	86
4.7.2 Parámetros de aplicación del TENS .....	87
4.7.3 Aplicaciones del TENS.....	88
4.7.4 Circuito TENS .....	89
4.7.5 Funcionamiento del circuito TENS en Proteus®.....	90
4.7.6 Calculo de frecuencia y ciclo de trabajo del circuito TENS .....	91
4.8 Batería a utilizar en el diseño de la silla de ruedas.....	94
4.9 Sumario .....	95
<b>Capítulo 5 Propuesta Económica de Fabricación del Prototipo .....</b>	<b>96</b>
5.1 Propuesta Económica de Fabricación del Prototipo.....	97
5.2 Sumario .....	100
<b>Capítulo 6 Análisis de Resultados .....</b>	<b>101</b>
6.1 Análisis de resultados.....	102
6.2 Diseño Total de la Silla de Ruedas.....	102
6.3 Simulación del circuito de control del actuador .....	110
6.4 Resultados del TENS .....	112
6.4.2 Modulación del ciclo de trabajo.....	113
<b>CONCLUSIONES .....</b>	<b>115</b>
Referencias Bibliográficas .....	118
<b>ANEXO A.....</b>	<b>120</b>
<b>ANEXO B.....</b>	<b>123</b>
<b>ANEXOS C .....</b>	<b>128</b>






---

**INDICE DE FIGURAS**
**Capítulo 1**

Figura 1.1 Silla de ruedas convencional.....	3
Figura 1. 2 Silla de ruedas manual .....	6
Figura 1. 3 Silla de ruedas eléctrica.....	7
Figura 1. 4 Silla de ruedas bipedestación .....	8
Figura 1. 5 Silla de ruedas para cuadripléjicos.....	9
Figura 1. 6 Silla de ruedas reclinable .....	10
Figura 1. 7 Silla eléctrica reclinable y basculante electrónicamente.....	11
Figura 1. 8 Silla de gama alta para exterior con tracción central .....	12

**Capítulo 2**

Figura 2.1 Mecanismo de cuatro barras .....	20
Figura 2. 2 Categorías de los mecanismos de cuatro barras .....	22
Figura 2.3 Ángulo de transmisión .....	22
Figura 2. 4 Vector de desplazamiento del punto P.....	24
Figura 2. 5 Desplazamiento Angular.....	25
Figura 2. 6 Análisis de la posición de un mecanismo .....	26
Figura 2. 7 Construcción de trayectoria restringida .....	27
Figura 2. 8 Ubicación de la posición de C' .....	28
Figura 2. 9 Ejemplo localización del centro de gravedad en el segmento pierna .....	29
Figura 2.10 Sistema en lazo abierto .....	32
Figura 2. 11 Sistema de lazo cerrado.....	32

**Capítulo 3**

Figura 3.1 Distancia de los centros de gravedad en los planos x, y .....	36
Figura 3.2 Centro de gravedad en posición silla .....	37





## CONTENIDO

---

Figura 3.3 Distancia de los centros de gravedad en los planos x, y (acostado).....	37
Figura 3.4 Centro de gravedad en la posición camilla .....	38
Figura 3.5 Movimiento requerido por el mecanismo .....	38
Figura 3.6 Mecanismo propuesto .....	39
Figura 3.7 Trayectorias restringidas de los puntos B y C.....	39
Figura 3.8 Posiciones B' y C' del mecanismo propuesto.....	40
Figura 3.9 Dimensiones del mecanismo propuesto.....	41
Figura 3.10 Mecanismo propuesto para el movimiento camilla a silla.....	41
Figura 3.11 Movimiento de silla a camilla.....	41
Figura 3. 12 Espaldar con la carga distribuida .....	42
Figura 3. 13 Fuerzas en FA y pivote A .....	44
Figura 3. 14 Mecanismo de cuatro barras a emplear.....	45
Figura 3. 15 Diagrama de fuerzas para el eslabón 2.....	45
Figura 3. 16 Diagrama de cuerpo libre del eslabón 3.....	47
Figura 3. 17 Peso distribuido por el reposapiés.....	47
Figura 3. 18 Diagrama de cuerpo libre del eslabón 4.....	48
Figura 3. 19 Peso distribuido en el asiento.....	51
Figura 3. 20 Peso distribuido en el asiento.....	52
Figura 3. 21 Fuerzas en el eslabón 2 posición vertical.....	53
Figura 3. 22 Diagrama de cuerpo libre del eslabón 3 (posición silla).....	55
Figura 3. 23 Diagrama de cuerpo libre el eslabón 4 (posición silla).....	56
Figura 3. 24 Carrera máxima del actuador .....	58
Figura 3. 25 Carrera mínima del actuador a emplear .....	60

## Capítulo 4

Figura 4. 1 Centro de gravedad en la base de la silla de ruedas .....	66
---	----





## CONTENIDO

---

Figura 4. 2 Dispositivo antivuelco de la silla de ruedas .....	66
Figura 4.3 Asiento diseñado para la silla de ruedas .....	69
Figura 4.4 Diseño del espaldar en la silla de ruedas propuesta .....	70
Figura 4.5 Reposapiés de la silla de ruedas .....	70
Figura 4. 6 Reposabrazos de la silla de ruedas .....	71
Figura 4. 7 Rueda trasera de la silla de ruedas .....	71
Figura 4. 8 Diseño total de la silla.....	73
Figura 4. 9 Actuador lineal Pololu® .....	74
Figura 4. 10 Conexiones actuador Pololu® .....	74
Figura 4. 11 Microcontrolador PIC16F887 .....	75
Figura 4. 12 Conexión del L293.....	76
Figura 4. 13 Control diseñado para la silla de ruedas.....	76
Figura 4.14 Respuesta en lazo abierto para una entrada escalón .....	78
Figura 4.15 Respuesta a lazo abierto señalando las magnitudes para encontrar t1 y t2.....	79
Figura 4.16 Sistema en Simulink de comprobación .....	80
Figura 4.17 Respuesta de ambos sistemas.....	81
Figura 4. 18 Diagrama de flujo del código de programación .....	82
Figura 4.19 Diagrama es calera para el control manual del actuador .....	83
Figura 4.20 Circuito de control .....	84
Figura 4.21 Diseño PCB Circuitos de Control .....	85
Figura 4. 22 Visualización 3D de la placa PCB .....	85
Figura 4. 23 Actuador empleado en el diseño de la silla de ruedas.....	86
Figura 4.24 Electrodo auto adheribles .....	89
Figura 4.25 Circuito TENS.....	90
Figura 4.26 Conexión estable del circuito integrado 555.....	91



Figura 4.27 Conexión monostable del circuito integrado 555 .....92

## Capítulo 6

Figura 6.1 Base de la silla de ruedas ..... 102

Figura 6.2 Secciones plegables de la silla de ruedas ..... 103

Figura 6.3 Dimensiones del mecanismo cuatro barras implementado en la silla ..... 104

Figura 6.4 Medidas complementarias del mecanismo de cuatro barras ..... 104

Figura 6.5 Medidas del actuador en posición camilla y posición silla ..... 105

Figura 6.6 Diseño final de la silla de ruedas postura camilla ..... 106

Figura 6. 7 Diseño final de la silla de ruedas postura silla de ruedas ..... 106

Figura 6. 8 Postura intermedia de la silla de ruedas ..... 107

Figura 6. 9 Vista explosionada de la silla de ruedas..... 107

Figura 6.10 Mallado de la base de la silla de ruedas ..... 108

Figura 6.11 Deformación en la base de la silla de ruedas ..... 108

Figura 6. 12 Esfuerzo de deformación con una carga 100 veces mayor a la nominal ..... 109

Figura 6. 13 Aplicación de los esfuerzos en la llanta ..... 109

Figura 6. 14 Deformación en la llanta trasera ..... 110

Figura 6. 15 Tablilla fenólica del circuito de control ..... 111

Figura 6. 16 Circuito electrónico con actuador contraído ..... 111

Figura 6. 17 Salidas afectadas por el potenciómetro ..... 113

Figura 6. 18 Ciclo de trabajo cuando la resistencia aumenta ..... 113

Figura 6. 19 Ciclo de trabajo cuando la resistencia disminuye ..... 114

Figura 6. 20 Diseño final del TENS ..... 114




---

**INDICE DE TABLAS**
**Capítulo 1**

Tabla 1. 1 Grupos musculares afectados por discapacidad motriz .....	2
Tabla 1. 2 Partes principales de una silla de ruedas .....	4
Tabla 1.3 Características técnicas de las sillas de ruedas eléctricas .....	6
Tabla 1.4 Característica técnicas de las sillas de ruedas .....	7
Tabla 1. 5 Dimensiones de la silla de ruedas para cuadripléjicos tipo camilla .....	9
Tabla 1. 6 Características de las sillas reclinables .....	10
Tabla 1. 7 Características técnicas de la silla eléctrica, reclinable y basculante .....	11
Tabla 1. 8 Características técnicas de la silla de gama alta para exterior con tracción .....	12
Tabla 1. 9 Sillas convertibles en el ámbito comercial .....	13

**Capítulo 2**

Tabla 2. 1 Clasificación de los mecanismos .....	18
Tabla 2. 2 Categorías de los mecanismos de cuatro barras .....	21

**Capítulo 3**

Tabla 3. 1 Porcentajes y peso en kilogramos de cada parte del cuerpo .....	35
Tabla 3. 2 Comparación entre la posición de silla y camilla .....	57

**Capítulo 4**

Tabla 4.1 Ejemplos donde la silla de ruedas puede lastimar al ocupante (OMS, 2008) ....	64
Tabla 4.2 Ventajas y desventajas de aumentar la estabilidad posterior (OMS, 2008) .....	65
Tabla 4.3 Ventajas y Desventajas de utilizar un dispositivo antivuelco (OMS, 2008) .....	66
Tabla 4.4 Aspectos generales de asiento y apoyo postural (OMS, 2008) .....	67
Tabla 4.5 Consideraciones para la elección de la base del asiento (OMS, 2008) .....	68
Tabla 4.6 Postura adecuada del asiento (OMS, 2008) .....	68
Tabla 4.7 Pautas para el diseño del espaldar (OMS, 2008) .....	69





## CONTENIDO

---

Tabla 4.8 Partes que integran el diseño de la silla de ruedas. ....	72
Tabla 4.9 Ganancias de los diferentes controladores .....	81
Tabla 4.10 Aplicación a diferentes frecuencias del TENS .....	87
Tabla 4.11 Casos en los que se ha utilizado el TENS .....	88
Tabla 4. 12 Lista de conceptos útiles para la descripción de circuito TENS .....	89

### Capítulo 5

Tabla 5. 1 Costos generados por materiales de manufactura .....	97
Tabla 5. 2 Costos derivados de la Electrónica.....	98
Tabla 5. 3 Costos de ergonomía .....	98
Tabla 5. 4 Costos de mano de obra.....	99
Tabla 5. 5 Costos finales .....	99



## OBJETIVO GENERAL

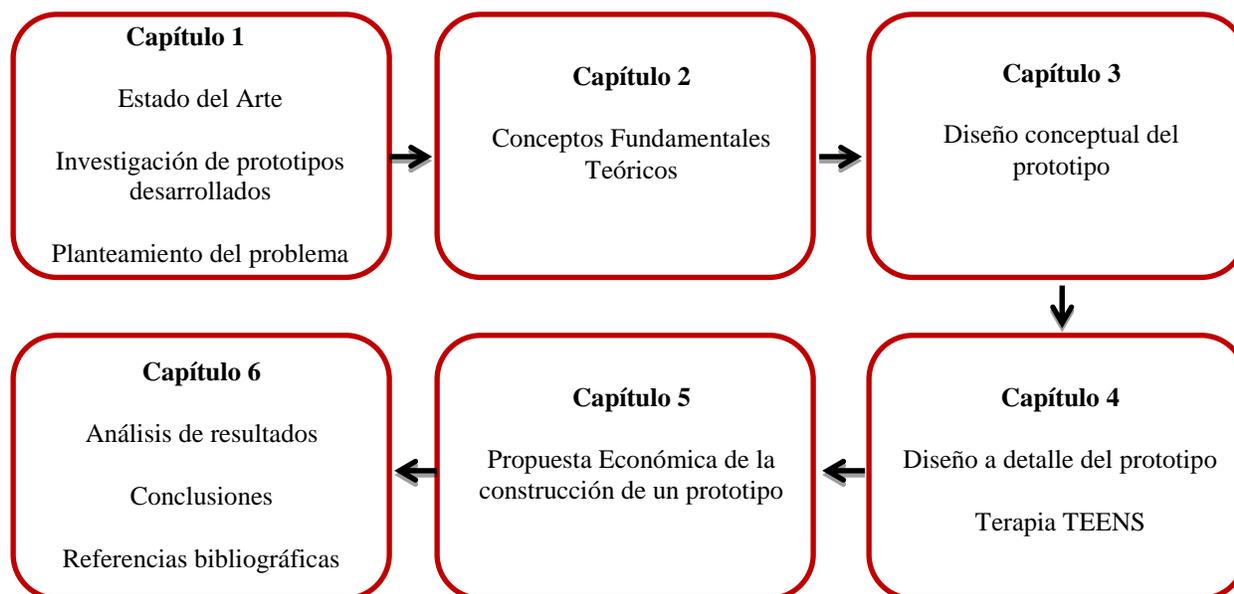
Diseñar y controlar un mecanismo para el traslado de personas con discapacidad motriz de tipo cuadriplejía.

## OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Investigar diferentes prototipos y proyectos reportados en la literatura abierta.
- Definir conceptos y fundamentos teóricos, empleados durante las etapas del diseño conceptual.
- Calcular los mecanismos que integran al prototipo de la silla de ruedas.
- Controlar la cinemática del prototipo.
- Conclusiones.
- Trabajo futuro.
- Referencias.

## ORGANIZACIÓN DE LA TESIS

Este trabajo se ha organizado de la siguiente manera:



## JUSTIFICACIÓN

Según cifras de Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI, 2010), en México la discapacidad que se presenta con mayor frecuencia dentro de la población, es la de tipo motriz. De acuerdo con la Encuesta Nacional de Ingresos y Gastos de los Hogares (ENIGH, 2012), en México de todos estos discapacitados el 8% sufre de una discapacidad motriz relacionada con la dificultad de tener control de sus 4 extremidades, lo que refleja que, de los 112 millones de habitantes en el 2012, aproximadamente 630 mil sufren de dicha discapacidad.

Uno de los tantos problemas a los que se enfrentan día con día estas personas es la incapacidad de ser autosuficientes, para algunos de ellos no es conveniente utilizar una silla de ruedas convencional, lo cual obliga a sus familiares o enfermeros a realizar un mayor esfuerzo para variar sus posturas a lo largo del día. Dado que al realizar estas acciones ayuda a la prevención de la formación de úlceras provocadas por presión (llagas).

Es por este motivo que al no haber un marco de comodidad para transportar personas con discapacidad motriz de tipo cuadriplejía, se plantea el diseño del mecanismo de una silla de ruedas de múltiples posturas y la implementación de un sistema conocido como Electroestimulador Nervioso Transcutáneo (TENS), con el principal fin de disminuir los intensos dolores crónicos de espalda y cuello asociado con el dolor de pierna o brazo respectivamente, que sufren como consecuencia de la enfermedad.

# Capítulo 1

## Estado del Arte

En este capítulo se presenta una síntesis de diversos trabajos de investigación, prototipos y proyectos desarrollados alrededor del mundo, relacionados a herramientas técnicas que permiten a las personas con locomoción reducida realizar desplazamientos.

Así mismo al final de este capítulo se presenta el planteamiento del problema del presente trabajo.



## 1.1 Discapacidad

La Organización Mundial de la Salud (2010) define a la discapacidad como a un término general que abarca las deficiencias, las limitaciones de la actividad y las restricciones de la participación. Las deficiencias son problemas que afectan a una estructura o función corporal; las limitaciones de la actividad son dificultades para ejecutar acciones o tareas, y las restricciones de la participación son problemas para participar en situaciones vitales. Por consiguiente, la discapacidad es un fenómeno complejo que refleja una interacción entre las características del organismo humano y de las características de la sociedad en la que vive.

### 1.1.1 Discapacidad motriz

La Dirección General de Educación Especial (DGEE, 2012) señala que la discapacidad motriz es una condición de vida que afecta el control y movimiento del cuerpo, generando alteraciones en el desplazamiento, equilibrio, manipulación, habla y respiración de las personas que la padecen, limitando su desarrollo personal y social

Esta discapacidad se presenta cuando existen alteraciones en los músculos, huesos, articulaciones o medula espinal, así como alguna afectación del cerebro en área motriz impactando en la movilidad de las personas.

Las dificultades que presentan las personas con algún tipo de discapacidad motriz pueden ser causadas por diferentes circunstancias, dependiendo del momento de afectación, los grupos musculares afectados como se muestra en la tabla 1.1, el origen (Antes del nacimiento, perinatales, después del nacimiento), y grado de afectación que puede ser: leve, moderada o grave (DGEE, 2012).

**Tabla 1. 1** Grupos musculares afectados por discapacidad motriz (DGEE, 2012)

<b>Parálisis</b>	<b>Paresias:</b> Parálisis leve o incompleta.
<b>Monoplejía:</b> Afecta un solo miembro ya sea brazo o pierna.	<b>Monoparesia:</b> De un solo miembro.
<b>Hemiplejía:</b> Afecta a un lado del cuerpo, izquierdo o derecho.	<b>Hemiparesia:</b> De un lado del cuerpo (derecho o izquierdo).
<b>Paraplejía:</b> Parálisis de los dos miembros inferiores.	<b>Paraparesia:</b> De los dos miembros inferiores.

**Cuadriplejía:** Parálisis de los cuatro miembros.

**Cuadriparesia:** Parálisis leve de los cuatro miembros.

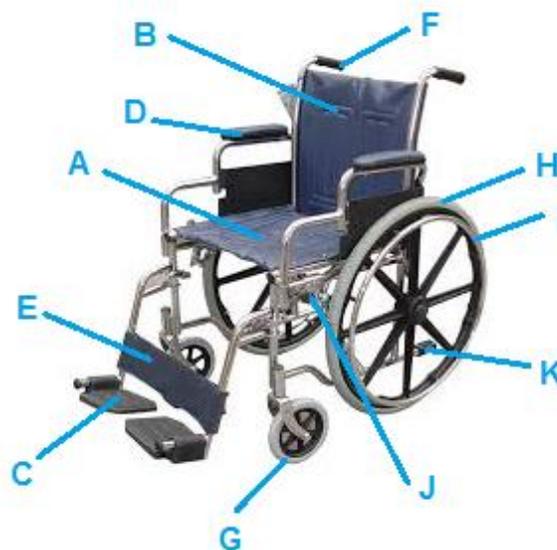
### 1.1.2 Accesibilidad

Las personas con discapacidad motriz se ven afectadas en la posibilidad de moverse o desplazarse por lo que la accesibilidad y habilitación de medios representan las principales necesidades a las que se enfrentan las personas con este tipo de discapacidad. Es por este motivo que se les debe brindar mobiliario adecuado (sillas de ruedas, andaderas, camillas, etc.) y apoyos específicos que faciliten su autonomía y favorezcan su desenvolvimiento en su día a día (DGEE, 2012).

### 1.2 Silla de ruedas para discapacidad motriz en miembros inferiores

Una silla de ruedas es una herramienta técnica que ayuda a las personas con locomoción reducida a realizar desplazamientos. Las personas con discapacidad tienen necesidades específicas debido a la limitación funcional a la que se enfrentan, es por este motivo que una silla de ruedas tiene como objetivo general trasladar a estas personas de un lugar a otro. Este tipo de sillas se escoge en función a las necesidades de la morfología de las personas con discapacidad (“Mapaeducativo,”2012).

**Figura 1.1** Silla de ruedas convencional (Reactiv, 2010)





En la figura 1.1 se muestra la relación de los elementos comunes de una silla de ruedas de la tabla 1.1. En la tabla 1.2 se describen las partes principales de una silla de ruedas, se encuentran:

**Tabla 1. 2** Partes principales de una silla de ruedas (Gómez, Ponce, & Rodríguez, 1999)

Elemento comunes de las sillas de ruedas	Descripción
<b>A.- Asiento</b>	Permite el necesario apoyo del cuerpo, influyendo en el soporte pélvico, el reparto de las presiones, y la estabilidad y control postural. Puede ser flexible o rígido.
<b>B.- Respaldo</b>	Proporciona descanso y soporte a la columna. Su altura varía en función de las necesidades del paciente. Debe ser lo suficiente para mantener la espalda en buena posición, evitar fatigo y a la vez permitir la mayor movilidad posible.
<b>C.-Reposapiés</b>	Su finalidad es soportar el peso de los miembros inferiores, así como ayudar a una buena posición de los mismos. Sitúan la pelvis en el asiento e influyen en la correcta sedestación y buen posicionamiento del tronco.
<b>D.- Reposabrazos</b>	Los reposabrazos son un complemento importante para cambiar los puntos de apoyo, para trasladar el peso de un punto a otro y reducir la presión y para ayudarse en las transferencias, para dar estabilidad, etc.
<b>E.- Reposapiernas</b>	Habitualmente la pierna no necesita un soporte, si existe un adecuado apoyo de muslos y pies. Además, el reposapiernas quita toda posibilidad de ayudarse con los pies en la autopropulsión se el ocupante tiene la posibilidad de hacerlo.
<b>F.- Mangos de empuje</b>	Son parte importante del conjunto direccional pues ellos permiten que un ayudante pueda propulsar la silla de ruedas.
<b>G.- Ruedas delanteras giratorias</b>	Su tamaño varía entre los 75, 125, 150 y 200 mm de diámetros. Las más pequeñas son aptas para interiores y suelo duro y liso. Las ruedas de mayor diámetro son mejores para terrenos irregulares.
<b>H.- Ruedas traseras propulsoras</b>	Habitualmente van situadas en la parte de atrás y son grandes para permitir la autopropulsión. Los tamaños más frecuentes son 60 y 65 cm de diámetro. Las diferencias fundamentales entre diversos tipos las ofrece el eje o sistema de rodamiento, la llanta con sus radios, la cubierta y aros de mantenimiento.
<b>I.- Aros propulsores</b>	Están sobrepuestos a las ruedas grandes y ellos permiten la autopropulsión.



<b>J.- Frenos de estacionamiento</b>	Todas las sillas de ruedas deben estar equipadas con freno de estacionamiento, aunque para frenar en pendiente se suele hacer por fricción sobre el aro de mano.
<b>K. Barras de inclinación</b>	Impiden la caída hacia atrás por desplazamiento del centro de gravedad. Estos elementos se incluyen para mantener una buena postura o como medida de seguridad.

### 1.2.1 Tipos de sillas de ruedas

Ningún modelo ni tamaño de silla de ruedas puede satisfacer las necesidades de todos los usuarios, y la diversidad de estos crea la necesidad de diferentes tipos de sillas. Quienes eligen una silla de ruedas deben comprender las necesidades físicas de los usuarios y de qué manera este se propone usar la silla, además debe conocer los motivos que explican los distintos tipos de sillas de ruedas (OMS, 2012). De acuerdo al motivo para el cual se desee utilizar una silla de ruedas, estas se pueden clasificar por los siguientes criterios:

- Según su accionamiento: manuales o eléctricas.
- Según su actividad: para estudiantes, deportistas, etc.
- Según el tipo de paciente: para adultos, niños, enfermos convalecientes, etc.

Estos criterios se relacionan unos con otros dando origen a diferentes propuestas de sillas de acuerdo a los requerimientos del ocupante.

### 1.2.2 Sillas de ruedas manuales

Las sillas de ruedas manuales son aquellas que tienen que ser impulsadas por el ocupante o un ayudante, para cumplir su función. Son fabricadas de dos diferentes formas, plegables y rígidas, las primeras tienen la capacidad de ahorrar espacio y las rígidas tienen una mayor resistencia.

Las sillas de ruedas manuales no solo son fáciles de manejar, sino que también se ajustan a diferentes características que necesita el ocupante para sentirse seguro. Muchas de estas sillas están construidas de materiales ligeros, como aluminio y fibra de carbono, con el objetivo de brindar mayor durabilidad y ligereza en la figura 1.2 se muestra una silla de ruedas manual (“Ortopedia<sup>1</sup>,” 2012).

**Figura 1. 2** Silla de ruedas manual (Ortopedia1, 2012)



### 1.2.3 Sillas de ruedas eléctricas.

Las sillas de ruedas eléctricas son impulsadas por un motor eléctrico. Estas sillas son controladas por un dispositivo o unidad de controles de acceso, estos controles son usualmente programados y manipulados mediante un joystick o interruptores, para que el ocupante tenga la capacidad de regular la velocidad, posición del respaldo, asiento y reposapiés.

La mayoría de estas sillas tienen las características técnicas que aparecen en la tabla 1.3.

**Tabla 1.3** Características técnicas de las sillas de ruedas eléctricas (TECNUM, 2015)

Características de las sillas de ruedas eléctricas	
<b>Ancho</b>	64 cm
<b>Largo</b>	100 cm
<b>Velocidad máxima</b>	7 Km/h
<b>Peso máximo</b>	135 kg
<b>Batería</b>	2 x 30 Amp.
<b>Cargador de Batería</b>	24 Vcd.
<b>Frenos</b>	Manual, electromagnético y de motor.

**Figura 1. 3** Silla de ruedas eléctrica (Ortoweb, 2013)

### 1.2.4 Sillas de ruedas de bipedestación

Son sillas de ruedas que permiten al ocupante ponerse de pie en su propia silla. Realiza la subida o bajada a través de un mando electrónico que suele encontrarse en el reposabrazos. Están provistos de artefactos de sujeción como cinturones pélvicos, petos y apoyos de rodillas. Los cuales permiten ponerse de pie al usuario que no puede hacerlo por sus propios medios (“COCEMFECYL,” 2015).

En la tabla 1.4 aparecen algunas características técnicas de las sillas bipedestadoras.

**Tabla 1.4** Característica técnicas de las sillas de ruedas bipedestadoras (Sunrisemedical, 2015)

Características de las sillas bipedestadoras	
<b>Armazón</b>	Acero rígido con recubrimiento líquido
<b>Ruedas delanteras</b>	Neumáticas de 2,80/2,50-4 (9’’)
<b>Ruedas traseras</b>	Neumáticas de 3,00-8 (14’’).
<b>Velocidad máxima hacia adelante</b>	9,15 Km/h
<b>Peso neto sin baterías</b>	62,7Kg
<b>Carga máxima</b>	160 Kg
<b>Ancho del asiento</b>	51cm
<b>Altura del respaldo</b>	46 cm

Estas pueden ser de uso interior, exterior o mixto y de tracción delantera, trasera o total (“Ortopedia<sup>1</sup>,”2010).

**Figura 1. 4** Silla de ruedas bipedestación (Ortopedia Casa Escalada, 2012)



### 1.3 Estudio de mercado de sillas de ruedas para personas cuadripléjicas tipo camilla

En la actualidad de manera comercial se han fabricado diferentes sillas de ruedas tipo camilla destinadas a personas cuadripléjicas, las cuales tienen diferentes características de diseño y funcionalidad. En los siguientes puntos se muestra una breve descripción de algunas sillas de ruedas encontradas en el mercado.

#### 1.3.1 Silla de ruedas para cuadripléjicos tipo camilla

Están elaboradas con materiales resistentes como el acero, poseen reposabrazos y reposapiés removibles con elevador de piernas y soporte en la parte superior.

El espaldar es reclinable, lo que permite usar la silla como una camilla y de esta forma benefician al ocupante con los diferentes cambios de postura.

En la tabla 1.3 aparecen las medidas de esta silla (Patriasalud, 2013).

**Tabla 1. 5** Dimensiones de la silla de ruedas para cuadripléjicos tipo camilla (Patriasalud, 2013)

Dimensiones de las sillas de ruedas para personas cuadripléjicas manuales	
Ancho espaldar	46 cm
Ancho asiento	46 cm
Alto espaldar con apoya cabeza	78 cm
Alto asiento	40 cm
Diámetro rueda trasera	59cm
Diámetro rueda delantera	20 cm
Alto máximo de la silla	94 cm
Alto máximo con apoya cabezas	119 cm
Ancho de rueda a rueda	66 cm

**Figura 1. 5** Silla de ruedas para cuadripléjicos (Patriasalud 2013)

### 1.3.2 Silla de ruedas reclinable

Las sillas reclinables redistribuyen la presión de la espalda baja, así como debajo de las piernas, y tiene un ajuste de 0 a 35° que ajusta el peso al centro de gravedad. El marco de estallas están hechos de materiales resistentes pero ligeros como el aluminio. Se inclinan fácilmente gracias al uso de cilindros de gas (ver figura 1.6).

**Tabla 1. 6** Características de las sillas reclinables (Karman, 2014)

Características de las sillas de ruedas reclinables	
<b>Respaldo</b>	Pagable con cabecera extraíble
<b>Peso de la silla</b>	34 libras (para la silla de la figura 1.6).
<b>Centro de gravedad</b>	Ajustable al peso
<b>Cilindros de gas</b>	Perfectamente adaptados
<b>Seguridad</b>	Cinturón de seguridad incluido
<b>Inclinación</b>	Ajuste de 0 a 35°
<b>Marco</b>	Aluminio 6061 T-6
<b>Peso máximo del ocupante</b>	110 kg.

**Figura 1. 6** Silla de ruedas reclinable (Karman, 2014)

### 1.3.3 Silla eléctrica, reclinable y basculante electrónicamente

Una silla de ruedas eléctrica reclinable y basculante electrónicamente, puede ser para uso interior y exterior, además de que deben ser muy cómodas y sencillas de manejar, y fácilmente plegable para transportarla (ver figura 1.7).

**Tabla 1. 7** Características técnicas de la silla eléctrica, reclinable y basculante (BIAS, 2014).

Características técnicas de las sillas de ruedas basculantes	
<b>Motor</b>	Motor de 24 Vcd, con potencia de 630w.
<b>Velocidad</b>	Velocidad máxima de 7.3 Km/h
<b>Pendientes</b>	Máxima superable son 12° para 114 Kg y 10° para 136 Kg.
<b>Seguridad</b>	Doble amortiguación trasera y ruedas antivuelco.
<b>Altura del respaldo</b>	Regulable
<b>Reclinación del respaldo</b>	De 5 a 45°

**Figura 1. 7** Silla eléctrica reclinable y basculante electrónicamente (BIAS, 2014).

### 1.3.4 Silla de ruedas eléctricas con tracción central reclinable 180°

Estas sillas tienen maniobrabilidad en interiores, por un radio de giro reducido (56 cm), a una anchura mínima de 63 cm, y a una altura del asiento al suelo muy reducida desde 42 cm. La conducción de estas sillas debe ser muy confortable en cualquier terreno, además tienen que amortigua impactos, evitar desbalanceo, y ayudar a mantener la posición horizontal del asiento, y siempre con máxima tracción (“Sunrise Medical,” 2015). Las características técnicas de la silla de la figura 1.8 aparecen en la tabla 1.8.

**Tabla 1. 8** Características técnicas de la silla de gama alta para exterior con tracción central (Sunrise Medical, 2015)

Características técnicas de la silla de gama alta para exterior con tracción central	
<b>Batería</b>	70 Amph.
<b>Velocidad</b>	Velocidad máxima de 10 Km/h
<b>Respaldo</b>	Reclinable hasta 180°.
<b>Peso</b>	Peso máximo del usuario 160 Kg. Peso mínimo del producto 115 Kg.
<b>Radio de giro</b>	56 cm
<b>Anchura mínima</b>	63 cm
<b>Altura del asiento al suelo</b>	42 cm

**Figura 1. 8** Silla de gama alta para exterior con tracción central (Sunrise Medical, 2015)

#### 1.4 Aplicaciones similares en el ámbito comercial

Dentro del ámbito comercial se han fabricado diferentes sillas de ruedas convertibles a camilla, la mayoría de estas se utilizan en aplicaciones médicas. En la tabla 1.7 se presenta la descripción de sillas de ruedas convertibles a camilla encontradas en el mercado.

**Tabla 1. 9** Sillas convertibles en el ámbito comercial (EMSS, *et al.*)

Referencia Comercial	Fabricante	País	Características
Stairstretcher (EDJ-015C)	EMSS®	China	Elaborada con materiales resistentes, tiene una estructura hecha de una aleación de aluminio de alta calidad y está cubierta con un colchón de esponja suave. La camilla se puede convertir en una silla, y el ángulo de inclinación puede ser ajustable según la altura que desee el ocupante.
Camilla de hospital MEDIBED	Medical Art®	Estados Unidos	Está elaborada con materiales resistentes y funciona mediante un sistema eléctrico, los controles que la operan están situados en los barandales de la camilla, la altura del respaldo es ajustable según lo desee el ocupante, además el reposapiés es desmontable, y utiliza una batería recargable
TMM4B	Transmotion MedicalInc®	Estados Unidos	El modelo TMM4B es el primero de la serie y el más básico, está diseñado para el fácil transporte de los pacientes, así como para prevenir ciertos daños a la salud de los mismos como aparición de úlceras. Este dispositivo puede ser usado como silla, dispositivo de transporte, dispositivo de procedimiento, mesa de operaciones y como camilla.
Stryker 5051	Stryker®	Estados Unidos	Es un equipo médico que ofrece múltiples posiciones para dar una gran versatilidad. Colocar la silla en posición horizontal ayuda a lograr un mejor rendimiento médico y el confort para el paciente. Las articulaciones y la cabecera permiten que la unidad sea configurada de la posición de una silla a una totalmente horizontal para una óptima posición quirúrgica. Es ideal para utilizarse en centros médicos ya que facilita el traslado de personas en espacios limitados.

### 1.5 Trabajos relacionados realizados en el Instituto Politécnico Nacional

En el Instituto Politécnico Nacional se han desarrollado diferentes investigaciones y prototipos relacionados con el presente trabajo, dentro de los trabajos realizados sobre discapacidad motriz se encuentran:



- Silla de ruedas todo terreno. - En la Unidad Profesional Interdisciplinaria en Ingeniería y Tecnologías Avanzadas (UPIITA), se desarrolló una silla de ruedas que cuenta con transmisión eléctrica y reductores planetarios que dan la potencia necesaria para poder bajar y subir escaleras. Además, esta se controla con una palanca tipo joystick.
- Silla de ruedas anfibia para hidroterapia. - En UPIITA se desarrolló una silla de ruedas que propone una alternativa para acceder a un tanque de hidroterapia, brindando seguridad y comodidad al paciente (Ruiz, 2006)
- Rediseño para la optimización de una silla de ruedas eléctrica de dos posiciones. - En este trabajo presentan un rediseño de una silla de ruedas eléctrica de dos posiciones, que ayuda a desplazar de manera automática a un paciente en cualquier dirección, así como, le permite estar erguido, desarrollado en la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica (Hernández, 2010).

### 1.6 Trabajos relacionados realizados en otras partes de México.

En México se encuentran diferentes sectores de la industria, el sector médico y de rehabilitación interesados en atender a las personas que sufren algún tipo de discapacidad, dado que la discapacidad de tipo motriz se presenta con mayor frecuencia dentro de la población, diferentes universidades han desarrollado diversos prototipos de sillas de ruedas que buscan atender de manera eficaz las necesidades de estas personas. Dentro de los trabajos relacionados se encuentran:

- Silla de ruedas como plataforma de control gestual. - Es un prototipo de silla de ruedas que se emplea como plataforma para el desarrollo de sistemas de control gestual en pacientes con paraplejia y cuadriplejia (Montiel, *et al*).
- Silla de ruedas multifuncional. - Este trabajo presenta un prototipo de silla de ruedas que brinda a las personas con discapacidades físicas mayor confort, versatilidad y la posibilidad de realizar movimientos terapéuticos (Avilés & Niño, 2007).



### 1.7 Planteamiento del Problema

La discapacidad motriz causada por paraplejia en extremidades inferiores o en su caso cuadriplejia, es un problema atendido principalmente en el ámbito médico, pero que genera ciertas dificultades tanto para las personas que la padecen, como para las personas que están en su entorno. Los principales inconvenientes a los que enfrentan, son de movilidad, autonomía y también enfermedades secundarias generadas por el poco o nulo movimiento físico o dolores crónicos derivados de la enfermedad.

No todas las personas encargadas del cuidado de los pacientes están preparadas para poder atenderlos correctamente, entre estos cuidados se encuentra el de cambiar de posición al paciente constantemente, para prevenir la formación de úlceras por el número de horas que permanecen bajo la presión de su cuerpo. Es por este motivo que se debe implementar un mecanismo que sea capaz de generar dos posiciones básicas (silla, camilla), o múltiples posiciones que permitan al ocupante de la silla de ruedas mantener estos cambios de postura frecuentemente.

Los dolores que sufren las personas con esta discapacidad, también se deben tomar en cuenta para el diseño del prototipo, pues es un factor que los afecta constantemente. Por esta razón se implementará un sistema que brinde tratamiento del dolor a bajo costo y con la característica principal de no tener contradicciones médicas, pues se asume que las personas encargadas de los pacientes no tienen los conocimientos adecuados para brindar este tratamiento. El tamaño de la silla, así como todas las dimensiones del prototipo serán propuestos con base en las sillas de ruedas y camillas existentes en el mercado, cubriendo así el estándar que se ofrece a la mayoría de personas discapacitadas, con base en datos obtenidos del INEGI.

### 1.8 Sumario

A lo largo de este capítulo se describen características técnicas que tienen diferentes sillas de ruedas, similares a la que se presenta en este trabajo, como son:

- Tipo de materiales con las que se construyen estas sillas, como: aluminio, acero o fibra de carbono.
- El peso máximo del ocupante que soportan las sillas de ruedas.



## CAPÍTULO 1 ESTADO DEL ARTE

---

- El tipo de baterías que utilizan las sillas de ruedas reclinables.
- Las dimensiones de la silla: asiento, respaldo, llanta delantera, etc.
- Ángulo de inclinación.

Todas estas consideraciones deben de ser tomadas en cuenta para el diseño de la silla de ruedas.

# Capítulo 2

## Marco Teórico

En este capítulo se presentan conceptos y fundamentos teóricos, los cuales permitirán la comprensión de los procedimientos a realizar en cada una de las etapas del diseño de la silla de ruedas.

### 2.1 Definición de mecanismos

Un mecanismo es la combinación de eslabones conectados por medio de articulaciones móviles para formar una cadena cinemática cerrada con un eslabón fijo o una cadena abierta (par cinemático), y cuyo propósito es transmitir el movimiento. A la combinación de uno o más mecanismos se le llama máquina, y tiene la finalidad de transmitir potencia y, en consecuencia, realizar un trabajo (Shigley & Uicker, 1988, pág. 5).

#### 2.1.1 Clasificación de los mecanismos

Según la tarea que realiza el mecanismo, estos se pueden clasificar como se muestra en la tabla 2.1.

**Tabla 2. 1** Clasificación de los mecanismos (Junta de Andalucía, 2010).

Grupos de mecanismos	Función	Ejemplo
<b>Transmisión de movimientos</b>	Transmitir el movimiento de un elemento a otro	<ul style="list-style-type: none"><li>• Engranajes</li></ul>
<b>Transformación de movimiento</b>	Transformar el movimiento circular en lineal o al contrario	<ul style="list-style-type: none"><li>• Manivela-torno</li><li>• Piñón-cremallera</li><li>• Tornillo-tuerca</li><li>• Biela-manivela</li><li>• Leva</li><li>• Cigüeñal</li></ul>
<b>Para dirigir el movimiento</b>	Permitir el giro en un solo sentido	<ul style="list-style-type: none"><li>• Trinquete</li></ul>
<b>Para regular el movimiento</b>	Reducir la velocidad	<ul style="list-style-type: none"><li>• Freno</li></ul>
<b>Para acoplar mecanismos</b>	Permitir acoplar o desacoplar transmisiones	<ul style="list-style-type: none"><li>• Embrague</li></ul>

### 2.2 Mecanismos planos

Son aquellos, cuyos diferentes puntos se mueven en un mismo plano o en planos paralelos entre sí. Se caracterizan por que todos sus eslabones tienen sus ejes de giros paralelos entre si y, por lo tanto, su análisis se puede realizar en dos dimensiones (plano). El eslabonamiento plano de



## CAPÍTULO 2 MARCO TEÓRICO

---

cuatro barras, la leva de palanca y su seguidor, y el mecanismo de corredera manivela son ejemplos muy conocidos de mecanismos planos (Shigley & Uicker, 1988, pág. 11).

### 2.3 Grados de libertad

Los grados de libertad (GDL) hacen referencia al número de movimientos independientes que se pueden realizar. En otras palabras, un grado de libertad es la capacidad de moverse a lo largo de un eje (movimiento lineal) o de rotar a lo largo de un eje (movimiento rotacional).

Para determinar los grados de libertad totales de un mecanismo se debe tener en cuenta el número de eslabones y articulaciones, así como las interacciones entre ellos. De acuerdo a la condición de Kutzbach (Shigley & Uicker, 1988, pág. 13). La ecuación de Kutzbach se define como:

$$m = 3(n - 1) - 2j_1 - j_2 \quad (2.1)$$

Dónde:

$m$  = Grados de libertad

$n$  = Número de eslabones

$j_1$  = Número de pares de un solo grado de libertad

$j_2$  = Número de pares con dos grados de libertad

Para un mecanismo de cuatro barras, los grados de libertad son:

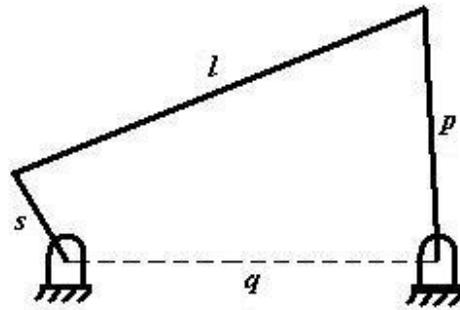
$$m = 3(4 - 1) - 2(2) - 0 = 1 \quad (2.2)$$

### 2.4 Mecanismo plano de cuatro barras

Erman y Sandor (1997) mencionan que los mecanismos se usan en una gran variedad de máquinas y dispositivos. El eslabonamiento de cadena cinemática cerrada más utilizado es el de cuatro barras, que tiene tres eslabones móviles más un eslabón fijo y cuatro juntas que se muestra en la figura 2.1.



Figura 2.1 Mecanismo de cuatro barras (mecanismo, 2012)



El eslabón conectado a la fuente de potencia se le llama eslabón de entrada ( $s$ ). El eslabón seguidor ( $p$ ) conecta con el pivote móvil B y el pivote N de tierra. El eslabón acoplador ( $l$ ) o flotante conecta los dos pivotes móviles A y B, “acoplando” el eslabón de entrada con el eslabón de salida.

El eslabonamiento de cuatro barras es la cadena cinemática cerrada más básica de eslabones conectados por pasadores que permiten el movimiento relativo entre eslabones (tres eslabones articulados entre si construyen una cadena cinemática cerrada). No obstante, de que se trata de un mecanismo simple, las cuatro barras forman un mecanismo muy versátil usado en miles de aplicaciones (Erman y Sandor, 1997).

## 2.5 Criterio de Grashof

Shigley y Uiker (1998) señalan que una de las consideraciones que debe tener mayor importancia cuando se diseña un mecanismo que se impulsará por un motor, es asegurarse de que la manivela de entrada pueda realizar una revolución completa. Los mecanismos en los que ningún eslabón pueda realizar una revolución completa no serán de gran utilidad para estas aplicaciones. Cuando se presentan mecanismos de cuatro barras hay una prueba muy sencilla para saber si se presenta este caso.

La ley de Grashof afirma que: “*para un eslabonamiento plano de cuatro barras, la suma de las longitudes más corta y más larga de los eslabones no puede ser mayor que la suma de las longitudes de los dos eslabones restantes, si se desea que exista una rotación relativa continua entre dos elementos*”(Shigley & Uicker, 1988, pág. 18).



## CAPÍTULO 2 MARCO TEÓRICO

La siguiente nomenclatura se utiliza para definir la longitud de los cuatro eslabones.

$s$  = longitud del eslabón más corto

$l$  = longitud del eslabón más largo

$p$  = longitud de uno de los eslabones de longitud intermedia

$q$  = longitud del otro eslabón de longitud intermedia

El teorema de Grashof establece que un mecanismo de cuatro barras tiene al menos un eslabón giratorio si:

$$s + l \leq p + q \quad (2.3)$$

Si no se satisface esta desigualdad, ningún eslabón efectuará una revolución completa en relación a otro. A la inversa, los tres eslabones que no estén fijos solamente oscilarán si:

$$s + l > p + q \quad (2.4)$$

Los mecanismos de cuatro barras caen en una de las cinco categorías listadas en la tabla 2.2.

**Tabla 2. 2** Categorías de los mecanismos de cuatro barras (Myszka, 2012)

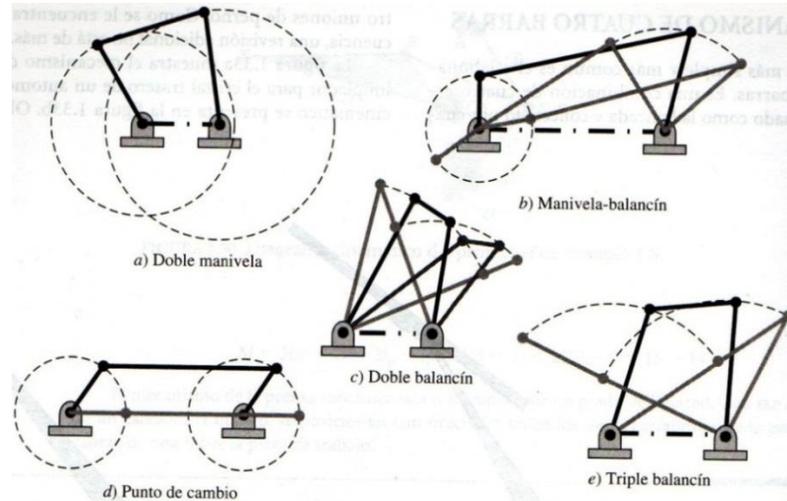
Caso	Criterios	Configuración	Categoría
1	$s + l < p + q$	spql	Doble manivela
2	$s + l < p + q$	qslp	Manivela-balancín
3	$s + l < p + q$	qlsp	Doble balancín
4	$s + l = p + q$	sl	Punto de cambio
5	$s + l > p + q$	qpsl	Tiple balancín



## CAPÍTULO 2 MARCO TEÓRICO

En la figura 2.2 se muestran las categorías de los mecanismos de cuatro barras establecidos en la tabla 2.2.

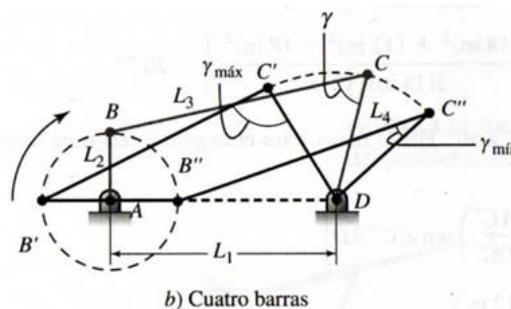
**Figura 2. 2** Categorías de los mecanismos de cuatro barras (Myszka, 2012)



### 2.6 Ventaja mecánica y ángulo de transmisión

Debido a que el mecanismo de cuatro barras es uno de los más utilizados en diferentes aplicaciones, conviene hacer algunas especificaciones, una de ellas es la ventaja mecánica de un eslabonamiento. La ventaja mecánica de un mecanismo es la razón de la fuerza de salida (o torque) dividida entre la fuerza de entrada.

**Figura 2.3** Ángulo de transmisión (Myszka, 2012)



En un eslabonamiento el ángulo de transmisión  $\gamma$  cuantifica la trasmisión de la fuerza a través del mecanismo y afecta directamente la eficacia mecánica. En la figura 2.3 se muestra el



## CAPÍTULO 2 MARCO TEÓRICO

---

ángulo de transmisión de un mecanismo de cuatro barras impulsado por una manivela. En estos eslabonamientos, la ventaja mecánica es proporcional al seno del ángulo  $\gamma$ , conforme el eslabonamiento se mueve, el ángulo de transmisión, junto con los ángulos de las uniones, y la ventaja mecánica, cambia constantemente.

El ángulo de transmisión es una medida de la cantidad de la transmisión de la fuerza en el mecanismo, de modo que el ángulo de transmisión influye directamente en la ventaja mecánica del mecanismo (Myszka, 2012, págs. 93-94). Conforme este ángulo disminuye, la ventaja mecánica se reduce lo que probaría que incluso una cantidad pequeña de fricción haga que el mecanismo se trabe o se cierre. Una regla básica en un eslabonamiento de cuatro barras, es que no se debe usar en una región en la que el ángulo de transmisión sea menor que  $45$  o  $50^\circ$  (Shigley & Uicker, 1988, págs. 20-21)

### 2.7 Posición de un mecanismo

El propósito fundamental del análisis de un mecanismo es estudiar su movimiento. El movimiento ocurre cuando se modifican la posición de los eslabones y puntos de referencia del mecanismo. Conforme se altera la posición de los eslabones, el mecanismo se fuerza a tomar una posición diferente en cuanto el movimiento avanza. Para eslabonamientos con un grado de libertad, la posición de un eslabón o un punto puede determinar con precisión la posición de todos los demás eslabones o puntos. Por lo tanto, la posición de todos los puntos y eslabones de un mecanismo no es arbitraria ni independiente. Los parámetros independientes son las posiciones de ciertos eslabones o puntos impulsores. El objetivo principal del análisis de posición es determinar las posiciones resultantes de los puntos de un mecanismo, en función de la posición de esos eslabones impulsores (Myszka, 2012, pág. 73).

### 2.8 Desplazamiento

El desplazamiento es la diferencia entre dos posiciones. Se trata de un vector que representa la distancia entre la posición inicial y la posición final de un punto o un eslabón. Para esto se debe considerar dos tipos de desplazamiento que son: lineal y angular (Myszka, 2012, pág. 73).



### 2.8.1 Desplazamiento lineal

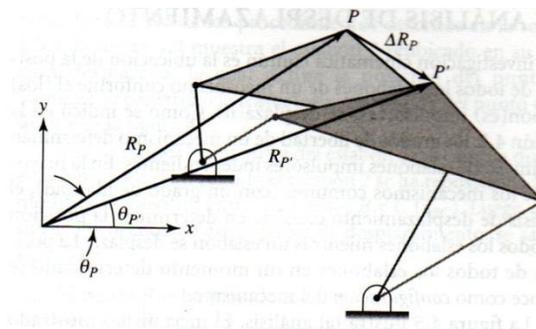
El desplazamiento lineal,  $\Delta R$ , es la distancia lineal recta entre la posición inicial y la posición final de un punto durante un intervalo de tiempo. La figura 2.4 ilustra el punto P de un mecanismo que se desplaza a la posición P'.

El desplazamiento lineal del punto P se denota con  $\Delta R_P$  y se calcula como la diferencia vectorial entre la posición inicial y la posición final. Dado en forma de ecuación:

$$\Delta R_P = R_{P'} - R_P \quad (2.5)$$

La magnitud del vector de desplazamiento es la distancia entre la posición inicial y la posición final durante un intervalo. Esta magnitud tiene unidades lineales (pulgadas, pies, milímetros, etc.). La dirección se identifica con un ángulo entre el eje de referencia y la lineal que conecta las dos posiciones. El sentido del vector va de posición inicial hasta posición final (Myszka, 2012, pág. 73).

**Figura 2. 4** Vector de desplazamiento del punto P (Myszka, 2012)

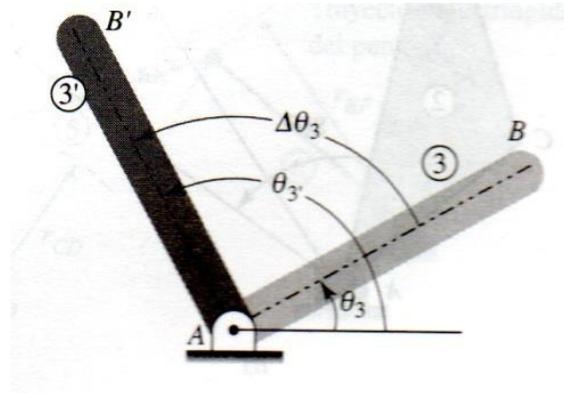


### 2.8.2 Desplazamiento angular

El desplazamiento angular,  $\Delta \Theta$ , es la distancia angular entre dos configuraciones de un eslabón giratorio. Es la diferencia entre la posición angular inicial y la posición angular final del eslabón, como se ve en la figura 2.5. El desplazamiento angular de un eslabón, por ejemplo, el eslabón 3, se representa con  $\Delta \Theta_3$  y se define como aparece en la ecuación 2.6.

$$\Delta\theta_3 = \theta'_3 - \theta_3 \quad (2.6)$$

Figura 2. 5 Desplazamiento Angular (Myszka, 2012)



La magnitud del desplazamiento angular es el ángulo entre la configuración inicial y la configuración final del eslabón durante un intervalo. Esta magnitud se especifica en unidades de giro (grados, radianes y revoluciones), y el sentido horario o antihorario especifica la dirección (Myszka, 2012, pág. 73).

## 2.9 Análisis de desplazamiento

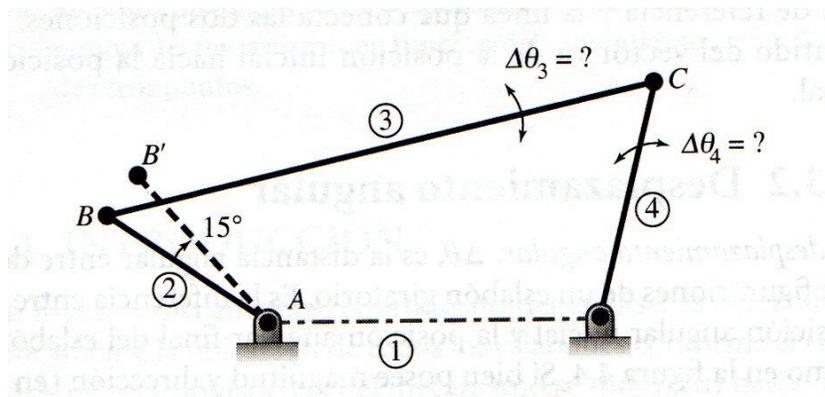
Una parte importante en el análisis de desplazamiento es la ubicación de la posición de todos los eslabones de un mecanismo conforme al eslabón impulsor que es el que se desplaza un cierto número de grados. Como se indica en 2.3. Los grados de libertad determinan el número de eslabones impulsores independientes. Los mecanismos de cuatro barras tienen un grado de libertad, el análisis de desplazamiento consiste en determinar la posición de todos los eslabones mientras un eslabón se desplaza. La posición de todos los eslabones en un momento determinado se conoce como configuración del mecanismo (Shigley & Uicker, 1988, pág. 8).

Con un grado de libertad, el movimiento de un eslabón, el movimiento de un eslabón posiciona con exactitud las demás posiciones de los eslabones del mecanismo. Por consiguiente, se debe determinar la posición de los eslabones 3 y 4 de la figura 2.6, conforme al desplazamiento determinado del eslabón 2 (Myszka, 2012, pág. 74)

## 2.10 Análisis gráfico del desplazamiento de un eslabón impulsado.

Para una nueva configuración en un mecanismo, es necesario ubicar los eslabones en sus nuevas posiciones. Los eslabones simples que giran alrededor de centros de fijos se pueden reubicar dibujando arcos con su centro en el pivote fijo, a través del pivote móvil, con un desplazamiento angular específico. Esto se puede observar en la figura 2.6, cuando el eslabón 2 se gira  $15^\circ$  en el sentido horario (Myszka, 2012, pág. 74).

**Figura 2. 6** Análisis de la posición de un mecanismo (Myszka, 2012)



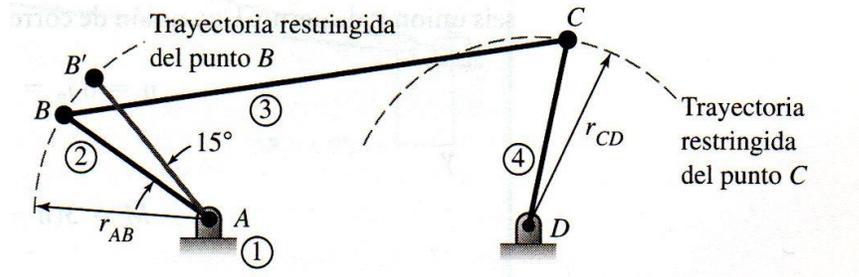
### 2.10.1 Análisis gráfico del desplazamiento de eslabones impulsados

Dado que se ha reposicionado el eslabón impulsor, se debe determinar la posición de los demás eslabones que conforman el mecanismo. Para hacerlo, se deben de construir las trayectorias posibles de todos los eslabones conectados a la bancada (eslabón fijo). Para los eslabones que están apernados a la bancada, todos los puntos sobre el eslabón solo pueden girar en relación con la bancada. Por ende, las trayectorias posibles de estos puntos son arcos circulares con centro en el perno que conecta el eslabón con la bancada.

Para el procedimiento descrito en 2.8, la figura 2.6 muestra el eslabón reubicado en su posición desplazada, la cual define la posición del punto B'. También se debe construir la trayectoria restringida del punto C, la trayectoria restringida del punto C es un arco circular con centro en el punto D, que es el perno que está conectado a la bancada y se muestra en la figura 2.7. Después de que se hayan construido las trayectorias restringidas de los eslabones conectados a la bancada se determinan las del eslabón 3. Es un proceso lógico que se deriva del

hecho de que todos los eslabones son rígidos. Rigidez significa que los eslabones no cambian de longitud ni de forma durante el movimiento.

**Figura 2. 7** Construcción de trayectoria restringida (Myszka, 2012)



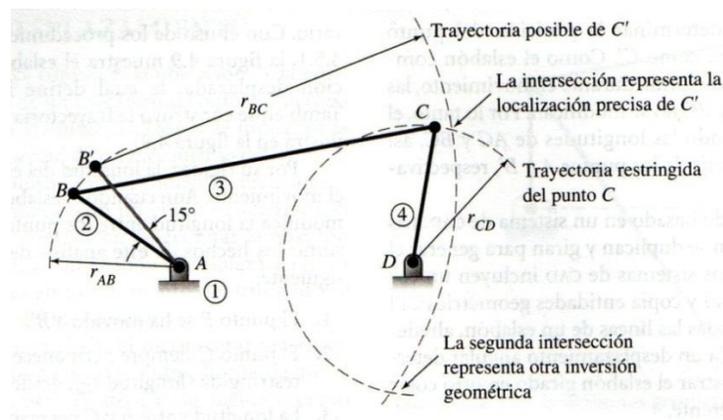
Por su rigidez, la longitud del eslabón 3 no cambia durante el movimiento, Aun cuando el eslabón 2 se ha repositionado, no modifica la longitud entre los puntos B y C ( $r_{BC}$ ). Entonces los cambios que se han efectuado en el análisis son los siguientes:

- El Punto B se ha movido a B'.
- El punto C siempre permanece sobre su trayectoria restringida (longitud  $r_{CD}$  desde D)
- La longitud entre B y C permanece constante (C' debe estar a una longitud  $r_{BC}$  de B').

Partiendo de estos hechos, se construye la nueva posición del eslabón 3. Se mide la longitud de la línea BC. Como el punto B se movió a B', se construye un arco de longitud  $r_{BC}$  con centro en B'. Al extender este arco, se determina la trayectoria restringida, como se ilustra en la figura 2.6. Por lo tanto, el punto C' se debe localizar en la intersección de los dos arcos. Este proceso se ilustra en la figura 2.8.

Es posible que los dos arcos no se intersequen. Los casos donde la trayectoria restringida y la trayectoria posible no se intersecan, esto indica que la longitud de los eslabones individuales evita que el eslabón impulsor alcance el desplazamiento específico. Una vez que se localiza C', se dibujan las posiciones de los eslabones 3 y 4. De este modo, se determina la configuración del mecanismo, en tanto que el eslabón impulsor fue repositionado.

**Figura 2. 8** Ubicación de la posición de C' (Myszka, 2012)



Aquí se presenta la lógica detrás del análisis gráfico de posición, es decir, la ubicación de un punto desplazado a la intersección de la trayectoria restringida y la trayectoria posible. La solución de este tipo de problemas se obtiene usando técnicas de dibujo manual (con transportador y compas) o bien utilizando un sistema CAD (Para la realización de este trabajo se utilizó a el programa de cómputo Solidworks®, dado que es una herramienta que facilita el diseños y simulación de diferentes componentes), la solución en CAD no está sujeta a limitaciones de exactitud (Myszka, 2012, págs. 74-75).

**2.11 Calculo del centro de gravedad**

Para el cálculo del centro de gravedad (CDG) se debe dibujar un sistema de coordenadas, con un eje x horizontal y un eje y vertical. El origen de coordenadas se puede colocar en un punto arbitrario de la imagen. Es recomendable que quede por debajo y a la izquierda de la imagen porque así todas las mediciones serán positivas. Después se miden las coordenadas x e y de cada punto del segmento respecto al eje de coordenadas. Se aplica la siguiente ecuación, primero las coordenadas horizontales y después las verticales. El cálculo indica la distancia hasta el eje del lugar donde se encuentra el centro de gravedad (CDG) de cada segmento:

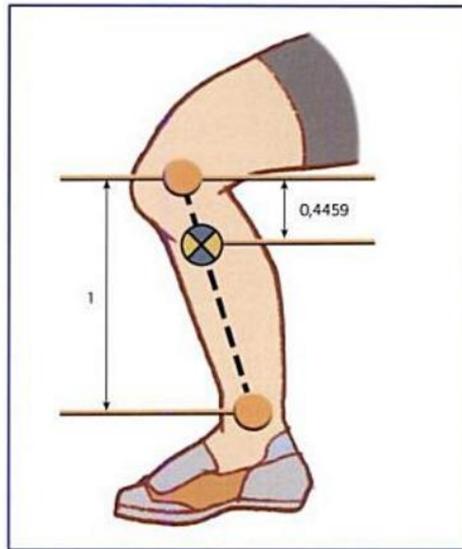
$$CDG_x = \frac{\sum X_i * W_i}{W_r} \tag{2.7}$$

$$CDG_y = \frac{\sum Y_i * W_i}{W_r} \tag{2.8}$$

## CAPÍTULO 2 MARCO TEÓRICO

Donde  $CDG_x$  y  $CDG_y$ , son las coordenadas  $x$  e  $y$  del CDG del segmento,  $x_i$  e  $y_i$  las coordenadas del punto de referencia del segmento,  $W_i$  es valor del porcentaje de distancia del CDG del segmento respecto al punto de referencia, y  $W_r$  es el peso total del segmento.

**Figura 2. 9** Ejemplo localización del centro de gravedad en el segmento pierna (Izquierdo Redín, 2008)



Para calcular el CDG global consiste en calcular el momento que produce el peso de cada segmento respecto a cada eje de coordenadas. Para ello se multiplica la distancia hasta el eje por el valor del tanto por uno de peso de cada segmento. Matemáticamente el cálculo equivalente a hacer una media ponderada del peso que se supone que tiene cada segmento para cada eje.

La suma de momentos parciales de cada segmento es igual al momento total del CDG del cuerpo. Si se suman todos los momentos parciales de cada eje el resultado será directamente la coordenada del CDG en ese eje (Izquierdo Redín, 2008).

### 2.12 Control PID

El sistema de control proporcional, integral, derivativo (PID) es un sistema de lazo cerrado en el que actúan tres acciones de control, estas acciones proporcionan diferentes respuestas ante una señal de error y modifica la señal de salida con el fin de que el error estacionario sea 0 de manera asintótica en el tiempo, lo que se logra mediante el uso de la acción integral.



## CAPÍTULO 2 MARCO TEÓRICO

---

Los controladores PID son suficientes para resolver el problema de control de muchas aplicaciones en la industria, particularmente cuando la dinámica del sistema lo permite, las cuales pueden ser de primer y segundo orden, los requerimientos de desempeño son modestos, limitados a especificaciones del comportamiento del error en estado estacionario y una rápida respuesta a cambios a la señal de referencia (Ogata, 2003).

Se puede mostrar que el controlador PID es una estructura útil. El comportamiento del algoritmo PID se puede describir como:

$$u(t) = K_p \left( e(t) + \frac{1}{T_i} \int_0^t e(\tau) d\tau + T_d * \frac{de(t)}{dt} \right) \quad (2.9)$$

Y su función de transferencia resulta:

$$C(s) = K_p \left( 1 + \frac{1}{T_i s} + T_d s \right) \quad (2.10)$$

De esta forma, la variable de control es una suma de tres términos: el término P, es proporcional al error, y el término D, que es proporcional a la derivada del error. Los parámetros del controlador son:

$K_p$  = Ganancia proporcional.

$T_i$  = Tiempo integral.

$T_d$  = Tiempo derivativo.

### 2.12.1 Acción proporcional

En el caso de un control proporcional la ley de control se reduce a:

$$u(t) = K_p * e(t) + u_b \quad (2.11)$$

La acción de control es simplemente proporcional al error de control. La variable de control toma el valor de  $u_b$  es una señal de polarización o un reset. Cuando el error de control  $e$  es cero, la variable de control toma el valor de  $u(t) = u_b$ .





### 2.12.2 Acción integral

La función principal de la acción integral es asegurar que la salida del proceso concuerde con la referencia en estado estacionario. Con el control proporcional, normalmente existirá un error en estado estacionario. Con la acción integral, un pequeño error positivo siempre producirá un incremento en la señal de control y, un error negativo siempre dará una señal decreciente sin importar cuán pequeño sea el error (Ogata, 2003).

El siguiente argumento simple muestra que el error en estado estacionario siempre será cero con la acción integral. Asuma que el sistema está en estado estacionario con señal de control constante  $u_0$ , y un error constante  $e_0$ . De acuerdo a la ecuación se tiene que la señal de control está dada por:

$$u_0 = K_p \left( e_0 + \frac{e_0}{T_i} t \right) \quad (2.12)$$

Como se tiene que  $e_0 \neq 0$ , claramente se contradice el supuesto de que la señal de control  $u_0$  se mantiene constante. Por tanto, como resultado de esto, un controlador con acción integral siempre dará un error en estado estacionario igual a cero.

### 2.12.3 Acción derivativa

El propósito de la acción derivativa es mejorar la estabilidad de lazo cerrado. El mecanismo de inestabilidad puede ser descrito intuitivamente como sigue. Debido a la dinámica del proceso, pasa algún tiempo antes de que la variable de control se note en la salida del proceso.

De esta manera, el sistema de control tarda en corregir el error. La acción de un controlador con acción proporcional y derivativa puede ser interpretada como si el control proporcional fuese hecho para predecir la salida del proceso (Ogata, 2003).

La estructura básica de un controlador PD está dada por:

$$u(t) = K_p \left( e(t) + T_d * \frac{de(t)}{dt} \right) \quad (2.13)$$

**2.13 Lazo de control abierto**

Los sistemas en los cuales la salida no tiene efecto sobre la acción de control se denominan sistemas de control en lazo abierto. En otras palabras, en un sistema de control en lazo abierto, la salida no se realimenta para compararla con la entrada. Así, a cada entrada de referencia le corresponde una condición de operación fija, como resultado de esto, la precisión del sistema depende de la calibración. Ante la presencia de perturbaciones, un sistema en lazo de control abierto no realizará la tarea de corrección. En la práctica, el control en lazo abierto solo se usa si se conoce la relación de la entrada y la salida y si no hay perturbaciones internas ni externas (Ogata, 2003).

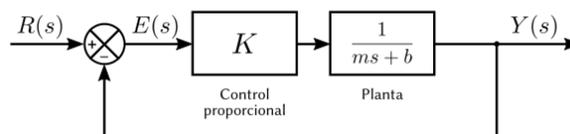
**Figura 2.10** Sistema en lazo abierto (Teoría de Control, 2013)



**2.14 Lazo de control retroalimentados.**

Un sistema que mantiene una relación determinada entre la salida y la entrada de referencia, comparándolas y usando la diferencia como medio de control, se denomina sistema de control retroalimentado. En estos sistemas se alimenta al controlador la señal de error, que es la diferencia entre la señal de entrada y la señal de salida de realimentación (que puede ser la propia señal de salida o una función de la señal de salida y sus derivadas y/o integrales), con el fin de reducir el error y el error y llevar la salida del sistema a un valor deseado. El termino control en lazo cerrado siempre indica el uso de una acción de control realimentado para reducir el error del sistema (Ogata, 2003).

**Figura 2. 11**Sistema de lazo cerrado (Teoría de Control, 2013)





### 2.15 Sumario

La información recabada en este capítulo es la base o fundamento de los cálculos que se necesitan para realizar el diseño mecánico que aparece en el capítulo 3 y diseño del control de la silla en el capítulo 4, pues de esta información se obtienen fórmulas y conceptos teóricos que serán de utilidad a lo largo de los siguientes capítulos.

# Capítulo 3

## Diseño conceptual del prototipo

En este capítulo se muestran los aspectos que intervienen directamente en el diseño mecánico de la silla de ruedas, para que esta pueda cambiar de posición de silla a una de camilla.

### 3.1 Calculo del centro de gravedad

Como se ve en la sección (2.11), el centro de gravedad es de gran importancia en el diseño de una silla de ruedas, pues de este factor dependerá la estabilidad que tendrá la silla de ruedas, mover el centro de gravedad hacia atrás y hacia arriba aumenta el peso sobre la rueda trasera y hace que la silla sea más fácil de manejar, pero genera una mayor inestabilidad. Si se desplaza el centro de gravedad hacia abajo y hacia adelante, la silla gana en estabilidad, pero es más difícil de manejar (Imagina, 2010).

Para poder realizar un diseño de una silla de ruedas estable es necesario calcular el centro de gravedad del ocupante.

Para obtener el centro de gravedad del ocupante se plantean dos posiciones básicas:

- Posición silla (sentado)
- Posición camilla (acostado)

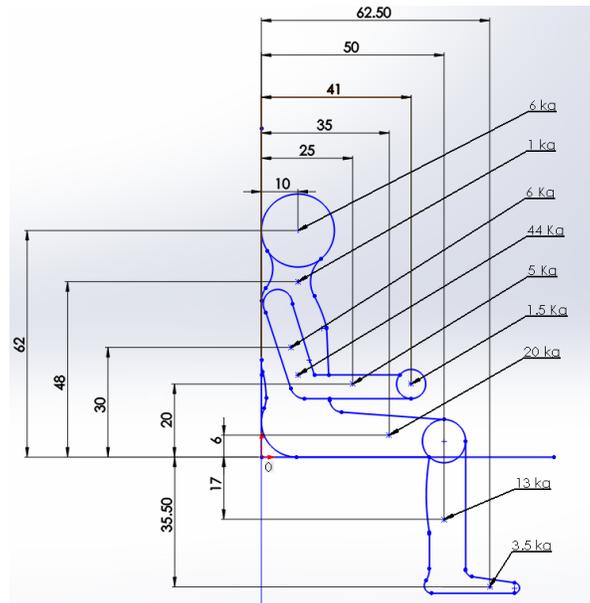
En el cálculo del centro de gravedad en posición silla, se plantea que el ocupante está sentado de manera correcta, y se toman en cuenta solo los parámetros  $x$ ,  $y$ , pues se asume que para el eje  $z$  el peso del cuerpo se distribuye de manera uniforme a la superficie. En la tabla 3.1 se muestran los pesos de diferentes partes del cuerpo, para una persona de 100kg (Díaz & Rivera, 2004).

**Tabla 3. 1** Porcentajes y peso en kilogramos de cada parte del cuerpo (Díaz & Rivera, 2004)

Parte del cuerpo	Peso en porcentaje	Peso en Kilogramos
<b>Cabeza</b>	7%	7 Kg
<b>Tronco</b>	44%	44 Kg
<b>Ambas piernas</b>	33%	33 Kg
<b>Ambos pies</b>	3.5%	3.5 Kg
<b>Ambos brazos</b>	11%	11 Kg
<b>Ambas manos</b>	1.5%	1.5 Kg

En la figura 3.1 se muestran las distancias en  $x$  e  $y$  de los centros de gravedad de las diferentes partes del cuerpo respecto al punto 0.

**Figura 3.1** Distancia de los centros de gravedad en los planos x, y



Para obtener las coordenadas en los ejes  $x$  e  $y$  se utiliza la ecuación 2.7. Para el eje “ $x$ ”, y la ecuación 2.8, para el eje “ $y$ ” revisadas en el capítulo 2 (sección 2.11).

Sustituyendo los valores de la tabla 3.1 en las ecuaciones anteriores, se obtiene como resultado:

$$x = \frac{(10)(6) + (10)(1) + (10)(44) + (8)(6) + (25)(5) + (35)(20) + (41)(1.5) + (50)(13) + (62.5)(3)}{100}$$

$$x = 14.697 \text{ cm}$$

$$y = \frac{(62)(6) + (48)(1) + (30)(6) + (22.5)(44) + (5)(20) + (6)(20) - (17)(13) - (35.5)(3.5)}{100}$$

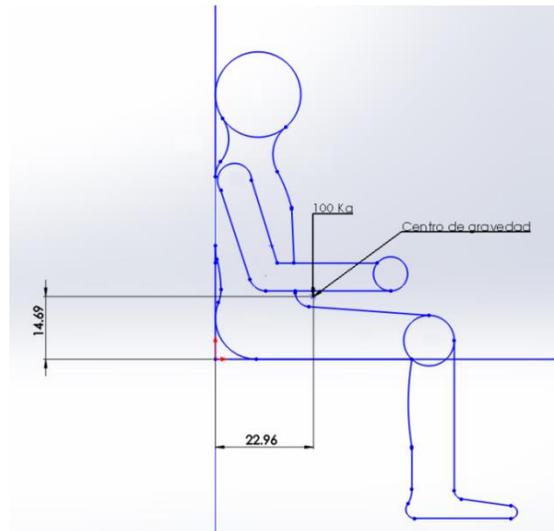
$$y = 22.955 \text{ cm}$$

Por lo tanto, las coordenadas del centro de gravedad en la posición silla son:

$$CG = (14.697, 22.955)$$

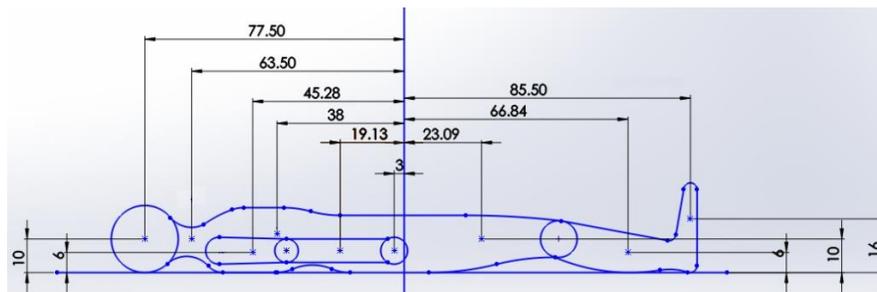
El centro de gravedad de esta posición se muestra en la figura 3.2.

**Figura 3.2** Centro de gravedad en posición silla



Para calcular el centro de gravedad en posición camilla, se plantea que el ocupante esta acostado correctamente, a partir de esto se utilizan las ecuaciones 2.7 y 2.8, para calcular el centro de gravedad con las distancias mostradas en la figura 3.3 y los pesos establecidos en la tabla 3.1.

**Figura 3.3** Distancia de los centros de gravedad en los planos x, y (acostado)



Sustituyendo los valores de la tabla 3.1 en las ecuaciones 2.7 y 2.8, se obtiene como resultado:

$$x = \frac{-(77.5)(6) - (63.5)(1) - (45.28)(6) - (38)(44) - (19.13)(5) - (3)(1.5) - (17)(13) - (35.5)(3.5) + (23.09)(20) + 66.84(13) + (85.5)(3.5)}{100}$$

$$x = -9.423 \text{ cm}$$

$$y = \frac{(10)(6) + (10)(1) + (10)(44) + (8)(6) + (6)(5) + (6)(1.5) + (10)(20) + (6)(13) + (16)(3.5)}{100}$$

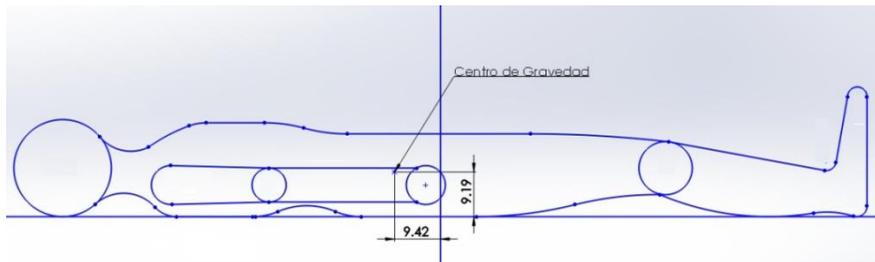
$$y = 9.191 \text{ cm}$$

Por lo tanto, las coordenadas del centro de gravedad en la posición camilla son:

$$CG = (-9.423, 9.191)$$

En la figura 3.4 se muestran las coordenadas del centro de gravedad de la persona cuando esta toma la posición acostada.

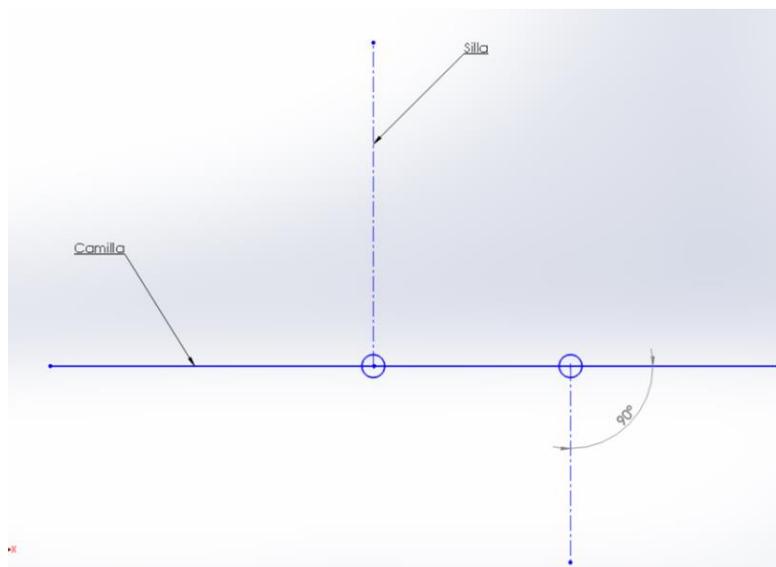
**Figura 3.4** Centro de gravedad en la posición camilla



### 3.2 Diseño del mecanismo a implementar

Para el diseño de un dispositivo que permita transmitir un movimiento para pasar de una posición a otra, se debe implementar un mecanismo con al menos tres secciones plegables. En la figura 3.5 se muestra el movimiento requerido por el mecanismo.

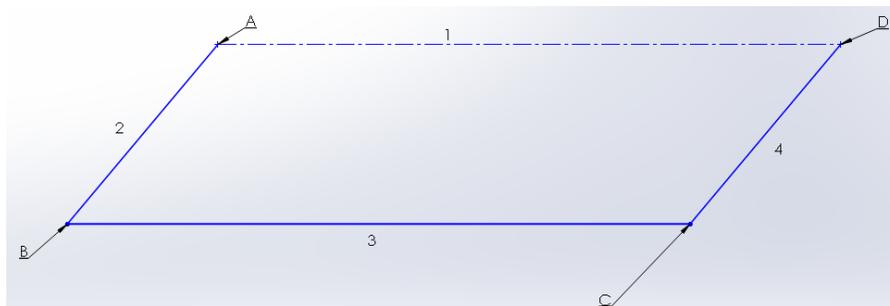
**Figura 3.5** Movimiento requerido por el mecanismo



Un análisis de posición gráfico permite conocer de manera sencilla, el cómo se comportará el movimiento del mecanismo. Para realizar ese movimiento se propone implementar un mecanismo plano de cuatro barras, del tipo paralelogramo o punto de cambio que aparecen en la tabla 2.2 de la sección 2.5. Para hacerlo, se tienen que construir las trayectorias posibles de los eslabones conectados a la bancada o tierra. Estos eslabones solo pueden girar en relación a la bancada, por ende, las trayectorias probables de estos puntos son arcos circulares con centro en el perno que conecta en el eslabón con la bancada.

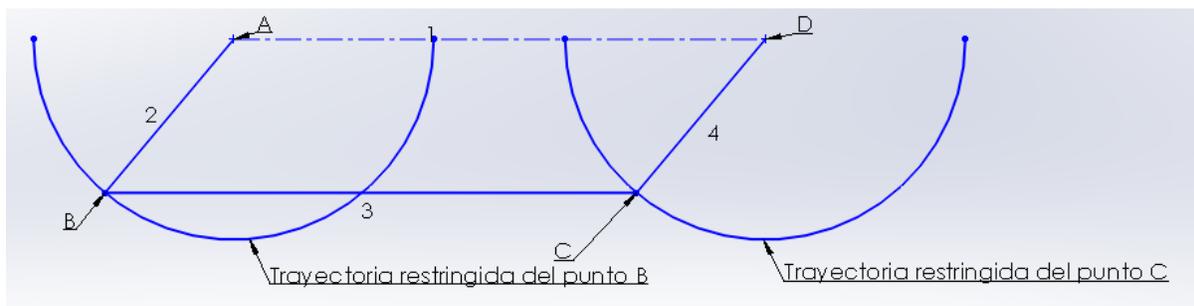
En la figura 3.6 se presenta un diagrama del mecanismo propuesto. Los eslabones 2 y 4 están sujetos a la bancada. Como los puntos B y C están ubicados respectivamente sobre los eslabones 2 y 4, es posible construir fácilmente sus trayectorias restringidas.

**Figura 3.6** Mecanismo propuesto



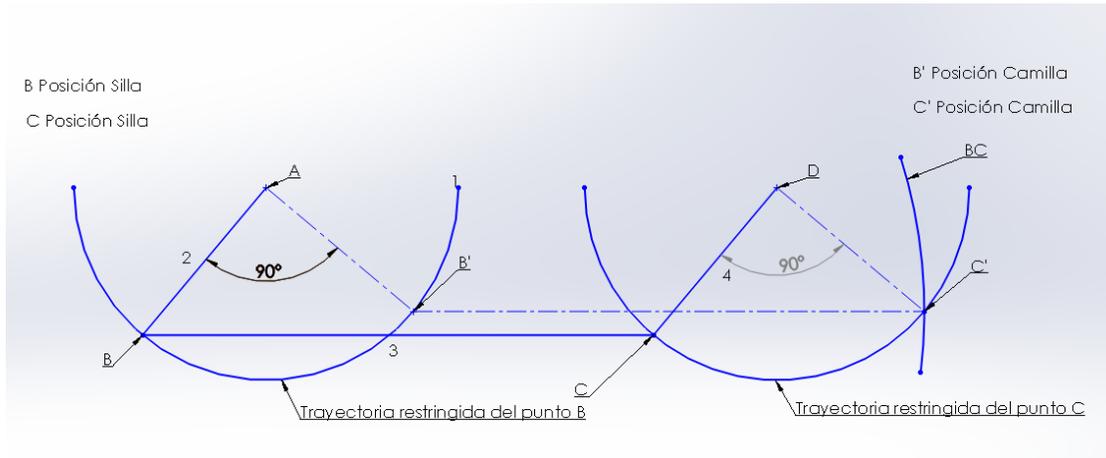
La trayectoria restringida del punto B (ver figura 3.7), es el arco circular con centro en el punto A, que es el perno que conecta el eslabón 2 con la bancada. La trayectoria restringida del punto C y D se determina de la misma forma. Por su rigidez, la longitud del eslabón 3 no cambia. Aun cuando el eslabón 2 sea reposicionado, no modifica la longitud de los puntos B y C.

**Figura 3.7** Trayectorias restringidas de los puntos B y C



Entonces partiendo de estos hechos se establece que los puntos B y C pertenecen a la posición de silla en el mecanismo propuesto, y se desea que estos se desplacen  $90^\circ$  hasta B' y C' que son las posiciones del mecanismo cuando esta toma la forma de camilla.

**Figura 3.8** Posiciones B' y C' del mecanismo propuesto

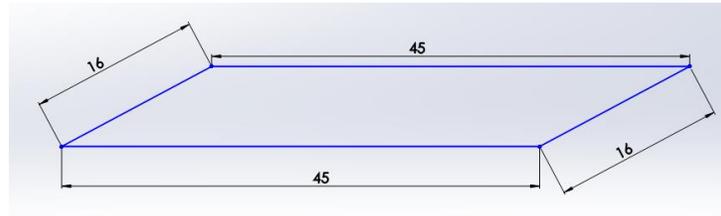


Como el punto B se movió a B', construye un arco con longitud BC con centro en B'. Al extender este arco se determina la trayectoria posible del punto C'. Sin embargo, el punto C también debe permanecer dentro de su trayectoria restringida. Por lo tanto, el punto C' debe localizarse en la intersección de los 2 arcos. En la figura 3.8 se muestran las posiciones B' y C' que son deseadas.

Para la elección de las dimensiones del mecanismo se toma en cuenta la estatura promedio de las personas en la zona centro de México, que es de 1.64m en los hombres y 1.58m para las mujeres. Según un estudio realizado por la Cámara Nacional de la Industria del Vestido (CANAIIVE) y validado por el INEGI realizado del 2010 al 2011.

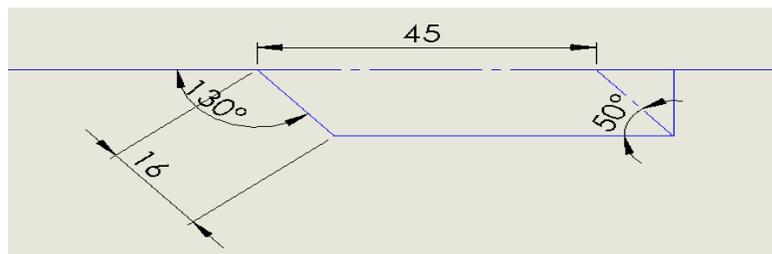
Es por esa razón que se proponen dos barras largas que tienen una dimensión de 45 cm; la otra dimensión de las dos barras restantes parte del análisis estático sobre el eslabón 1 cuando está en posición de silla, y es que la dimensión de la barra debe de ser capaz de vencer el torque generado por el peso del ocupante es que se propone la dimensión de 16cm. El mecanismo propuesto se muestra en la figura 3.9.

**Figura 3.9** Dimensiones del mecanismo propuesto



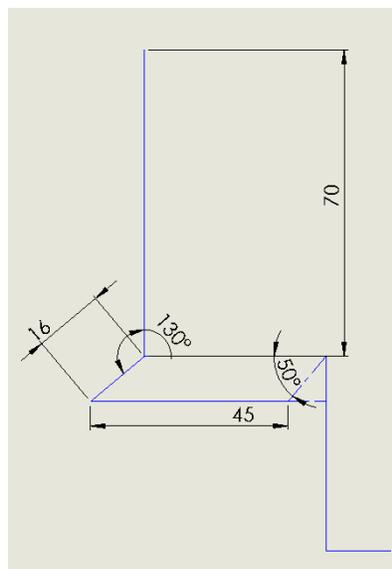
Para poder realizar el movimiento de silla a camilla se establece que el eslabón 2 está conectado a una barra de 70 cm perpendicular a este. En la figura 3.10 se muestra el mecanismo propuesto para realizar el movimiento de camilla a silla.

**Figura 3.10** Mecanismo propuesto para el movimiento camilla a silla



En la figura 3.11 se muestra el mecanismo propuesto para realizar el movimiento de silla a camilla.

**Figura 3.11** Movimiento de silla a camilla



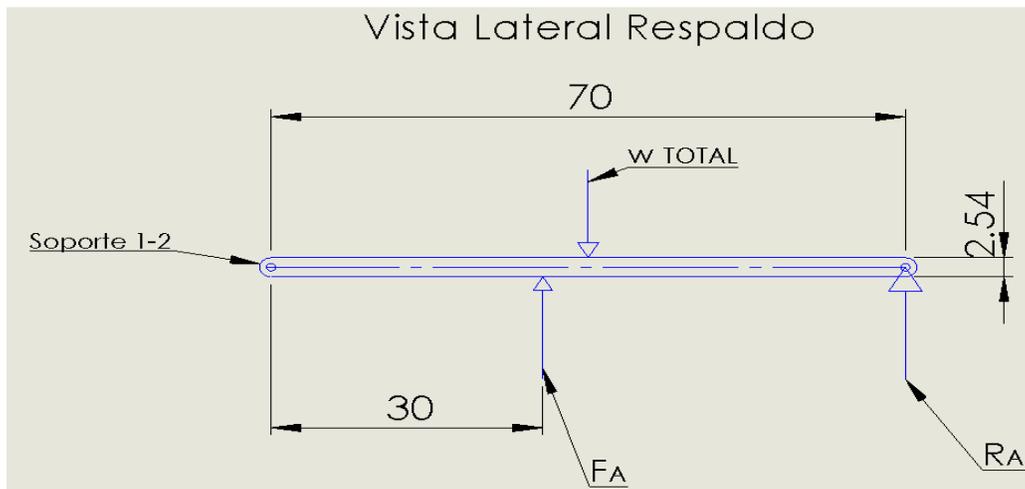
Dado que el ángulo de transmisión es una medida de la calidad de transmisión de la fuerza de un mecanismo, es importante seguir la regla práctica común, y proponer un ángulo de transmisión que permanezca entre los  $45^\circ$  y  $135^\circ$ . Para este mecanismo se selecciona un ángulo de  $50^\circ$  que evita que el mecanismo se trabe o se cierre.

### 3.3 Análisis estático de posición de camilla

Para efectuar el análisis estático se propone empezar por estudiar la posición camilla, debido a que, en esta posición, se requiere una mayor fuerza para mover el respaldo de la silla de ruedas y pasar de una posición a otra, debido a que en la tabla 3.1 de la sección 3.1 se especifica que la parte del cuerpo humano que tiene mayor peso es el tronco.

Cuando la silla se encuentra en forma de camilla (acostada), de acuerdo a la tabla 3.1, se puede establecer que la sección donde existe mayor masa corporal por parte del ocupante, es el respaldo. Por consiguiente, se puede definir a esta sección de la silla, como la parte en la que se requiere aplicar una mayor fuerza, para poder mover la silla de ruedas y pasar de una postura a otra, de tal forma que se establece un punto de pivoteo y una fuerza en sentido contrario al peso del espaldar, como se muestra en la figura 3.12.

**Figura 3. 12** Espaldar con la carga distribuida



Para comenzar con los cálculos del diseño, primero se debe definir la carga que recibe cada uno del soporte y la fuerza  $F_A$ , para ello se puede hacer uso de la ecuación 3.1. Para obtener



### CAPÍTULO 3 DISEÑO CONCEPTUAL

$W_{TOTAL}$  se toma el peso de la zona del espaldar según la tabla 3.1, de tal forma que del diagrama de cuerpo libre se obtiene:

$$W_{TOTAL} = m \times 9.81 \frac{m}{s^2} \quad (3.1)$$

Sustituyendo los valores se determina que:

$$W_{TOTAL} = 62 \text{ kg} \times 9.81 \frac{m}{s^2} \quad (3.1.1)$$

$$W_{TOTAL} = 608.22N$$

Una vez que se obtiene el peso que tendrá que cargar el respaldo o espaldar, se requiere calcular el peso en cada uno de los soportes que tendrá dicha sección, para ello se sabe con base a la figura 3.12, que hay dos soportes, y que cada uno es simétrico con respecto al otro.

Si se plantea que el peso dentro de todo el respaldo está distribuido de manera uniforme. A partir de esto se tiene que  $f_1 = f_2$ , únicamente es necesario hacer el cálculo de uno de ellos, el otro soporte se determina de la misma manera.

Para realizar lo anterior ←se plantea, del diagrama de cuerpo libre:

$$\sum F_y = W_{TOTAL} - f_1 - f_2 = 0 \quad (3.2)$$

Dónde:

$W_{TOTAL} = \text{Peso total en el respaldo}$

$f_1 = \text{Soporte 1}$

$f_2 = \text{Soporte 2}$

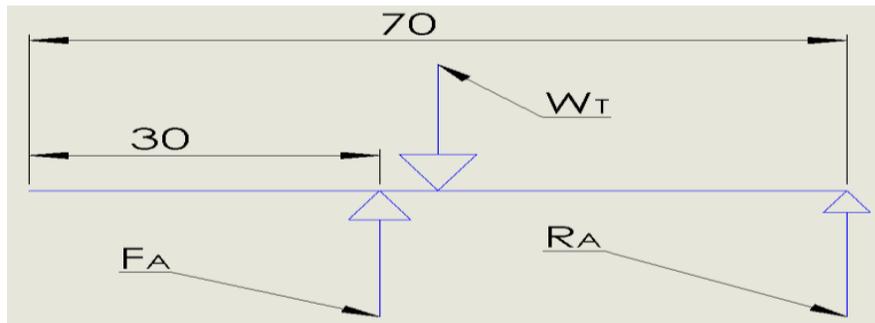
$$\therefore \sum F_y = W_{TOTAL} - 2f_{1,2} = 0 \quad (3.3)$$



$$f_{1,2} = \frac{W_{TOTAL}}{2} = \frac{608.22N}{2} = 304.11N \quad (3.4)$$

Por lo tanto, el peso distribuido que se genera para cada soporte es de 304.11N. Una vez que se determina este peso a lo largo de todo un soporte, es necesario calcular cuanta fuerza recibe  $F_A$  y el pivote A.

**Figura 3. 13** Fuerzas en FA y pivote A



Dónde:

- $F_A$  = Es la fuerza requerida por el actuador
- $R_A$  = Fuerza ejercida en punto de pivoteo
- $W_T = W_{TOTAL}$  centralizada

Por lo tanto se dice del diagrama de cuerpo libre las reacciones son:

$$\begin{aligned} \curvearrowright + \sum M_A &= (W_T) * (.35m) - (F_A) * (.40m) = 0 \\ &= (212.877N * 0.35m) - (F_A * 0.40m) \\ &= 74.5Nm - (F_A * 0.40m) \end{aligned} \quad (3.5)$$

$$\therefore F_A = \frac{74.5Nm}{0.40m} = 186.2673N \quad (3.6)$$

Y para la fuerza en el punto  $R_A$ :

$$\uparrow + \sum F_Y = F_A + R_A - W_T = 0 \quad (3.7)$$

$$\therefore R_A = W_T - F_A \tag{3.8}$$

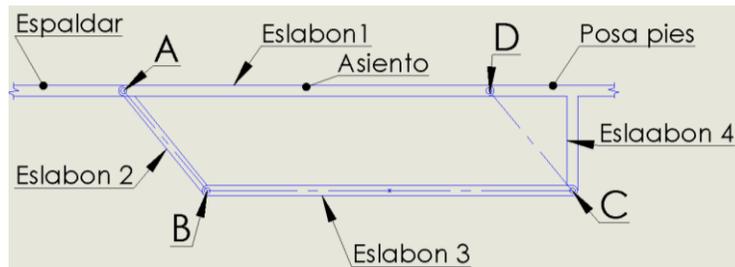
$$R_A = 212.87N - 186.2673N = 26.6097N$$

De esta manera se propone que, para que el actuador a emplear pueda mover la zona del espaldar y pase de una postura a otra, se tiene que ejercer una fuerza de 186.2673N, también se observa, que la fuerza que recae en el pivote es de 26.6097N.

### 3.4 Análisis del mecanismo cuatro barras paralelogramo (punto de cambio).

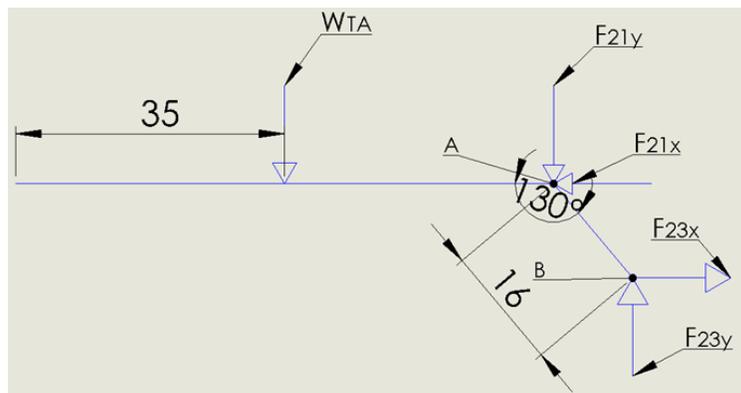
Para realizar el análisis del mecanismo de cuatro barras, se definen sus eslabones como, 1, 2, 3 y 4, y a su vez estos tendrán pivotes A, B, C y D respectivamente. La figura 3.14, muestra el mecanismo a emplear, para este caso se requiere empezar con el eslabón 2 o eslabón impulsor, que contiene los pivotes A y B.

**Figura 3. 14** Mecanismo de cuatro barras a emplear



En la figura 3.15 se muestra el diagrama de fuerzas para el eslabón 2, donde se observa que en este intervienen 5 fuerzas.

**Figura 3. 15** Diagrama de fuerzas para el eslabón 2



Donde  $W_{TA}$  se define como la fuerza desviada hacia el punto A. Por lo tanto es necesario encontrar las otras 4 fuerzas influyentes dentro del diagrama de fuerzas de la figura 3.15, para esto se desarrollan las siguientes ecuaciones. Para obtener el momento en “A” con respecto al eje de las ordenadas:

$$\sum M_A = -(W_{TA} * 0.35m) + F_{23y}(\text{sen } \phi)(0.16m) = 0 \quad (3.9)$$

$$F_{23y} = \frac{-(W_{TA} * 0.35m)}{(\text{sen } \phi)(0.16m)} = \frac{-(26.6097N)(0.35m)}{(\text{sen } 50)(0.16m)} \quad (3.10)$$

$$F_{23y} = -75.986N$$

Para obtener el momento en “A” con respecto al eje “x”:

$$\sum M_A = -(W_{TA} * 0.35m) + F_{23x}(\text{cos } \phi)(0.16m) = 0 \quad (3.11)$$

$$F_{23x} = \frac{-(W_{TA} * 0.35m)}{(\text{cos } \phi)(0.16m)} = \frac{-(26.6097N)(0.35m)}{(\text{cos } 50)(0.16m)} \quad (3.12)$$

$$F_{23x} = -90.5566N$$

Para obtener la sumatoria de fuerzas que actúan sobre el eje “x”:

$$\rightarrow + \sum F_x = -F_{21x} + F_{23x} = 0 \quad \therefore F_{21x} = F_{23x} \quad (3.13)$$

$$F_{21x} = 90.5566N \quad (3.14)$$

Para obtener la sumatoria de fuerzas que actúan sobre el eje “y”:

$$\uparrow + \sum F_y = -W_{TA} + F_{21y} + F_{23y} = 0 \quad \therefore F_{21y} = W_{TA} - F_{23y} \quad (3.15)$$

$$F_{21y} = 26.6097N - 75.986N = -49.3763N \quad (3.16)$$

El eslabón 3 es un elemento con dos fuerzas, las ecuaciones de equilibrio indican que las fuerzas son de la misma magnitud, actúan a lo largo de la misma línea y tienen sentidos opuestos (ver figura 3.16). Debido a que la tercera ley de Newton indica que  $F_{32} = F_{34}$ , por lo tanto, las fuerzas que actúan sobre el eslabón 3 son:

$$F_{32} = 90.5566N \quad (3.17)$$

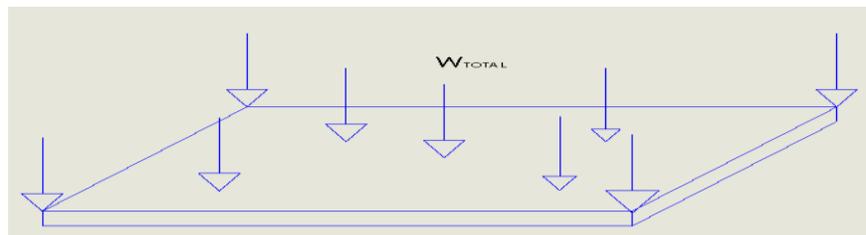
$$F_{34} = 90.5566 N \quad (3.18)$$

**Figura 3. 16** Diagrama de cuerpo libre del eslabón 3



Como en el eslabón 4 también existe un peso producido por la masa que se genera en las partes inferiores del cuerpo humano (pies y parte de las piernas). Se requiere calcular el peso que existe en esta sección de la silla como se muestra en la figura 3.17.

**Figura 3. 17** Peso distribuido por el reposapiés



Para calcular ese peso se plantea que:

$$W_p = m \text{ [kg]} \cdot 9.81 \left[ \frac{m}{s^2} \right] \quad (3.19)$$

Sustituyendo valores:

$$W_p = 16.5 \text{ kg} \cdot 9.81 \frac{m}{s^2} \quad (3.20)$$

$$W_p = 161.86 N$$

Suponiendo que se tienen dos soportes que son simétricos uno con respecto al otro y el peso dentro de todo el reposapiés está distribuido de manera uniforme a lo largo de los dos soportes, se dice que  $f_1 = f_2$ , de esta manera es necesario calcular únicamente un soporte, ya que el otro será exactamente igual, algo similar a lo obtenido en la parte del respaldo. Partiendo de este planteamiento se genera la ecuación 3.21.

$$\sum F_y = W_{PT} - f_1 - f_2 = 0 \quad (3.21)$$

Dónde:

$W_{PT}$  = *Peso total en el seccion de los pies*

$f_1$  = *Soporte 1*

$f_2$  = *Soporte 2*

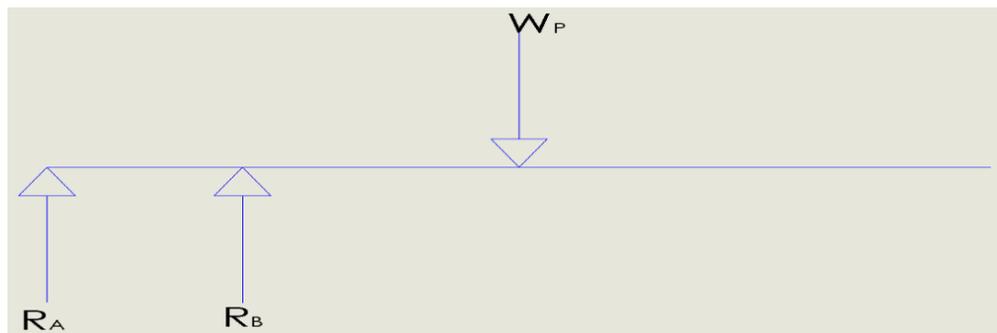
$$\therefore \sum F_y = W_{PT} - 2f_{1,2} = 0 \quad (3.22)$$

Sustituyendo valores se obtiene que:

$$f_{1,2} = \frac{W_{TOTAL}}{2} = \frac{161.86 N}{2} = 80.93 N \quad (3.23)$$

El diagrama de cuerpo libre del eslabón 4 (figura 3.18), indica la existencia de 2 fuerzas que reaccionan en sentido contrario al peso que se ejerce a lo largo de toda la barra, las cuales se tienen que calcular para mantener en equilibrio el sistema.

**Figura 3. 18** Diagrama de cuerpo libre del eslabón 4



Donde para obtener la fuerza en  $R_A$  se ocupa la ecuación 3.24:

$$\sum M_B = -R_A \cdot d_1 - W_P \cdot d_2 \quad (3.24)$$

$$R_A = \frac{-W_P \cdot d_2}{d_1} \quad \text{Si: } W_P = 40.4662 \text{ N} \quad (3.25)$$

Sustituyendo valores se tiene que:

$$R_A = \frac{-(40.4662 \text{ N})(0.1472 \text{ m})}{0.25 \text{ m}} \quad (3.26)$$

$$R_A = -57.9438 \text{ N}$$

Y para la obtención de  $R_B$  se emplea la ecuación 3.28.

$$+\uparrow \sum F_Y = -R_A + R_B - W_P = 0 \quad (3.27)$$

$$R_B = R_A + W_P \quad (3.28)$$

Sustituyendo valores se obtiene que:

$$R_B = 57.9438 \text{ N} + 40.4662 \text{ N} \quad (3.29)$$

$$R_B = 98.41 \text{ N}$$

Como se observa en la figura 3.18, en el punto o perno “D”, a causa de la aplicación de una carga a lo largo de una distancia, se genera un torque  $\tau_P$ (ecuación 3.30).

Dónde:

$$\tau_P = W_P \cdot d \quad (3.30)$$

Sustituyendo valores se obtiene:

$$\tau_p = (40.4662 \text{ N}) \cdot (0.25 \text{ m}) \quad (3.31)$$

$$\tau_p = 10.1165 \text{ Nm}$$

Para comprobar esta operación, se resuelve la siguiente integral (ecuación 3.32).

$$\int_0^{0.5} W_p \cdot x \, dx \quad (3.32)$$

Sustituyendo valores y resolviendo:

$$\begin{aligned} \int_0^{0.5} (80.9325) \cdot x \, dx & \quad (3.33) \\ & = 10.1165 \end{aligned}$$

Ahora solo por equilibrio de fuerzas se calculan las reacciones restantes que se muestran la figura 3.18, para obtener las fuerzas en el eje “x” se emplea la ecuación 3.34.

$$+\rightarrow \sum F_x = F_{43} - F_{41x} = 0 \quad (3.34)$$

$$F_{41} = F_{43} \quad \therefore \quad F_{41} = 485.602 \text{ N} \quad (3.35)$$

Y para el eje “y” se ocupa la ecuación 3.36.

$$+\uparrow \sum F_y = F_{41y} - R_B - R_A = 0 \quad (3.36)$$

$$F_{41y} = R_B + R_A \quad \therefore \quad F_{41y} = 57.9438 \text{ N} + 98.41 \text{ N} \quad (3.37)$$

$$F_{41y} = 156.3538 \text{ N}$$

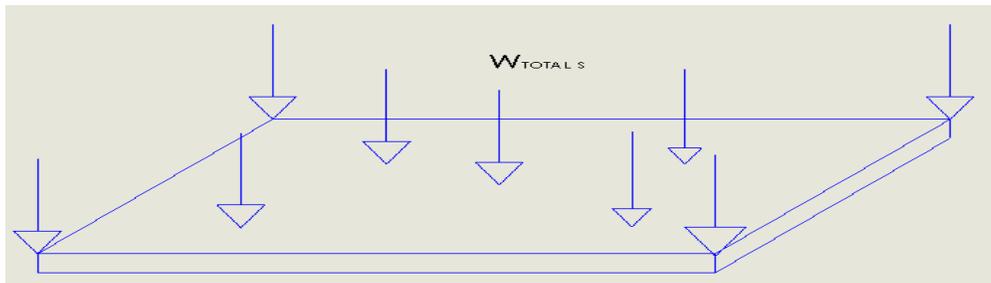
**3.5 Análisis estático en la posición de silla.**

El análisis en la posición de silla es un tanto más sencillo ya que como se explicó anteriormente, la fuerza crítica se encuentra en la posición de camilla, por lo tanto, se deduce que la fuerza que se debe de aplicar en esta postura es menor.

Partiendo de esta primicia se dice que dentro de esta postura el eslabón 1 es donde se ejerce mayor fuerza, el cual tiene 2 pernos, estos son los pernos A y D, además que ahora serán estos, quienes reciban la mayor carga y esta estará distribuida a lo largo de todo el eslabón 1.

Para comenzar el cálculo se plantea que, el peso que recae sobre toda la superficie del asiento está distribuido uniformemente (ver figura 3.19).

**Figura 3. 19** Peso distribuido en el asiento



Para poder obtener el peso total en el asiento se ocupa la ecuación 3.38.

$$W_{TOTAL} = m \text{ [kg]} \times 9.81 \left[ \frac{m}{s^2} \right] \tag{3.38}$$

Sustituyendo valores se obtiene:

$$W_{TOTAL} = 83.5 \text{ kg} \times 9.81 \left[ \frac{m}{s^2} \right] \tag{3.39}$$

$$W_{TOTAL} = 819.135 \text{ N}$$

Suponiendo que, al igual en el anterior análisis, los soportes están simétricos uno con respecto al otro y el peso dentro de todo el asiento está distribuido de manera uniforme entonces se puede establecer que  $f_1 = f_2$ .

Para obtener dichas fuerzas se ocupa la ecuación 3.40.

$$\sum F_y = W_{TOTALS} - f_1 - f_2 = 0 \quad (3.40)$$

Dónde:

$W_{TOTALS}$  = Peso total en el asiento

$f_1$  = Soporte 1

$f_2$  = Soporte 2

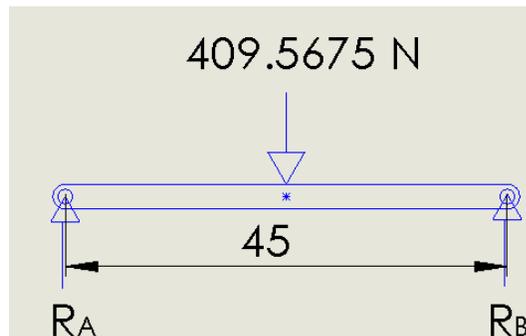
$$\therefore \sum F_y = W_{TOTALS} - 2f_{1,2} = 0 \quad (3.41)$$

Sustituyendo valores se obtiene que:

$$f_{1,2} = \frac{W_{TOTALS}}{2} = \frac{819.135N}{2} = 409.5675N \quad (3.42)$$

El peso distribuido que se genera para cada soporte es de  $409.5675N$  como se muestra en la figura 3.21.

**Figura 3. 20** Peso distribuido en el asiento



Mediante el equilibrio de fuerzas se puede obtener:

$$\sum M_A = (-W \cdot d_1) + (R_B \cdot d_2) = 0 \quad (3.43)$$

$$R_B = \frac{W \cdot d_1}{d_2} \quad (3.44)$$

Sustituyendo valores se tiene que:

$$R_B = \frac{(184.3053 \text{ N}) \cdot (0.225 \text{ m})}{(0.45 \text{ m})} \quad (3.45)$$

$$R_B = 92.1526 \text{ N}$$

Y para la obtener  $R_A$  se hace uso de la ecuación 3.46

$$\sum F_Y = R_A - W + R_B = 0 \quad (3.46)$$

$$R_A = W - R_B \quad (3.47)$$

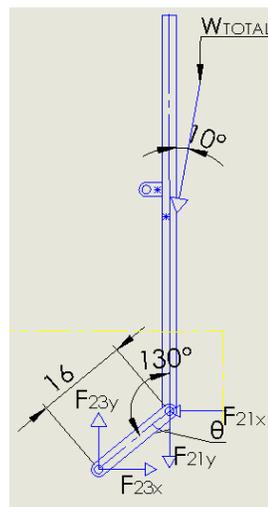
Sustituyendo:

$$R_A = 184.3053 - 92.1526 = 0 \quad (3.48)$$

$$R_A = 92.1526 \text{ N}$$

El eslabón 2 aunque esta constituido por dos pernos, no tiene dos fuerzas que le afecten directamente como se ve en la figura 3.21, por ello se debe encontrar la fuerza que requiere el actuador. para mover el eslabón y pasar de una posición a otra.

**Figura 3. 21** Fuerzas en el eslabón 2 posición vertical



En la figura 3.21 es posible observar en el diagrama de cuerpo libre, las fuerzas que actúan sobre el eslabón 2, por lo que se utilizan las siguientes ecuaciones para determinar cada una de ellas.

Para obtener la componente en el eje de las ordenadas:

$$\sum M_A = d * \sin \theta * F_{23y} + w * d = 0 \quad (3.49)$$

$$F_{23y} = \frac{(W_{Total} * \cos \beta) * d}{d * \sin \theta} \quad (3.50)$$

Sustituyendo valores se obtiene que:

$$F_{23y} = \frac{(304.11N * \cos 10) * 0.35m}{0.16m \sin 50} \quad (3.51)$$

$$F_{23y} = 2127.43$$

Para obtener la componente en el eje “y”:

$$\sum M_A = d * \cos \theta * F_{23y} + (W_{Total} * \cos \beta) * d = 0 \quad (3.52)$$

$$F_{23y} = \frac{(W_{Total} * \cos \beta) * d}{d * \cos \theta} \quad (3.53)$$

Sustituyendo valores se obtiene que:

$$F_{23x} = \frac{(304.11N * \cos 10) * 0.35m}{0.16m \cos 50} \quad (3.54)$$

$$F_{23x} = -578.44 N$$

Para el resto de las fuerzas se utilizan las ecuaciones de equilibrio, donde para el eje X se ocupa la ecuación 3.55.

$$\rightarrow + \sum F_x = F_{21x} + F_{23x} = 0 \quad (3.55)$$

$$F_{21x} = -F_{23x} \quad (3.56)$$

Sustituyendo:

$$F_{21x} = 578.44 \text{ N} \quad (3.57)$$

Y para las fuerzas involucradas en el eje “Y” se utiliza la ecuación 3.58.

$$+\uparrow \sum F_y = -F_{21y} + F_{23y} = 0 \quad (3.58)$$

$$F_{21y} = F_{23y} \quad (3.59)$$

Sustituyendo:

$$F_{21y} = 2127.43 \text{ N} \quad (3.60)$$

Como el eslabón 3 es un elemento con dos fuerzas, las ecuaciones de equilibrio indican que las fuerzas son de la misma magnitud, actúan a lo largo de la misma línea y tienen sentidos opuestos (figura 3.22). Por la tercera ley de Newton se tiene que  $F_{32} = F_{34}$ , por lo tanto, las fuerzas que actúan sobre el eslabón 3 son:

$$F_{32} = -578.44 \text{ N} \quad (3.61)$$

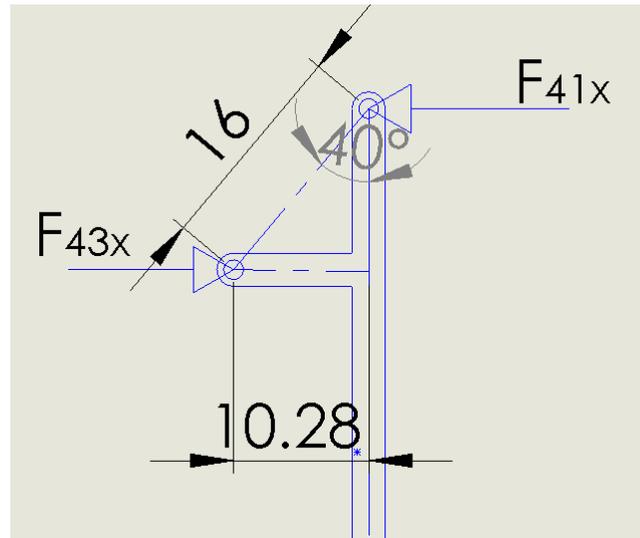
$$F_{34} = 578.44 \text{ N}$$

**Figura 3. 22** Diagrama de cuerpo libre del eslabón 3 (posición silla)



Para analizar el eslabón 4 (ver figura 3.23), mediante el diagrama de cuerpo libre se pueden observar las fuerzas que influyen en este eslabón para que el sistema se encuentre en equilibrio.

**Figura 3. 23** Diagrama de cuerpo libre el eslabón 4 (posición silla)



Para la resolución del eslabón 4 se deben resolver las ecuaciones de equilibrio, para encontrar los valores que intervienen en el eje X, se utiliza la ecuación 3.62.

$$\sum F_X = F_{43} - F_{41x} = 0 \tag{3.62}$$

$$\rightarrow \sum F_X = F_{43} - F_{41x} = 0 \tag{3.63}$$

Sustituyendo valores se determina que:

$$F_{41} = F_{43} \quad \therefore \quad F_{41} = 578.44 \text{ N} \tag{3.64}$$

Para los valores sobre el eje y en este eslabón se consideran despreciables, por lo tanto, se pueden omitir, ya que estos no afectan directamente al diseño del mecanismo.

### 3.6 Comparación entre las posturas de la silla de ruedas

En la tabla 3.2 se muestra una comparación entre la posición de silla y camilla, donde se encuentra una explicación clara y sencilla del comportamiento que ofrece el mecanismo de 4 barras propuesto, analizando las posturas más críticas.

**Tabla 3. 2** Comparación entre la posición de silla y camilla

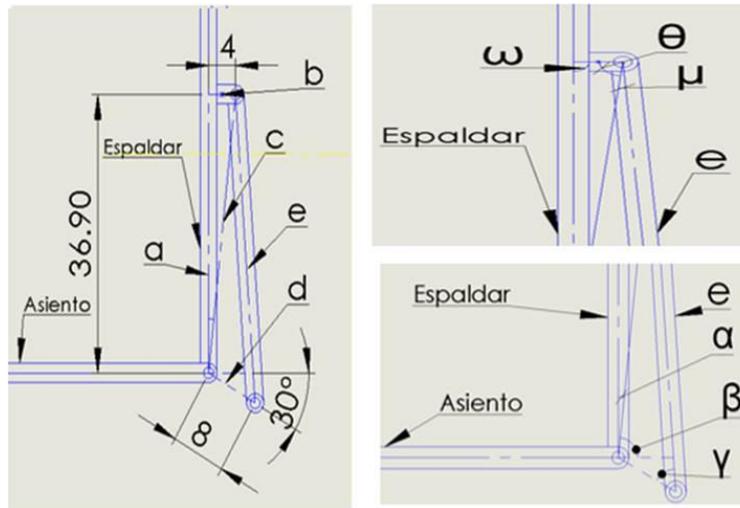
Componente	Posición o postura	
	Silla (sentado)	Camilla
<b>Asiento (Eslabón 1)</b>	Recibe la mayor carga con 819.135 N, que recaen en el perno A y D con 87.02 N en ambos	No afecta directamente por ello no es zona critica
<b>Respaldo o Espaldar (eslabón 2)</b>	Constituido por los pernos A y B, sin carga critica	Es el eslabón al que se le va exigir una mayor demanda de trabajo, siendo este en donde se va a originar el movimiento.
<b>Eslabón 3</b>	Con dos pernos B y C, y dos fuerzas en sentido contrario una con respecto de la otra, y por tercera ley de Newton se encuentra en equilibrio	Con dos pernos B y C, y dos fuerzas en sentido contrario una con respecto de la otra, y por tercera ley de Newton se encuentra en equilibrio
<b>Posapies (Eslabón 4)</b>	No ejerce una fuerza directa que afecte de manera considerable al sistema, está formado por los pernos C y D.	Con una carga de 161.865 N, se convierte en la segunda carga más importante dentro del sistema, está formado por los pernos C y D.

### 3.7 Análisis del actuador a emplear

Esta sección se divide en dos partes, en la primera parte se obtiene la medida de la carrera del actuador que se requiere para que el mecanismo pueda tomar la postura de silla, y en la segunda parte se determina la medida necesaria del actuador para que se logre la posición camilla.

Para saber la medida necesaria que debe estirarse el actuador para que el mecanismo tome la forma de silla de ruedas , es importante definir que las letras a, b y e, hacen referencia a tres barras físicas, las letras “c y d”, hacen referencia a la distancia generada entre dos puntos y las letras “ $\theta$ ,  $\beta$ ,  $\mu$ ,  $\omega$ ,  $\alpha$  y  $\gamma$ ”, representan los ángulos generados entre barras y líneas imaginarias a ocupar.

**Figura 3. 24** Carrera máxima del actuador



Para realizar el análisis se deben dibujar 2 triángulos, esto se puede obtener trazando una recta entre sus diagonales del cuadrilátero generado por las letras “a, b, d y e” donde a la resultante se nombrará “c”, siendo esta la primera incógnita a resolver.

Para obtener “c” del teorema de Pitágoras:

$$c = \sqrt{a^2 + b^2} \quad (3.65)$$

Sustituyendo la magnitud de los lados del triángulo generado:

$$c = \sqrt{36.90^2 + 4^2} \quad (3.66)$$

$$c = 37.116cm$$

Una vez obtenida “c” se debe conocer la medida de ángulo “ $\alpha$ ”. Para obtener  $\alpha$ , se realizará de la siguiente manera:

$$\tan \alpha = \frac{b}{a} \quad (3.67)$$

$$\alpha = \tan^{-1} \frac{b}{a}$$

$$\alpha = \tan^{-1} \frac{4}{36.90} \quad (3.68)$$

$$\alpha = 6.186^\circ$$

Se puede ver que  $\alpha$  necesita de la medida de un segundo ángulo, para obtener  $90^\circ$ , por consiguiente, se debe obtener  $\beta$  de un triángulo rectángulo.

$$\alpha + \beta = 90 \quad (3.69)$$

$$\beta = 90 - \alpha$$

$$\beta = 90 - 6.186 = 83.814^\circ$$

Ahora que ya se tienen los ángulos  $\alpha$  y  $\beta$ , se debe obtener  $e$ , esto se realiza por ley de cosenos.

Dónde:

$e$  = es la distancia del actuador extraído a su máxima capacidad.

$$e^2 = d^2 + c^2 - 2dc (\cos \beta + 30) \quad (3.70)$$

$$e^2 = 8^2 + 37.116^2 - 2(8)(37.116)(\cos(83.814)) \quad (3.71)$$

$$e = \sqrt{1377.605} = 37.116 \text{ cm}$$

Para fines complementarios, se calculan los ángulos restantes.

Dónde:

Para obtener  $\mu$ :

$$\frac{d}{\sin \mu} = \frac{e}{\sin(\beta + 30)} \quad (3.72)$$

$$\sin \mu = \frac{d(\sin \beta + 30)}{e}$$

$$\sin \mu = \frac{8(\sin(113.814))}{37.116}$$

$$\mu = \sin^{-1}(0.1971)$$

$$\mu = 11.367^\circ$$

Para obtener  $\gamma$ :

$$\beta + \gamma + \mu = 180 \tag{3.73}$$

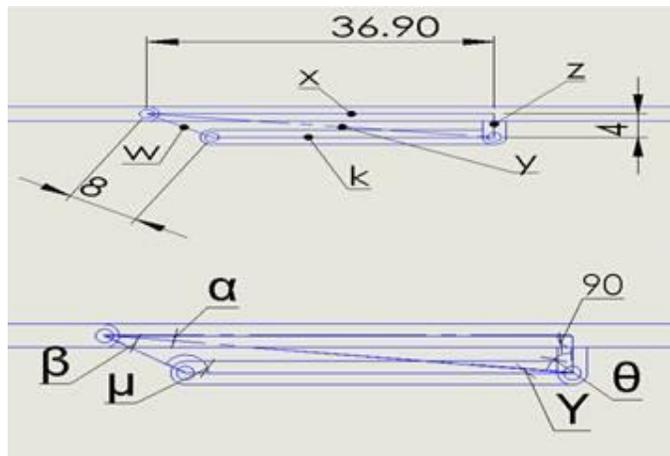
$$\gamma = 180 - (\beta + 30) - \mu$$

$$\gamma = 180 - (113.814) - 10.4454$$

$$\gamma = 55.741$$

Al igual que en el anterior análisis, en este se renombraron a 3 barras físicas con las letras x, z y k respectivamente, a dos líneas imaginarias como w, y, además a todos los ángulos generados se van a renombrar como  $\gamma$ ,  $\beta$ ,  $\alpha$ ,  $\mu$  y  $\theta$ , como se muestra en la figura 3.25

**Figura 3. 25** Carrera mínima del actuador a emplear





### CAPÍTULO 3 DISEÑO CONCEPTUAL

---

Es importante mencionar que el objetivo de estos cálculos es encontrar la medida del actuador contraído, para ello se define a “k” como el actuador (ver figura 3.26), por lo tanto para poder obtenerlo es necesario, primero obtener la medida de la línea que corta al cuadrilátero por su diagonal (y), entonces para obtener “y” se desarrollará la siguiente ecuación.

$$y = \sqrt{x^2 + z^2} \quad (3.74)$$

$$y = \sqrt{36.90^2 + 4^2}$$

$$y = 37.11 \text{ cm}$$

Ahora se necesita calcular el ángulo “ $\alpha$ ” para ello de la definición de tangente:

$$\tan \alpha = \frac{z}{x} \quad (3.75)$$

$$\alpha = \tan^{-1} \frac{z}{x}$$

$$\alpha = \tan^{-1} \frac{4}{36.90}$$

$$\alpha = 6.18^\circ$$

Se puede ver en la figura 3.25 que al sumar  $\beta + \alpha = 30$ , entonces:

$$\alpha + \beta = 30 \quad (3.76)$$

$$\beta = 30 - 6.18 = 23.82^\circ$$

Con los datos ya recaudados se puede obtener x, esto se logra utilizando la ley de cosenos.

$$k^2 = w^2 + x^2 - 2wx (\cos \beta) \quad (3.77)$$





$$k^2 = 8^2 + 37.11^2 - 2(8)(37.11)(\cos(23.82))$$

$$k = \sqrt{897.969} = 29.966\text{cm}$$

### 3.8 Sumario

Del análisis realizado en 3.3 (ver la ecuación 3.6) se define que el actuador a emplear pueda mover la zona del espaldar y pase de una postura a otra, se tiene que ejercer una fuerza de 186.2673N y de tabla de la sección 3.1 se establece que el peso máximo del ocupante debe ser de 100 Kg. De acuerdo al análisis que se realizó en la sección 3.7 la longitud máxima que va a recorrer el actuador es de 37.116 cm y la longitud del actuador cuando este contraído debe ser 29.966 cm. Por lo que se propone utilizar un actuador lineal eléctrico Pololu® de 8” (ver Anexo 2), donde aparecen las especificaciones técnicas del actuador.

# Capítulo 4

## Diseño a detalle del prototipo

En este capítulo se presentan los aspectos relacionados con la electrónica, control y diseño de la silla de ruedas de cambios posturales y posiciones básicas para personas cuadripléjicas.



### 4.1 Diseño a detalle de la silla de múltiples posturas.

Los modelos de sillas de ruedas varían ampliamente con el fin de tomar en cuenta las diversas necesidades de los usuarios. Para cerciorarse de que las sillas de ruedas son apropiadas se deben comprender a cabalidad las necesidades de quienes las usarán y de sus entornos.

La Organización Mundial de la Salud (OMS, 2008), señala que nunca se debe comprometer la salud y seguridad de los usuarios de una silla de ruedas con el fin de reducir costos. Aun cuando pueda parecer que cualquier silla de ruedas es mejor que no tener ninguna, cuando la silla de ruedas causa o ayuda a causar lesiones u otros riesgos para la salud.

Una silla de ruedas se debe diseñar para asegurar la salud y seguridad del ocupante. Existen muchas situaciones en que el usuario puede resultar lesionado debido a su propia silla de ruedas, en la tabla 4.1 se muestran algunos ejemplos donde la silla de ruedas puede lastimar al ocupante.

**Tabla 4.1** Ejemplos donde la silla de ruedas puede lastimar al ocupante (OMS, 2008)

Situaciones donde la silla de ruedas puede lastimar a su ocupante	
1.	Una silla de ruedas sin cojín o provista de un cojín inadecuado puede causar úlceras por presión (llagas).
2.	Las sillas de ruedas inestables pueden volcarse y el ocupante puede caerse y lesionarse.
3.	Las sillas de ruedas demasiado anchas o excesivamente pesadas pueden causar lesiones en los hombros del usuario.
4.	Los bordes con filamento pueden causar heridas en la piel del ocupante y a su vez puede conducir a infecciones.
5.	Las sillas de ruedas que no resisten el uso diario en el entorno del usuario pueden fallar prematuramente y lesionar al usuario.

### 4.2 Desempeño funcional de la silla de ruedas

El desempeño funcional es el funcionamiento de la silla de ruedas frente a entornos diferentes. El desempeño funcional de una silla de ruedas depende de su diseño y características particulares. Una silla de ruedas tiene como objetivo permitir al usuario la máxima funcionalidad, comodidad y movilidad (Biomecánica, 2012).





#### 4.2.1 Estabilidad de la silla de ruedas

La estabilidad de la silla de ruedas afecta el grado de seguridad de esta y lo bien que el usuario puede realizar actividades en la silla de ruedas. Las características del modelo que sirven para aumentar la estabilidad de la silla de ruedas afectan otras características de desempeño. Por ejemplo, si se adelanta la rueda delantera, aumenta la estabilidad, pero disminuye la maniobrabilidad de la silla de ruedas en espacios estrechos.

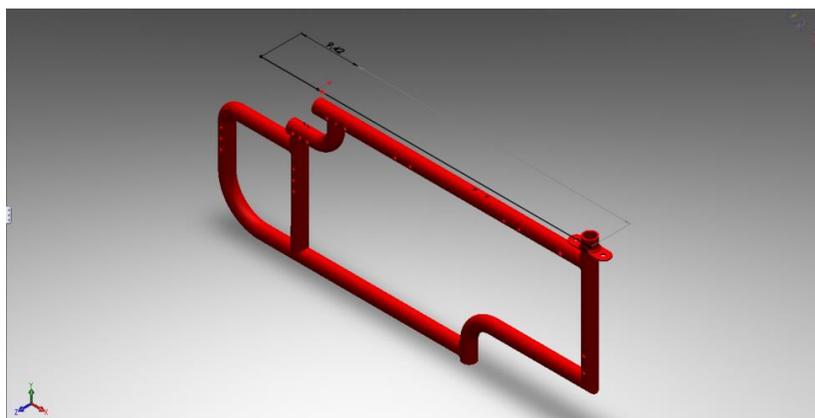
La estabilidad general se ve afectada por la posición del centro de gravedad combinado del usuario y de la silla de ruedas en relación con la base de las ruedas. Para el diseño de esta silla de ruedas es necesario ganar en estabilidad posterior (resistencia a volcarse hacia atrás), para mantener la posición de camilla. Algunas maneras de aumentar la estabilidad posterior (si se aleja la rueda trasera del centro de gravedad del usuario, hacia atrás), y las ventajas y desventajas aparecen en la tabla 4.2.

**Tabla 4.2** Ventajas y desventajas de aumentar la estabilidad posterior (OMS, 2008)

Ventajas	Desventajas
<ul style="list-style-type: none"><li>• Algunas de las ventajas, por ejemplo, ciertos amputados dobles más arriba de la rodilla, necesitan más estabilidad posterior porque su centro de gravedad está más atrás.</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• El usuario tendrá menos acceso al reborde con las manos y el empuje será más corto, con lo que será difícil empujar la silla de ruedas y las extremidades superiores se verán más afectadas.</li><li>• Para el ocupante será más difícil maniobrar la silla de ruedas en espacios estrechos.</li><li>• Mayor tendencia a virar cuesta abajo sobre pendiente lateral.</li></ul>

La mayoría de las desventajas de la tabla 4.2 no se toman como tal, para el diseño de esta silla de ruedas, pues se asume que el usuario no tiene control sobre sus cuatro extremidades y tiene que ser asistido por una persona encargada de su cuidado. Entonces a partir de los cálculos del centro de gravedad (CDG) obtenidos en el capítulo 3 (ver sección 3.2). Se plantea realizar la base de la silla de ruedas de tal manera que el punto de equilibrio del cuerpo humano en posición camilla (ver figura 3.4), pueda recaer sobre la rueda trasera y así brindar mayor estabilidad posterior al ocupante. La base del diseño se muestra en la figura 4.2.

**Figura 4. 1** Centro de gravedad en la base de la silla de ruedas



Atendiendo a 2 de la tabla 4.1. Para brindar mayor seguridad al ocupante se plantea utilizar dispositivos antivuelco para impedir que la silla de ruedas se vuelque hacia atrás. En la tabla 4.3 se muestran las ventajas y desventajas de utilizar este dispositivo.

**Tabla 4.3** Ventajas y Desventajas de utilizar un dispositivo antivuelco (OMS, 2008)

Ventajas	Desventajas
Los dispositivos antivuelco pueden ser útiles para ciertos usuarios que son inestables o toman una postura de camilla constantemente.	En su mayoría, los modelos anti vuelco limitan la capacidad de la silla de ruedas para trasladarse sobre las superficies disparejas.

**Figura 4. 2** Dispositivo antivuelco de la silla de ruedas





### 4.2.3 Consideraciones para el diseño del asiento

Todas las sillas de ruedas proporcionan asiento y apoyo estructural además de movilidad. El buen apoyo postural es un factor muy importante para las personas cuya columna vertebral es inestable o que puedan presentar deformidades secundarias como las personas cuadripléjicas que son la principal razón que marca la pauta del diseño.

Todas las superficies de contacto corporal ofrecen asiento y apoyo postural. Juntas, estas partes de silla de ruedas ayudan a que el usuario mantenga una postural funcional y cómoda, y proporcionan alivio de la presión. Esto último es muy importante para aquellos usuarios que sufren deficiencia de sensación cutánea.

La Organización Mundial de la salud (2008), en su informe Pautas para el Suministro de Sillas de Ruedas Manuales en Entornos de Menores Recursos, establece una serie de recomendaciones que pueden servir de guía en el diseño de la silla de ruedas, estas aparecen en la tabla 4.4.

**Tabla 4.4** Aspectos generales de asiento y apoyo postural (OMS, 2008)

Pautas generales y apoyo estructural	
•	La silla de ruedas y el cojín deben cumplir los requisitos de asiento y apoyo estructural del usuario. Esto se refiere al tamaño de la silla de ruedas, tipo de cojín, ajustabilidad y factores ergonómicos de la silla de ruedas.
•	Todas las sillas de ruedas deben tener un cojín adecuado para manejar el riesgo del usuario de presentar llagas debido a la presión de su cuerpo.
•	Los cojines se deben evaluar y calificar sobre la base de su capacidad de proporcionar comodidad, alivio de la presión y apoyo postural.

### 4.2.4 Base del asiento

Los dos tipos más comunes de base de asiento son los asientos de tela y los asientos sólidos. Los asientos de tela están hechos de material flexible como lona y vinilo. Los asientos sólidos no son flexibles y a menudo están hechos de metal o plástico. Los asientos más comunes son los de tela, pero estos presentan algunas deficiencias. La falla de los asientos de tela en las sillas de rueda es un problema frecuente. Los asientos de tela están hechos de mala calidad o inadecuados muy pronto para poder estirarse, colgar y rasgarse.



## CAPÍTULO 4 DISEÑO A DETALLE DEL PROTOTIPO

La tabla 4.5 muestra recomendaciones para la elección de asiento de una silla de ruedas.

**Tabla 4.5** Consideraciones para la elección de la base del asiento (OMS, 2008)

Pautas para la base de asientos
<ul style="list-style-type: none"><li>• La superficie de los asientos de las sillas de ruedas debe ser continua, sin quiebres que pudieran herir o pellizcar la piel del usuario</li><li>• El ángulo del asiento, en relación a la horizontal debe estar entre 0 y 12 grados (con la parte delantera del asiento más alta que su parte trasera)</li><li>• El asiento debe estar nivelado de un costado al otro.</li><li>• Los asientos de tela se deben fabricar con materiales que se estiren con el tiempo debido al peso del usuario.</li><li>• Los asientos de tela y los asientos solidos se deben usar como cojines que están diseñados o modificados para su uso como asientos de tela o asiento de plástico respectivamente.</li></ul>

Los cojines de las sillas de ruedas no están hechos para funcionar con dichos asientos. Es por esta razón que se propone en base a las características señaladas en la tabla 4.3 un asiento plástico que permita colocar un cojín adecuado para la silla de ruedas, con el cual se pueda aliviar la presión y en consecuencia se prevenga la formación de úlceras por presión (llagas), el asiento diseñado se muestra en la figura 4.4.

Un aspecto importante a considerar en el diseño del asiento es el ángulo de la cadera pues de este factor dependerá la comodidad del ocupante. En el diseño planteado se establece un ángulo de 90° para el asiento respecto al reposapiés cuando este permanece en la posición silla, tomando en cuenta los factores que aparecen en la tabla 4.6.

**Tabla 4.6** Postura adecuada del asiento (OMS, 2008)

Postura adecuada del asiento
<ul style="list-style-type: none"><li>• Cuando se mantiene una buena postura del asiento el ángulo de la cadera (entre muslos y tronco) es fundamental ya que determina la estabilidad de la pelvis. Se considera que el ángulo de 90° como el ángulo más adecuado.</li><li>• Una vez establecido el ángulo de la cadera en 90, la mayoría de las personas se sentirán bien si las rodillas encuentran en un ángulo de 90°</li></ul>



**Figura 4.3** Asiento diseñado para la silla de ruedas



#### 4.2.5 Diseño del espaldar de la silla de ruedas

El espaldar ofrece a los usuarios apoyo postural necesario. Deben ser de alturas diferentes, pero ciertos usuarios necesitan más apoyo que otros en el espaldar, como los son las personas cuádruplégicas. Para algunos un espaldar alto puede disminuir la capacidad para impulsarse eficazmente. Los espaldares pueden ser de tela o sólidos rellenos de espuma y tapizados.

**Tabla 4.7** Pautas para el diseño del espaldar (OMS, 2008)

#### Pautas para el diseño del espaldar

- El ángulo entre el asiento y el espaldar debe estar entre 80 y 100 grados.
- Debe haber espaldares de diferentes alturas
- El espaldar debe soportar la curvatura nominal de la columna. El medio de la espalda debe poder descansar más atrás que la parte posterior de la pelvis.

Las características de la tabla 4.4 delimitan el diseño del espaldar para la silla de ruedas propuesta, para el ángulo de inclinación se establece que la silla de ruedas podrá tomar un ángulo desde 180 a 90° lo cual es el objetivo principal de este diseño. En la figura aparece el diseño propuesto para el respaldo de la silla de ruedas.

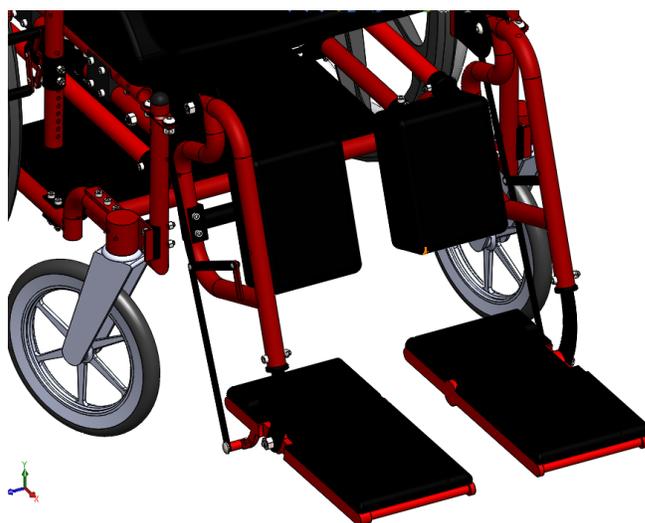
**Figura 4.4** Diseño del espaldar en la silla de ruedas propuesta



#### 4.2.6 Consideraciones generales para el diseño del apoyapiés

Los apoyapiés se ajustan por separado para cada usuario. Bien ajustada, el reposapiés reduce la presión sobre el asiento del usuario y coloca a este en una postura sentado sana. Los reposapiés pueden estar provistos de un apoyo en las pantorrillas que mantienen al pie sobre las pisaderas. La pisadera debe tener el largo y ancho suficiente para sostener los pies, pero al mismo tiempo no debe afectar el movimiento de la silla de ruedas. Los reposapiés del diseño son separados para evitar rozamiento en las piernas del ocupante. Estos se muestran en la figura 4.5.

**Figura 4.5** Reposapiés de la silla de ruedas



#### 4.2.7 Consideraciones generales para el diseño del apoyabrazos

El usuario debe usar el apoyabrazos de la silla de ruedas solo para apoyo postural del ocupante, de manera que los brazos del usuario queden libres para las otras actividades como la propulsión (OMS, 2008). En este diseño no se toma en cuenta este factor pues se asume que el ocupante tendría serias dificultades para impulsar la silla. Estos deben permitir una posición de 90° respecto al ante brazo para mantener una postura correcta

**Figura 4. 6** Reposabrazos de la silla de ruedas



#### 4.2.8 Rueda trasera

La posición de la rueda trasera debe permitir a la persona que se encarga del cuidado del ocupante tener una buena propulsión para trasladarse de un lugar a otro.

**Figura 4. 7** Rueda trasera de la silla de ruedas





### 4.3 Componentes de la silla de ruedas de múltiples posturas.

La tabla 4.8 contiene una lista de las características de cada una de las partes que conforman el diseño de la silla de ruedas de múltiples posiciones.

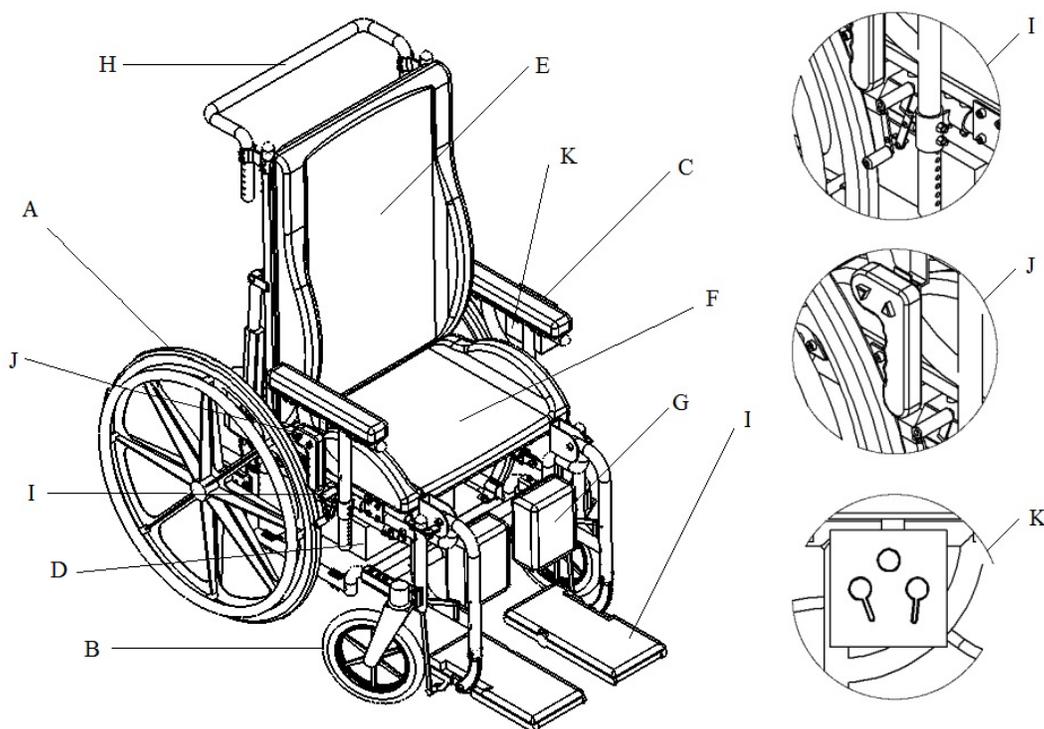
**Tabla 4.8** Partes que integran el diseño de la silla de ruedas.

Referencia	Componente	Descripción
A	Llanta trasera	Su tamaño es de 60 cm de diámetro (medida estándar del mercado), dado que la fuerza que se requiere para empujar la silla de ruedas es menor que la requerida para ruedas de un diámetro menor. Hechas de plástico, porque requieren menos mantenimiento.
B	Llanta delantera	Las ruedas seleccionadas son de 200mm, dado que una llanta grande facilita su recorrido en exteriores y suelo accidentado, ya que resulta más fácil salvar obstáculos y no se enclavan en el terreno.
C	Reposabrazos	Los reposabrazos son ajustables dado que el ocupante debe mantener una postura de 90° del brazo con respecto al antebrazo, forrados de un material suave, resistente y antiderrapante.
D	Base Batería	Esta sección está colocada debajo del asiento, diseñada con las dimensiones adecuadas para la sujeción de la batería.
E	Respaldo	Su diseño se basa en las dimensiones establecidas en el capítulo 3., con el objetivo de estabilizar la región lumbar superior del ocupante. Elaborado de un material suave, resistente, antiderrapante y que permite la transpiración del usuario.
F	Asiento	Su diseño se basa en las dimensiones establecidas en el capítulo 3., con el objetivo de estabilizar la región lumbar superior del ocupante. Elaborado de un material suave, resistente, antiderrapante y que permite la transpiración del usuario.
G	Reposapiernas	Brinda el soporte adecuado para el apoyo de la pantorrilla y pies. Elaborado con materiales similares al respaldo y asiento.
H	Manubrio de empuje	Esta elaborado con el material utilizado en la estructura de la silla, de una sola pieza, forrado de goma antiderrapante, que facilita el direccionamiento de la silla de ruedas.
I	Frenos	Son frenos con zapatas, utilizados comúnmente en las sillas existentes en el

		mercado. Están montados en el tubo que queda debajo del asiento, y se activan empujando hacia adelante.
<b>J</b>	Mando postural	Control diseñado para establecer la postura deseada por el ocupante, de fácil manejo.
<b>K</b>	TENS	Sistema Electroestimulador Nervioso Transcutanea, que brinda tratamiento analgésico, con indicador de encendido y dos perillas modulantes

En la figura 4.8 se muestra la ilustración de cada una de estas partes con relación en la tabla 4.8.

**Figura 4. 8** Diseño total de la silla



#### 4.4 Diseño Electrónico y de Control del prototipo.

Esta sección se explica el diseño del controlador, así como los circuitos electrónicos contenidos en el prototipo, los cuales están basados en la programación del microcontrolador PIC16F887A. En primera instancia se hace una breve descripción de los dispositivos que conforman el sistema de control, para después continuar con su integración en tal sistema.

#### 4.4.1 Actuador Lineal Pololu®

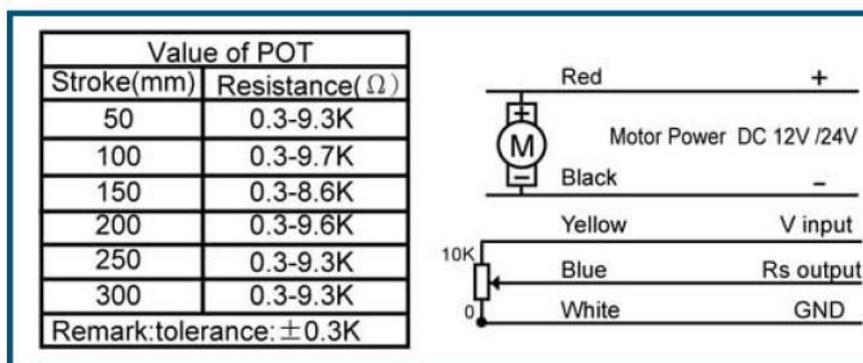
Para realizar un buen control, es necesario en cualquier caso el conocimiento que se tenga sobre la planta (proceso y/o variable) a controlar. Es por ello que a continuación se describe dicho actuador eléctrico. El actuador lineal implementado es de la marca Pololu® modelo (LACT4P-12V-20), este actuador cuenta con una caja de engranes con una relación de 20:1, gracias a la cual puede soportar una carga dinámica de hasta 50 Kg (110 lb.), una velocidad máxima de 1.5 cm/s (0.59 in/s) en vacío y una velocidad con carga máxima de 1.0 cm/s (0.39 in/s).

Este actuador incluye interruptores tanto al inicio como al final de la carrera con el fin de facilitar las tareas de control y/o prevenir accidentes. Al igual debido a una unidad interna de tornillo sin fin, le permite mantener su posición cuando no está encendido.

**Figura 4. 9** Actuador lineal Pololu®



**Figura 4. 10** Conexiones actuador Pololu®

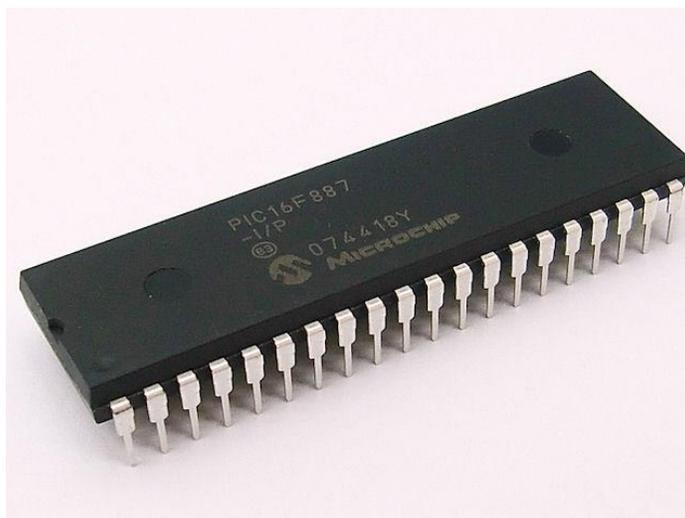


Además de los interruptores que se mencionaron en el párrafo anterior, este actuador cuenta con un potenciómetro el cual tiene la función de retroalimentación, es decir para una posición determinada del actuador, dicho potenciómetro entrega un valor de resistencia. En la figura 4.10 se detallan las conexiones del potenciómetro, así como los valores de resistencia que entrega para ciertas posiciones del actuador.

### 4.4.2 PIC16F887

El PIC16F887 es un microprocesador de la compañía Microchip®, que dispone de todos los componentes disponibles en la mayoría de los microprocesadores modernos. Por su bajo costo, alta calidad y disponibilidad, es una gran alternativa para utilizarlo en aplicaciones de control de procesos, en dispositivos de control de máquinas, medición de variables, etc. (Microchip, 2008).

**Figura 4. 11** Microcontrolador PIC16F887 (Microchip, 2008)



### 4.4.3 Puente H – L293

El L293 es un circuito integrado que se usa para el control de motores que pueden ser controladores simultáneamente y, además, en forma bidireccional.

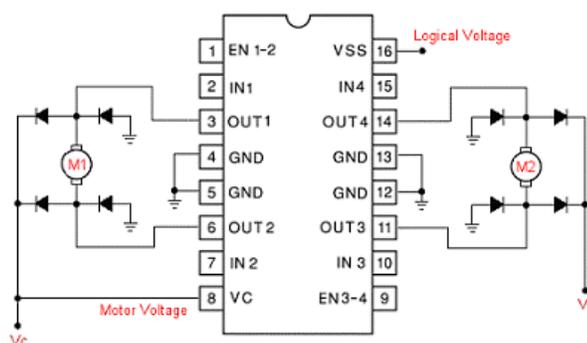
Características:

- Corriente de salida de 1A por canal.
- Corriente pico de salida 2A por canal (no repetitiva).

- Pines de Habilitación.
- Alta inmunidad al ruido.
- Fuentes de alimentación separadas.
- Protección contra exceso de temperatura.

En la figura 4.12 se muestra la conexión del L293, utilizada en el circuito de control descrito en este capítulo.

**Figura 4. 12** Conexión del L293 (robotica 101, 2013)



### 4.5 Control de Posición Actuador Pololu®

Tal como se ha planteado, que el dispositivo encargado de brindar movimiento al prototipo es un actuador lineal, el cual para que cumpla con esta función, se necesita de la implementación de un controlador de posición, de este modo se tendrá la certeza que la silla de ruedas cumpla con las posiciones establecidas.

**Figura 4. 13** Control diseñado para la silla de ruedas





Entonces se plantea elaborar un control que tenga la capacidad de cambiar de las posiciones principales camilla y silla con solo oprimir un botón (Amarillo o Azul). Y que además pueda cambiar de posición gradualmente (Botones negros). Partiendo de la anterior premisa, para el primer caso se propone un controlador tipo PID, y para el segundo un control manual.

### **4.5.1 Control PID**

Para el controlador PID, se propone que el sistema debe de tener un comportamiento de lazo cerrado, según lo desarrollado en el capítulo 2. La entrada o también conocida como referencia para este sistema está dada por 2 set point uno para posición camilla y otro para posición silla, dicha entrada puede tener un valor que va del 0 a 256, de modo digital y analógicamente de 0 a 5V. El controlador o acción de control está dado por el microcontrolador PIC 16F887, este evalúa los datos que recibe y en base a su algoritmo genera y envía una señal de control capaz de modificar el sistema.

La planta es representada por el actuador lineal y es el elemento el cual se desea controlar, recibe la señal de control y cambia gradualmente hasta llegar a los parámetros deseados, en este caso la posición. En la sección de anexos, se hace un planteamiento de tal planta, para el cálculo del controlador PID. La retroalimentación del sistema la proporciona el potenciómetro acoplado en el actuador lineal. Este potenciómetro entrega un valor de medida que va de 0 a 256 para el caso digital, o de 0 a 5V analógicamente. El valor de este potenciómetro está directamente relacionado con la posición que tiene el actuador lineal.

### **4.5.2 Funcionamiento del controlador PID**

Se activa el sistema y se inicia la comparación entre el valor de la retroalimentación y el valor del set point, tal diferencia en caso de haberla se le conoce como error, más adelante dicho error entra al control y en base a las constantes Proporcional, Integral y Derivativo, se genera una señal de control, la cual mueve al actuador lineal hasta la posición deseada; en donde se mantiene. En caso de haber un cambio la retroalimentación indicara la nueva posición del mecanismo. Dado el desconocimiento que se tiene de la dinámica del sistema, se propone utilizar los parámetros de un motor parecido, con el fin

aproximar un modelo matemático del actuador lineal, y en base en este modelo calcular las constantes proporcional, derivativa e integral para el controlador PID.

Se tiene que una función de transferencia correspondiente al motor de corriente directa es:

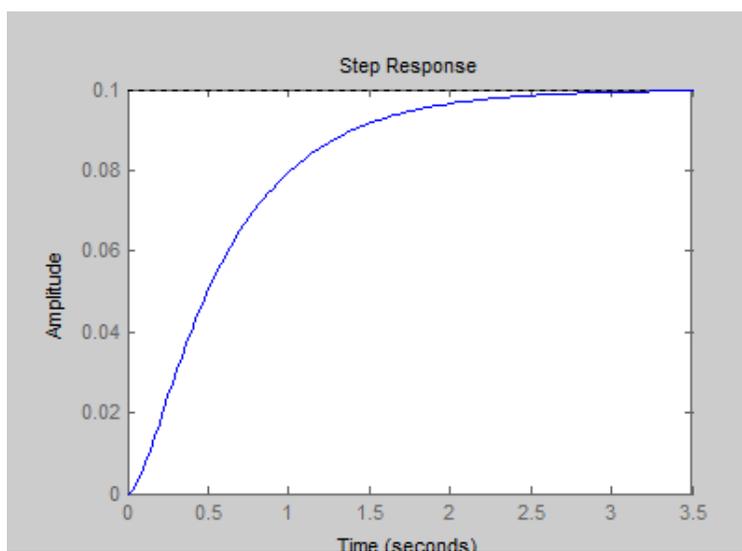
$$G(S) = \frac{K}{(LJ)s^2 + (LB + RJ)s + (RB + K^2)} \quad (4.1)$$

Se propone que los parámetros para el motor sean  $J=0.01$ ,  $b=0.1$ ,  $K=0.01$ ,  $R=1$ ,  $L=0.56$ . Se sustituyen los valores propuestos y se tiene que la función de transferencia del motor queda de la siguiente manera:

$$G(S) = \frac{0.01}{0.0056s^2 + 0.066s + 0.1001} \quad (4.2)$$

Para calcular el controlador PID se propone calcularlo mediante el método de lazo abierto de Ziegler-Nichols, para esto se hace una prueba a lazo abierto con esta función de transferencia para comprobar cómo se comporta el sistema y si es viable calcular los controladores por este método. Esta comprobación se realiza a través de Matlab®.

**Figura 4.14** Respuesta en lazo abierto para una entrada escalón



De esta respuesta se deduce que es viable calcular el controlador PID por medio del metodo anteriormente propuesto. Para realizar este procedimiento de lazo abierto de Ziegler-Nichols es necesario aproximar otra funcion de transferencia de primer orden mas tiempo muerto (POMT).

$$G(s) = \frac{Ke^{-t_0s}}{\tau s + 1} \quad (4.3)$$

Formulas:

$$y(t_1) = 0.283KA \quad (4.4)$$

$$y(t_2) = 0.632KA \quad (4.5)$$

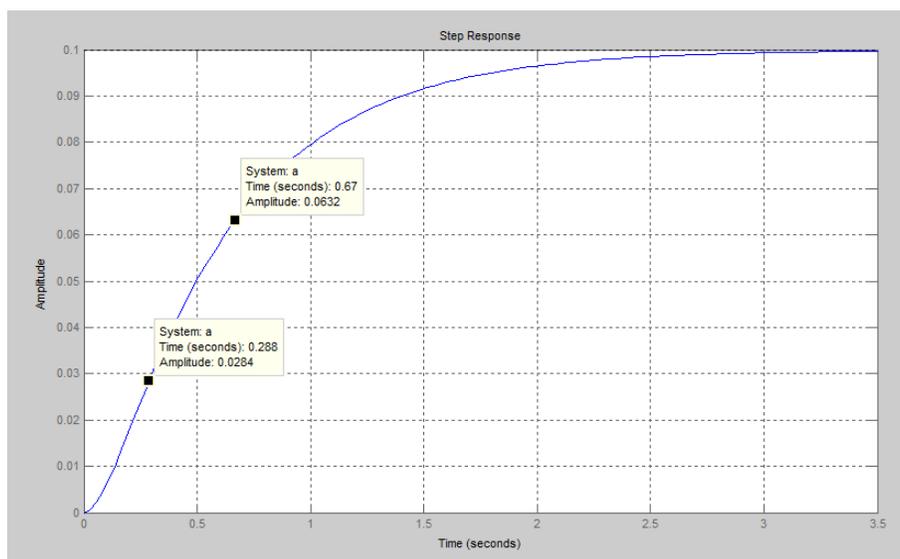
Si  $K=1$  y  $A=0.01$

$$y(t_1) = 0.283(1)(0.01) = 0.0283 \quad (4.6)$$

$$y(t_2) = 0.632(1)(0.01) = 0.0632 \quad (4.7)$$

Buscando esas magnitudes en la respuesta figura 4.15 para obtener  $t_1$  y  $t_2$

**Figura 4.15** Respuesta a lazo abierto señalando las magnitudes para encontrar  $t_1$  y  $t_2$



De la ilustración anterior se sabe que:

$$t_1 = 0.287 \tag{4.8}$$

$$t_2 = 0.671 \tag{4.9}$$

Calculo de  $\tau$  y  $t_0$

$$\tau = \frac{3}{2}(t_2 - t_1) = \frac{3}{2}(0.671 - 0.287) = 0.576 \tag{4.10}$$

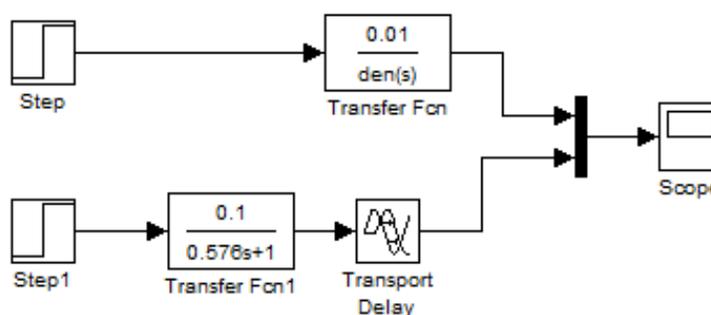
$$t_0 = t_2 - \tau = 0.671 - 0.576 = 0.095 \tag{4.11}$$

Por lo tanto, se tiene que la nueva función de transferencia (POMTM) es:

$$G(s) = \frac{0.1e^{-0.095s}}{0.576s + 1} \tag{4.12}$$

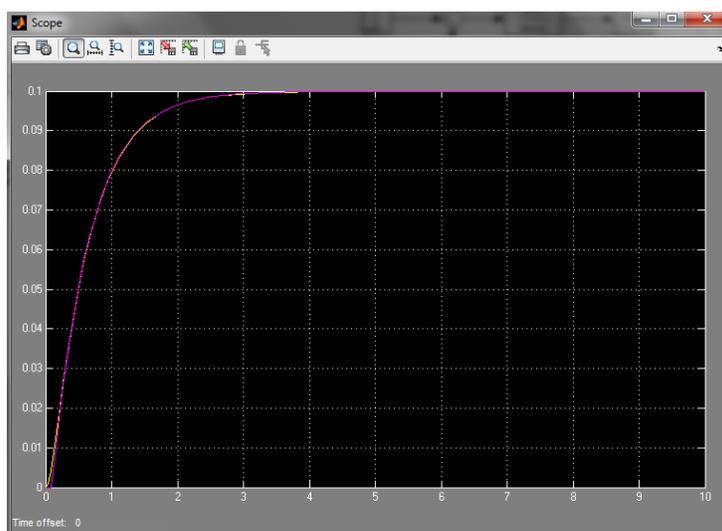
Para comprobar que son iguales se elaboró la comprobación en SIMULINK

**Figura 4.16** Sistema en Simulink® de comprobación



En la anterior figura se muestran dos sistemas a lazo abierto con el objetivo de corroborar que las salidas de los dos sistemas cuando son excitados por un escalón unitario son iguales. En la parte de arriba se tiene la función de transferencia original y en la parte de abajo es la que se calculó (POMTM). A continuación, la respuesta de ambos sistemas.

**Figura 4.17** Respuesta de ambos sistemas



Ya que se corrobora que la función de transferencia de POMTM cumple como un sistema de primer orden de la siguiente tabla se sabe que:

**Tabla 4.9** Ganancias de los diferentes controladores

Tipo de controlador	$K_c$	$\tau_i$	$\tau_d$
<b>P</b>	$\frac{\tau}{t_0 K}$	---	---
<b>PI</b>	$\frac{0.9\tau}{t_0 K}$	$3.33 t_0$	---
<b>PID</b>	$\frac{1.2\tau}{t_0 K}$	$2 t_0$	$0.5 t_0$

Control PID:

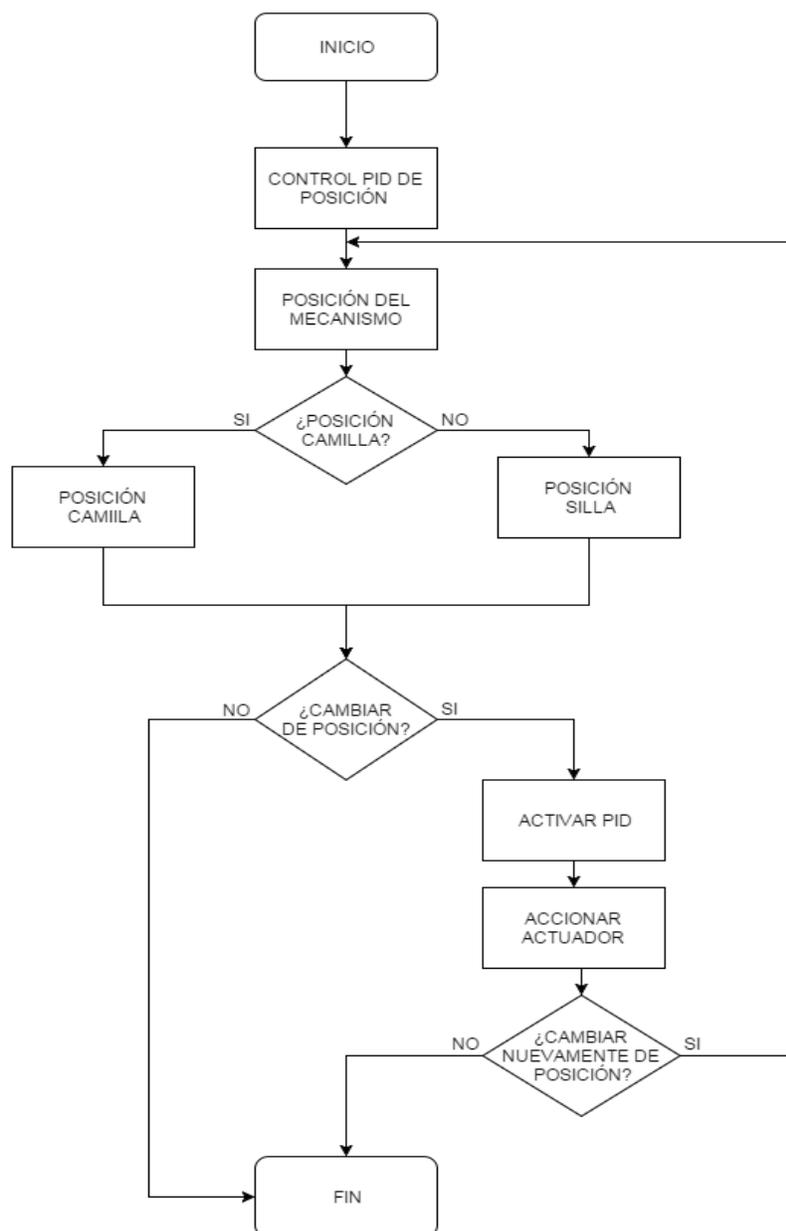
$$K_c = \frac{1.2\tau}{K t_0} = \frac{(1.2)(0.576)}{(0.1)(0.095)} = 72.75 \tag{4.13}$$

$$\tau_i = 2(t_o) = 2(0.095) = 0.19 \tag{4.14}$$

$$\tau_d = 0.5(t_o) = 0.5(0.095) = 0.0475 \tag{4.15}$$

Estas son las constantes con las que se programara el código del PID para el control del actuador. En la figura de 4.18 se muestra el diagrama de flujo de la estructura general de control.

**Figura 4. 18** Diagrama de flujo del código de programación



En base al anterior diagrama de flujo se desarrolló el programa de control PID dentro del entorno de MPLABX, en el cual se programó en lenguaje C. Dicho programa se encuentra en la parte de anexos.

### 4.6 Control Manual

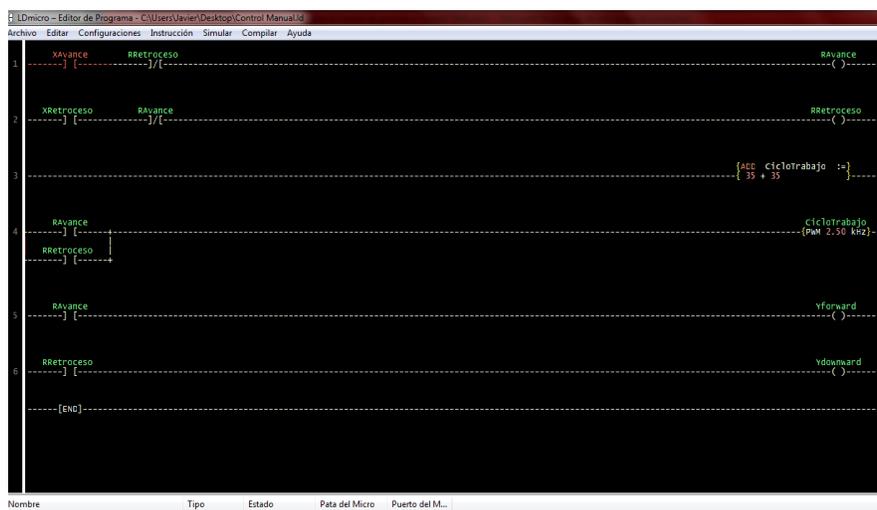
Este tipo de control se implementa con el fin de que los pacientes afectados por la cuadriplejia tengan una mayor gama de opciones sobre la posición en la que se encuentra la silla y no solo estar limitados a 2 posiciones como con el control anterior. El funcionamiento de este tipo de control consiste en que la silla se mueve conforme el paciente lo requiere, es realmente donde se encuentra la multiposición. Para esta aplicación del control manual, desde el punto de control, se puede visualizar como un sistema de lazo abierto, el cual explica que la salida del sistema depende de la entrada aplicada al mismo, y es eso precisamente lo que ocurre con el controlador propuesto.

Para la implementación de dicho controlador se emplea al igual que en el control PID un microcontrolador microchip PIC16F887, con la diferencia de que ahora en lugar de programar en lenguaje C, se utiliza el software LD-Micro para poder programar en lenguaje escalera.

#### 4.6.1 Funcionamiento del programa realizado en LD-Micro.

En la primera línea se tiene un contacto llamado “XAvance”, cuando se oprime, este activa una bobina interna “RAvance”. A su vez “RAvance” activa dos contactos internos con el mismo nombre, para activar la salida del PWM y una salida del PIC (Yforward), respectivamente.

Figura 4.19 Diagrama es calera para el control manual del actuador

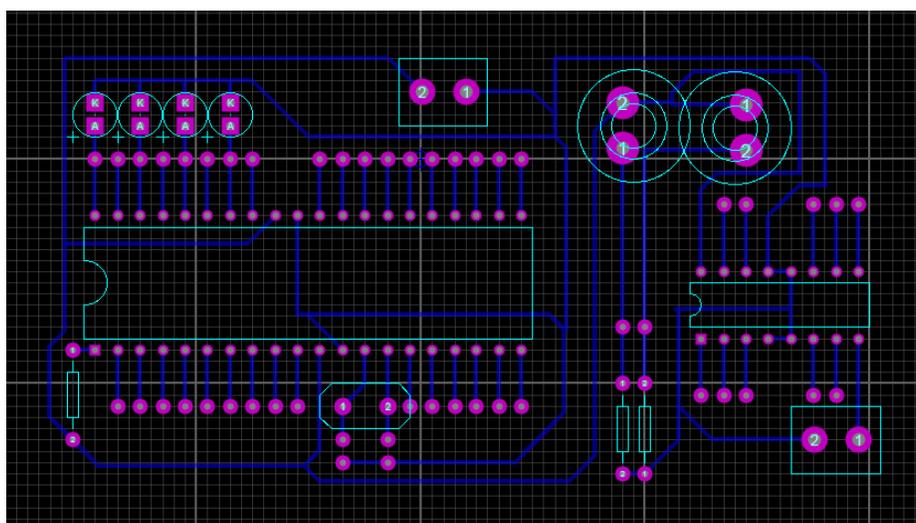




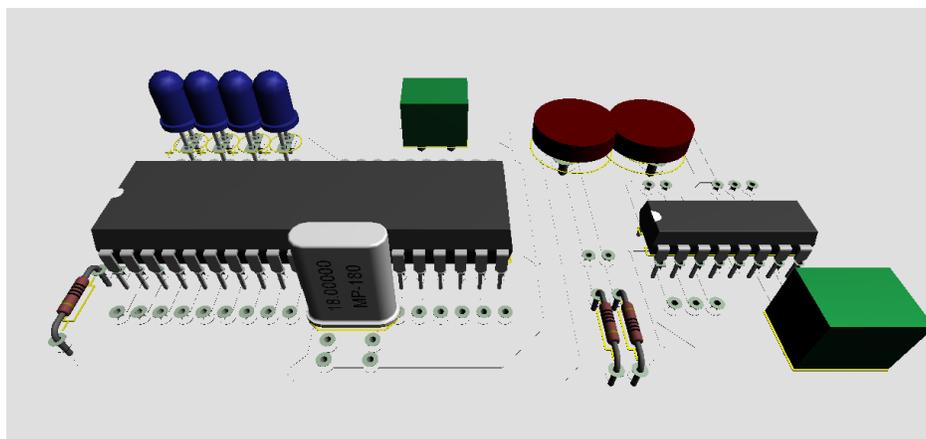
En la figura anterior se presenta la simulación en el software PROTEUS® del circuito de control y potencia, propuesto para esta aplicación. Después de realizar el programa en simulación se deben pruebas físicas, para comprobar funcionamiento y prevenir las posibles fallas que puedan presentarse. Sobre todo, antes de pasar los circuitos a PCB. Para el diseño del PBC, se utiliza la herramienta ARES, que se encuentra en la barra de herramientas de la aplicación Proteus®, que permite obtener circuitos impresos fácilmente.

A continuación, se presenta el diseño elaborado para la placa PCB.

**Figura 4.21** Diseño PCB Circuitos de Control



**Figura 4. 22** Visualización 3D de la placa PCB



En este diseño se propone la utilización de headers para el fácil conexionado entre los dispositivos, y principalmente en caso de que hubiera algún cambio en el programa, el PCB se pueda adaptar a ese cambio, sin necesidad de cambiar toda la placa.

**Figura 4. 23** Actuador empleado en el diseño de la silla de ruedas



#### **4.7 Sistema de Electroestimulación Nervioso Transcutaneo (TENS)**

El Electroestimulador Nervioso Transcutaneo, es un sistema que se utiliza principalmente para el tratamiento de dolor agudo o crónico en forma aislada, aunque puede ser empleada en afecciones no dolorosas. El efecto que se logra en un tejido al brindar este tratamiento está en función de la intensidad de corriente, de la tensión, de la frecuencia, la forma de onda y duración del paso de la corriente. Dependiendo de estas variables se puede obtener resultados analgésicos muy buenos estimulando a nivel sensitivo, motor o dando un efecto térmico confortable (CNETS, 2005).

##### **4.7.1 Principio de funcionamiento**

Al aplicar una forma de corriente eléctrica a baja frecuencia, a las terminales nerviosas de la piel. Se provoca que este corriente viaje hacia el cerebro a lo largo de las fibras nerviosas tipo A (gruesas), y estas fibras pasan a través de un segmento de la medula espinal (Célula T implicadas en la transmisión nerviosa). Este segmento sirve como una unión de transmisión para las fibras nerviosas que llevan la sensación de dolor hacia el Tálamo que es el centro de dolor del cerebro.



Las fibras C (delgadas) son las fibras que conducen el dolor, estas viajan con mayor lentitud en comparación con las fibras A, la señal a lo largo de las fibras A normalmente alcanzan al cerebro antes que la transmisión por las fibras C. Ambas fibras y sus transmisiones respectivas deben pasar a través de la misma células T en la medula espinal, consideradas como una puerta por la cual deben pasar las señales. Debido al mayor número presente en el sistema y a la velocidad rápida de transmisión de las fibras A, pueden bloquear la llegada de la transmisión por parte de las fibras lentas C. Una señal de dolor puede bloquearse de forma eficaz mediante el mecanismo de puerta en el interior de la célula T (Terapia física, 2015).

### 4.7.2 Parámetros de aplicación del TENS

Para la aplicación del TENS y brindar un tratamiento adecuado es necesario controlar la intensidad de la corriente suministrada para obtener el alivio del dolor. El paciente debe sentir hormigueo constante, debe ser agradable durante la duración del tratamiento. Para ello hay que modular la intensidad de los pulsos durante la sección, de lo contrario la estimulación eléctrica no será la adecuada. Para la aplicación de diferentes frecuencias se debe tener en cuenta los criterios que aparecen en la tabla 4.12.

**Tabla 4.10** Aplicación a diferentes frecuencias del TENS (Fisioterapia para todos, 2015)

Frecuencia	Efecto
<b>Altas frecuencias (80 a 150Hz)</b>	El efecto es de inmediato, el dolor disminuye significativamente después de aproximadamente 10 -20 minutos de aplicación.
<b>Frecuencias medias (40 a 60Hz),</b>	Se tarda unos 30-40 minutos para llegar al alivio del dolor, pero el efecto analgésico dura varias horas.
<b>Frecuencias bajas (2 a 20Hz)</b>	El tiempo del tratamiento es mayor, alrededor de 60 a 80 minutos para aliviar el dolor, pero el efecto analgésico será mucho más duradero. En estas frecuencias se estimula al cuerpo a liberar neurolépticos (endorfinas son sustancias similares a la morfina).



## CAPÍTULO 4 DISEÑO A DETALLE DEL PROTOTIPO

En la actualidad se han realizado numerosos estudios sobre los efectos de la corriente eléctrica a través del cuerpo humano y se ha establecido bajo norma los umbrales máximos de corriente tanto directa como alterna que se pueden utilizar sin provocar daño (Fisioterapia para todos, 2015).

Generalmente la señal de pulsos de corriente puede ser de 1mA hasta 120mA de intensidad, una frecuencia de trabajo de 1 a 250 Hz y la duración del pulso puede ir de 50 a 400 $\mu$ s (CNETS, 2005).

### 4.7.3 Aplicaciones del TENS

En la tabla 4.13 se enlistan los casos en los que se ha implementado el tratamiento para el dolor, siendo importante recalcar que solo se debe recurrir en la mayoría de los casos descritos en la tabla bajo prescripción médica.

**Tabla 4.11** Casos en los que se ha utilizado el TENS (CNETS, 2005)

Aplicación del TENS	
1) Artritis reumatoide	16) Post-colecistectomía
2) Osteoartritis	17) Lesiones perineales abiertas
3) Dismenorrea	18) Inestabilidad idiopática del musculo detrusor
4) Post-cirugía abdominal	19) Sobreactividad del musculo detrusor
5) Post-cirugía de tórax	20) Distonia post-trauma cervical
6) Dolor crónico resultado de varios desordenes	21) Dolor en labor y post- labor de parto
7) Post-terapia neurológica	22) Angina de pecho inestable
8) Dolor parapléjico	23) Post-fracturas múltiples de costilla
9) Neuropatías periféricas	24) Dolor cervical
10) Neuralgia trigeminal	25) Dolor post-traumático agudo
11) Dolor branquial del plexo	26) Dolor atrófico de Sudeck
12) Post-amputación	27) Distrofia simpática refleja
13) Post-cirugía ortopédica	28) Disfunción de miembro superior post- accidente cerebro vascular
14) Post-reemplazo total de articulación	29) Espasticidad post-accidente cerebrovascular
15) Post-cirugía espinal	

Para la aplicación del tratamiento al paciente, pueden emplearse electrodos desechables o no desechables que se conectan al TENS. Un electrodo (ver figura 4.24), es usado para detectar potenciales de origen biológico o transmitir energía eléctrica como en el caso de los electroestimuladores. La sensibilidad del paciente al paso de la corriente



cambia dependiendo del grado de humedad en la piel, la temperatura, el tipo de piel, duración del paso de corriente, de la superficie de contacto y de la presión del contacto, por esto, es importante delimitar el tamaño y tipos de electrodos dependiendo de la zona del cuerpo a tratar y del paciente.

**Figura 4.24** Electrodo auto adherible (Terapia digital, 2015)



#### 4.7.4 Circuito TENS

Para poder describir el funcionamiento del circuito TENS es necesario establecer ciertos conceptos. En la tabla 4.14 se enlistan los conceptos mencionados en la descripción del circuito TENS.

**Tabla 4. 12** Lista de conceptos útiles para la descripción de circuito TENS (Electrónica Unicrom, et al.)

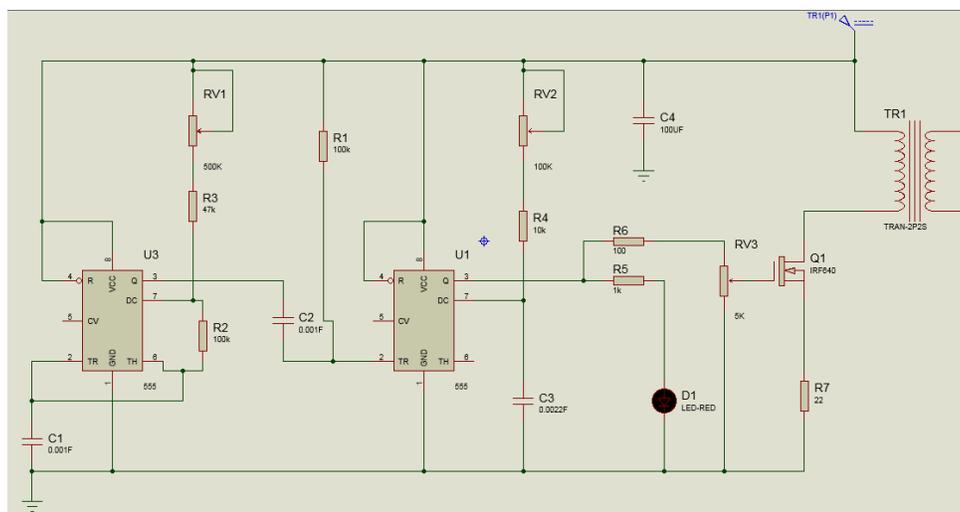
Concepto	Descripción
Circuito Integrado 555	El dispositivo 555 es un circuito integrado muy estable cuya función primordial es la de producir pulsos de temporización con gran precisión y que, además, puede funcionar como oscilador (ANEXO A).
Modo de funcionamiento Astable de un circuito integrado 555.	El termino astable se refiere a que ambos estados lógicos (alto y bajo) oscilan durante un tiempo t. Este tipo de funcionamiento se caracteriza por una salida con forma de onda cuadrada continua de ancho predefinido por el diseñador del circuito.

Potenciómetro	Un potenciómetro es un componente electrónico similar a los resistores, pero cuyo valor de resistencia en vez de ser fijo es variable, permitiendo controlar la intensidad de corriente a lo largo de un circuito conectándolo en paralelo o la caída de tensión conectándolo en serie.
Ciclo de trabajo	El ciclo de trabajo se define como el tiempo en que la señal permanece en un nivel alto y bajo.
Frecuencia	La frecuencia es una magnitud que mide el número de repeticiones por unida de tiempo de cualquier suceso periódico.
Transistor efecto campo tipo MOSFET (IRF640)	Los MOSFET son dispositivos de efecto campo que utilizan un campo eléctrico para crear un canal de conducción. Los IRF640 se aplican en moduladores de ancho de pulso (PWM) y una gran variedad de aplicaciones en el campo de la electrónica.

#### 4.7.5 Funcionamiento del circuito TENS en Proteus®

El circuito que se muestra en la figura 4.25 ilustra cada uno de los componentes que se utilizan para la elaboración de un sistema de Electroestimulación Nerviosa Transcutanea (TENS).

Figura 4.25 Circuito TENS



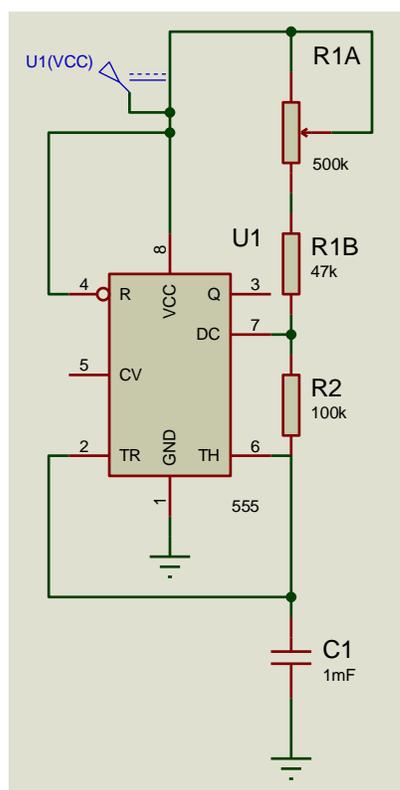
El circuito está conformado por dos circuitos integrados 555, donde el primer 555 está configurado de modo estable y el segundo de manera monoestable, en el primer

integrado por medio del arreglo entre RV1 (potenciómetro) y R3 se varia la frecuencia de la señal, esta a su vez funciona como entrada del segundo 555, pero antes pasa por el filtro RC, para depurar algún ruido, ya en el segundo 555 el arreglo entre RV2 y R4 varían el ciclo de trabajo (duty cycle) de la señal. Hasta este punto se tiene una señal cuadrada con frecuencia y ciclo de trabajo variables. A la salida esta señal se conecta a un transistor de efecto de campo tipo MOSFET (IRF640), el cual tiene la función de proporcionarle la energía necesaria al devanado primario del transformador, una vez ahí el transformador funciona como elevador de tensión de 12V a 120V, y por ultimo a la salida del transformador se conectan los electrodos.

### 4.7.6 Calculo de frecuencia y ciclo de trabajo del circuito TENS

El circuito integrado 555 se deben de conectar como oscilador, es decir de manera estable, de esta forma se obtiene a la salida del 555 un pulso del cual se puede controlar la frecuencia. La conexión del circuito integrado 555 en modo astable se ilustra en la figura 4.26.

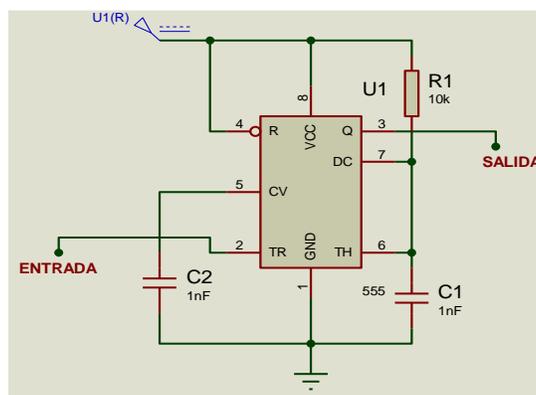
**Figura 4.26** Conexión astable del circuito integrado 555



La salida obtenida del circuito astable se manda al pin de disparo del siguiente 555, donde este último se encuentra conectado de forma monostable, de esta manera es como se puede controlar el ciclo de trabajo.

La conexión del circuito integrado 555 en modo monostable se ilustra en la figura 4.26.

**Figura 4.27** Conexión monostable del circuito integrado 555



Para poder calcular la frecuencia y el ciclo de trabajo se toman 3 muestras del potenciómetro, a 100%, 50% y 0%.

Frecuencia:

$$f = \frac{1}{T} \quad (4.16)$$

Dónde:

$$T = t_1 + t_2 \quad (4.17)$$

Entonces sí:

$$T = (0.693 * R_2 * C) + (0.693 * C * (R_1 + R_2)) \quad \therefore \quad (4.18)$$

$$f = \frac{1}{0.693 * C * (R_1 + 2R_2)}$$



Potenciómetro a 100%

$$f = \frac{1}{0.693 * C * (547kohm + (2 * 100kohm))} = 1.931 \text{ mHz} \quad (4.19)$$

Potenciómetro a 50%

$$f = \frac{1}{0.693 * C * (297kohm + (2 * 100kohm))} = 2.903 \text{ mHz} \quad (4.20)$$

Potenciómetro a 0%

$$f = \frac{1}{0.693 * C * (47kohm + (2 * 100kohm))} = 5.842 \text{ mHz} \quad (4.21)$$

Ciclo de trabajo.

$$D = \frac{R_1 + R_2}{(R_1 + (2 * R_2))} * 100 \quad (4.22)$$

Potenciómetro a 100%

$$D = \frac{547kohm + 100kohm}{(547kohm + (2 * 100kohm))} * 100 = 86.6131\% \quad (4.23)$$

Potenciómetro a 50%

$$D = \frac{297kohm + 100kohm}{(297kohm + (2 * 100kohm))} * 100 = 79.87\% \quad (4.24)$$

Potenciómetro a 0%

$$D = \frac{47kohm + 100kohm}{(47kohm + (2 * 100kohm))} * 100 = 59.51\% \quad (4.25)$$



## CAPÍTULO 4 DISEÑO A DETALLE DEL PROTOTIPO

---

Para poder controlar la frecuencia, sin que esta afecte directamente al ciclo de trabajo, se es necesario conecta la salida del primer oscilador a la entrada del segundo, dado que de esta manera quedan aisladas una función de otra, en la figura 4.25 se puede ver, cómo es que con el potenciómetro de 500kohm, se puede varear la frecuencia y con el potenciómetro de 100kohm se puede varear el ciclo de trabajo, denotando que este último ya está conectado al segundo 555.

### 4.8 Batería a utilizar en el diseño de la silla de ruedas

Para determinar qué tipo de batería ocupar, se hizo uso de los siguientes cálculos, se toman en cuenta datos recolectados de las hojas de datos ubicadas en la sección de anexos.

La corriente total:

$$I_T = I_{Actuador1} + I_{Actuador2} + I_{TENS} + I_{Control} \quad (4.26)$$

$$I_T = 1.62A$$

Tiempo de uso:

$$T = 12 \text{ hrs} \quad (4.27)$$

Para obtener la corriente por hora:

$$I * T \quad \therefore \quad 1.62 A * 12 \text{ hrs} = 19.44 \text{ Ahrs} \quad (4.28)$$

Como se va a ocupar una batería de plomo acido, se requiere respaldar por un factor que le beneficie a su rendimiento, por lo que se le aumentara un 80%.

$$\frac{19.44 \text{ Ahrs}}{0.8} = 24.3 \text{ Ah} \quad (4.29)$$

Por lo tanto, se puede plantear que la batería necesaria es de 12V a 24.3 Ahr, de esta manera se puede asegurar el rendimiento y la autonomía de la silla por un promedio de 12 hrs.





### 4.9 Sumario

Dentro de este capítulo se hace la selección de los componentes que integran a la silla de ruedas. Se toman en cuenta:

- Diseño total de la silla
- Control del actuador
- Circuito TENS

Con respecto al diseño total de la silla de ruedas, se hacen consideraciones para la ergonomía, abarcando base del asiento, diseño del reposapiés, respaldo, y todas las partes que integran a la silla de ruedas, dando paso a la selección de estas las cuales se engloban en la tabla 4.8.

Para el control de posiciones de la silla de ruedas, se diseñaron dos controladores (manual y automático), con el fin de facilitar la operación de la silla.

Primeramente, se realizó una descripción de los dispositivos a emplear, para después entrar en el diseño de los controladores, en primera instancia el controlador PID, su diseño consistió en estimar una función de transferencia (sección 4.5.2) y para tal función de transferencia calcular las variables del controlador PID (ecuaciones 4.13, 4.14 y 4.15). Se elaboró un diagrama de flujo con el fin de facilitar la programación del microcontrolador (figura 4.18). Para el control manual se presenta el código empleado en LDMicro (figura 4.19), ya que tal control se realiza en programación de tipo escalera.

Más adelante se presentan las simulaciones en Proteus<sup>®</sup> de los circuitos a emplear para que dichos controladores operen correctamente (4.6.2)

Con respecta al sistema de Electroestimulación Nerviosa Trascutanea (TENS), se implementó un sistema que consiste en inducir impulsos eléctricos a baja frecuencia, con la característica de que esta se puede modular, al igual que el ciclo de trabajo, la forma de realizar lo antes mencionado es a base de un circuito astable y monostable que aparecen en la sección 4.7.6.

# **Capítulo 5**

## **Propuesta Económica de Fabricación del Prototipo**

En este numeral se exponen los costos presupuestados para la construcción de un prototipo.



### 5.1 Propuesta Económica de Fabricación del Prototipo

El material propuesto en el diseño de la silla de ruedas de múltiples posturas, es fabricado y comercializado por distintas empresas, es por ello que, para la obtención del presupuesto final, la propuesta económica se divide en 4 tablas según su orientación de uso.

En la tabla 5.1 se presentan los costos generados por los materiales que influirían a la manufactura primaria de la silla de rueda.

**Tabla 5.1** Costos generados por materiales de manufactura

Código de producto	Cantidad	Descripción	Valor unitario MN	Valor total
<b>22064</b>	1	Tubular redondo de aluminio aleación 6063 T-5 con un diámetro de 0.5 in con un grosos de pared de 0.049 in	\$731.00	\$731.00
<b>1008</b>	1	Solera de aluminio aleación 6063 T-5 con medidas de 3/16 x 1 pulgadas	\$612.00	\$612.00
<b>RINMIL1048</b>	2	Rin rodada 24X1.75 aluminio azul 36B acero doble pared J25C MEGA43 MILENIUM	\$120.00	\$240.00
<b>BLVIT0020</b>	2	Llanta tubular junior R24 x 1 3/8.Kevlar completo verde/negro VITTORIA	\$175.00	\$350.00
<b>WCCTPR017</b>	2	Ruedas delanteras para silla de ruedas Konfort Standard durables en poliuretano que proporcionan buena amortiguación, para mayor comodidad, estabilidad y seguridad.	\$260.00	\$520.00
	1	Otros materiales complementarios	\$1000.00	\$1000.00
<b>SUBTOTAL</b>				<b>\$3153.00</b>

Para la tabla 5.2 se integran materiales los cuales son requeridos para la elaboración de la electrónica propuesta en el diseño.





**Tabla 5.2** Costos derivados de la Electrónica

Cantidad	Descripción	Valor unitario	Valor total
2	Batería recargable Li-Ion 12V 9000mAh YSD12900 larga duración con cargador	\$980.00	\$1960.00
2	Actuador lineal de 12V de 8 pulgadas de carrera, con un peso máximo de hasta 50 kg y a una velocidad de 0.5 in/s	\$3890.00	\$7780.00
2	Microcontrolador PIC 16887f	\$75.00	\$150.00
1	Transformador 12V-120V	\$100.00	\$100.00
1	Circuito integrado L293D	\$50.00	\$50.00
1	M IRF640	\$30.00	\$30.00
1	Programados PICKIT 2	\$350.00	\$350.00
1	Otros materiales complementarios	\$300.00	\$300.00
<b>Subtotal</b>			<b>\$10720.00</b>

En el presupuesto asignado para la tabla 5.3, se verán reflejados los cotos destinados a la ergonomía y estética para la presentación formal de la silla de ruedas.

**Tabla 5.3** Costos de ergonomía

Cantidad	Descripción	Valor unitario	Valor total
2(metros)	Poliéster hilado variedad en colores de 1.15 de ancho	\$476.38 (por metro)	\$952.76
1	Espumas DRY base de densidad D-25 con medidas de 150x90x20	\$311.00	\$311.00





<b>1(Litro)</b>	Pintura para partes metálicas	\$150.00 (por litro)	\$150.00
<b>1</b>	Otros materiales complementarios	\$500.00	\$500.00
<b>SUBTOTAL</b>			\$1913.76

Para la manufactura del diseño propuesto, se es necesario emplear mano de obra calificada (de nivel técnico e ingeniería), para desempeñar labores de acuerdo a sus aptitudes, en la tabla 5.4 se desglosa costo por hora-hombre del personal.

**Tabla 5.4** Costos de mano de obra

Cantidad	Descripción	Valor unitario	Valor total
<b>10 (horas)</b>	Mano de obra de ingeniería, hora-hombre	\$876.75	\$8767.50
<b>4 (horas)</b>	Mano de obra técnica hora-hombre	\$467.60	\$1870.40
<b>Subtotal</b>			10637.90

Al presupuesto final se le debe de agregar un 16% más a causa del Impuesto al Valor Agregado (IVA), se muestra en la tabla 5.5

**Tabla 5.5** Costos finales

Concepto	Costo
<b>Costos primarios</b>	\$3153.00
<b>Costos sobre electrónica</b>	\$10720.00
<b>Costos de ergonomía y presentación</b>	\$1913.76



<b>Costos mano de obra</b>	\$10637.90
<b>Subtotal</b>	\$26424.76
<b>I.V.A.</b>	\$4227.94
<b>Total</b>	\$30692.70

Este presupuesto es para la realización de un prototipo del diseño de la Silla de ruedas de cambios posturales y posiciones básicos para personas cuádruplégicas, su realización en serie tendrá que requerir de un estudio de mercado y presupuesto nuevo que se adapte a nuevas condiciones.

## 5.2 Sumario

En esta sección se establecen los costos para la realización de un prototipo en base a precios establecidos en el mercado nacional.

# Capítulo 6

## Análisis de Resultados

En este numeral se muestran los resultados obtenidos por parte del diseño mecánico, electrónico y de control de la silla de ruedas de cambios posturales y posiciones básicas para personas cuadripléjicas.

### 6.1 Análisis de resultados

Para llevar a cabo el análisis de resultados de lo que se obtuvo mediante los cálculos y simulaciones, es necesario hacer uso de herramientas que ayuden a crear una simulación, de los componentes de la silla de cambios posturales y posiciones básicas para personas cuádrupléjicas, y de igual forma se deben utilizar dispositivos para poner a prueba los circuitos de control y el circuito de electroestimulación nerviosa que son implementados en el diseño de la silla.

Las pruebas y simulaciones se realizaron en tres partes:

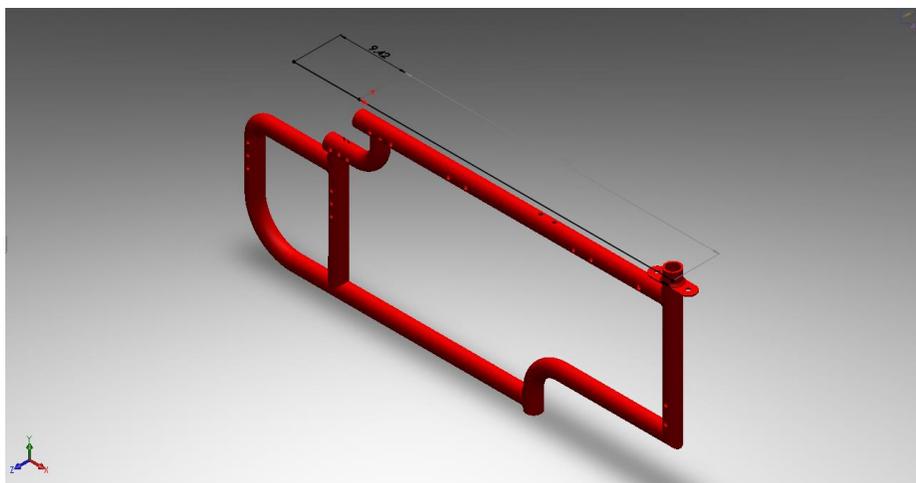
- Diseño de la silla de ruedas
- Prueba del circuito de control de la silla de ruedas
- Prueba del Sistema de Electroestimulación Nerviosa Transcutanea (TENS)

Con estas pruebas se puede tener una idea más clara del funcionamiento de la silla de ruedas y de los elementos que la conforman.

### 6.2 Diseño Total de la Silla de Ruedas

A partir de los cálculos del centro de gravedad (CDG) obtenidos en el capítulo 3 (ver sección 3.2). Se plantea realizar la base de la silla de ruedas de tal manera que el punto de equilibrio del cuerpo humano en posición camilla (ver figura 3.5), pueda recaer sobre la rueda trasera y así brindar mayor estabilidad al ocupante. La base del prototipo se muestra en la figura 6.1.

**Figura 6.1** Base de la silla de ruedas



Según el análisis de la sección 3.3 (capítulo 3), para realizar el movimiento del mecanismo articulado de cuatro barras se necesitan tres secciones plegables que permitan al prototipo pasar de una posición a otra (ver figura 3.5). La figura 6.2, muestra las tres secciones plegables de la silla de ruedas, que se pueden definir como el respaldo, asiento y reposapiés de la silla de ruedas.

**Figura 6.2** Secciones plegables de la silla de ruedas

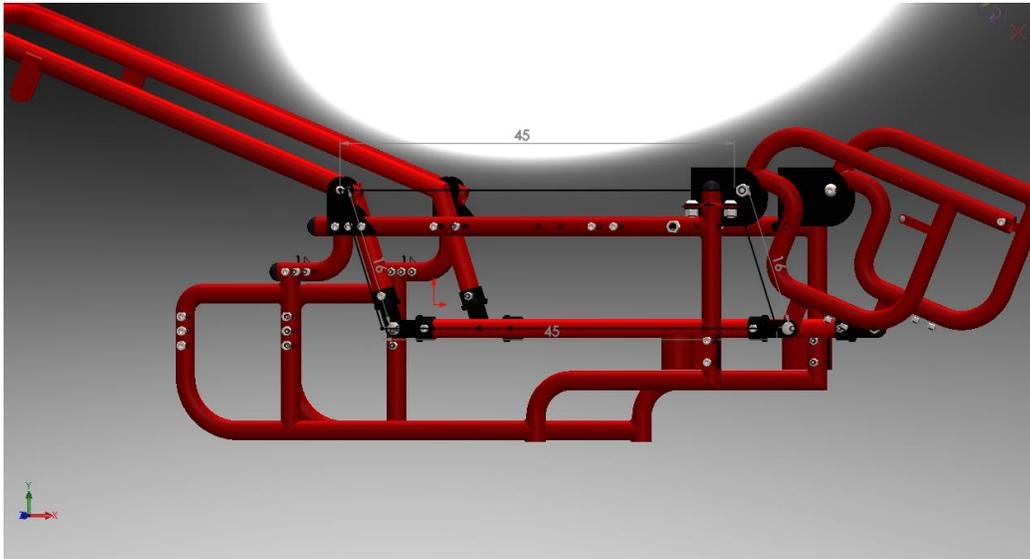


La sección 3.3 (capítulo 3) muestra el análisis de la elección de las medidas del mecanismo. En la figura 3.10 se muestran las dimensiones propuestas para poder realizar el movimiento de silla a camilla. El dibujo de las dimensiones de las dimensiones propuestas realizado a través de la herramienta de diseño Solidworks<sup>®</sup>, se muestra en la figura 6.3. es una plataforma que brinda herramientas de software 3D completas para crear, simular, publicar diseños mecánicos. La facilidad de uso de Solidworks<sup>®</sup> permite a los ingenieros, diseñadores y profesionales de la tecnología centrarse en las ventajas que ofrece el diseño 3D (Solidworks<sup>®</sup>, 2015). El diseño mecánico del presente trabajo está desarrollado a través de esta herramienta de diseño 3D, pues ofrece grandes ventajas para la elaboración de mecanismo e implementación de materiales que brindan una gran versatilidad para la elaboración de diferentes dispositivos.

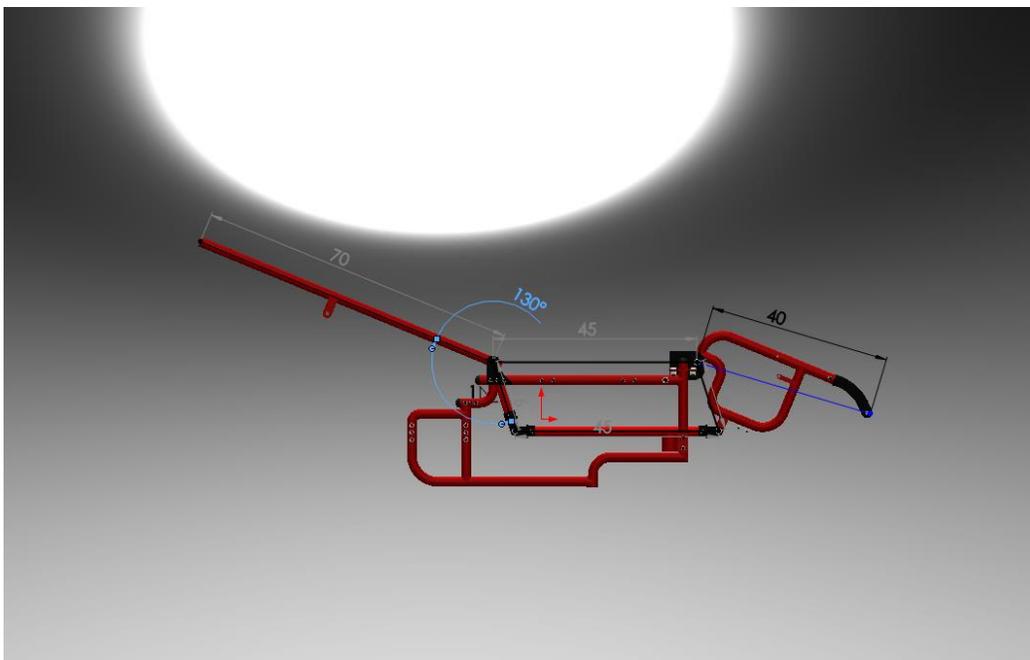
Para las dimensiones complementarias del mecanismo vistas en las secciones 3.3, se establece una barra conectada perpendicularmente al eslabón 1, a 130° de 70cm de longitud, y para el movimiento generado por el eslabón 3 se establece una barra de 40 cm, que serán las

medias del respaldo y reposapiés de la silla de ruedas (ver las figuras 3.11 y 3.12). Las medidas del respaldo y reposapiés se muestran en la figura 6.3.

**Figura 6.3** Dimensiones del mecanismo cuatro barras implementado en la silla de ruedas



**Figura 6.4** Medidas complementarias del mecanismo de cuatro barras

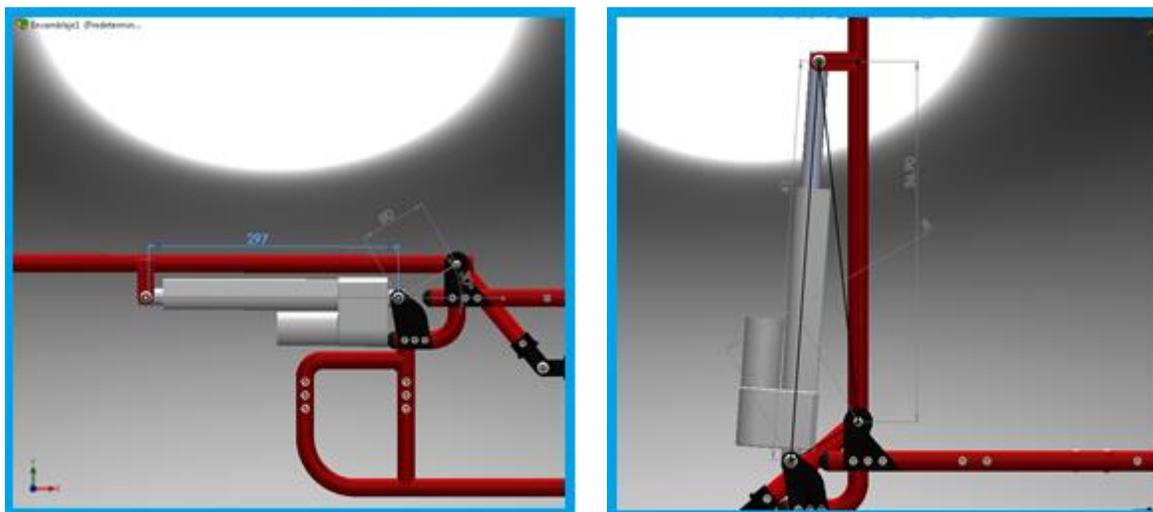


En el apartado 3.8 del capítulo 3, se presenta las medidas de la carrera que debe satisfacer el actuador lineal a emplear, estas medidas se muestran en la figura 3.26, y figura 3.25, para el análisis cuando la silla toma la forma de camilla.

La medida de la carrera que debe satisfacer el actuador, es un factor de gran importancia en el diseño del prototipo, pues de este dependerá que la silla tome una posición correcta, dado que la carrera máxima del actuador propuesto sobrepasa la posición a  $90^\circ$ . En este capítulo se delimita esta medida en el algoritmo de control del actuador. Para la medida de la carrera del actuador cuando la silla tome forma de camilla, debe ser la mínima, especificada en la hoja de datos del actuador (Anexo A).

En la figura 6.5 se muestra la medida del actuador en el prototipo diseñado, cuando esta toma forma de camilla y la medida del actuador en el prototipo diseñado, cuando esta toma forma de silla.

**Figura 6.5** Medidas del actuador en posición camilla y posición silla



A partir de estos se establece una simulación del movimiento que debe tomar la silla de ruedas diseñada en la herramienta computacional Solidworks<sup>®</sup>. Esta simulación permite saber si la trayectoria del mecanismo de cuatro barras definido en el capítulo 3 es la adecuada para que la silla de ruedas pueda tomar la posición de camilla, además de observar el desplazamiento que tiene el centro de gravedad cuando el cuerpo del ocupante está en estado de sedestación y cuando está totalmente acostado pues este factor es de suma importancia para la estabilidad que ofrecerá la silla de ruedas de cambios posturales y posiciones básicas para persona cuadripléjicas a el ocupante.

En la figura 6.6 se muestra el diseño final de la silla de ruedas de cambios posturales y posiciones básicas para personas cuadripléjicas.

**Figura 6.6** Diseño final de la silla de ruedas postura camilla



**Figura 6.7** Diseño final de la silla de ruedas postura silla de ruedas



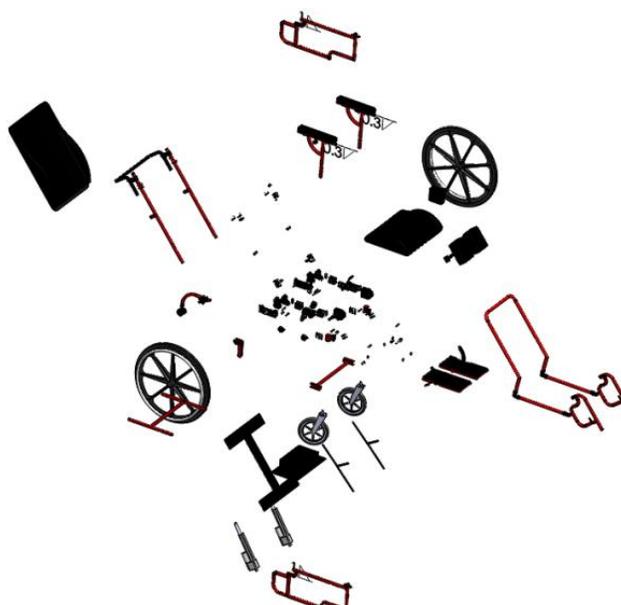
En la figura 6.8 se muestra el diseño de la silla de ruedas en una posición intermedia, que podría ser tomada por el usuario se así lo desea.

**Figura 6.8** Postura intermedia de la silla de ruedas



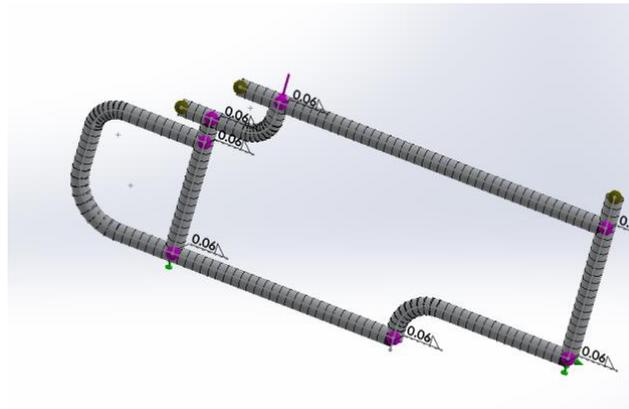
Todos los elementos que comprende la silla de ruedas se muestra en una vista explosionada, como aparecen en la figura 6.4.

**Figura 6.9** Vista explosionada de la silla de ruedas



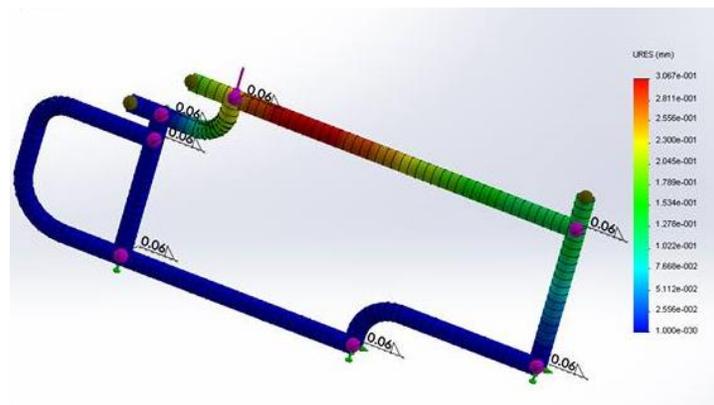
Para poder complementar el análisis estático que se realizó en el capítulo 3. Se llevó a cabo en el software Solidworks®, un análisis de diferentes esfuerzos que se pueden presentar en las piezas o en el conjunto de ellas. El primer análisis corresponde a la distribución de esfuerzo que recibe la base de la silla de ruedas cuando es sometida a una carga de 100 Kg establecida en la sección 3.1, que se muestra en el capítulo 3 (ver tabla 3.1) del presente trabajo. El proceso de mallado de la base se presenta en la figura 6.10.

**Figura 6.10** Mallado de la base de la silla de ruedas



Para poder realizar un estudio de elemento finito con software, es necesario definir el material con el que se va a simular, en la sección 1.2.2 del capítulo 1, se hace referencia a que las sillas de ruedas rígidas son construidas de materiales ligeros y resistentes como el aluminio o fibra de carbono, es por este motivo que para fines de este estudio se decide ocupar una aleación de aluminio 6063, T-5.

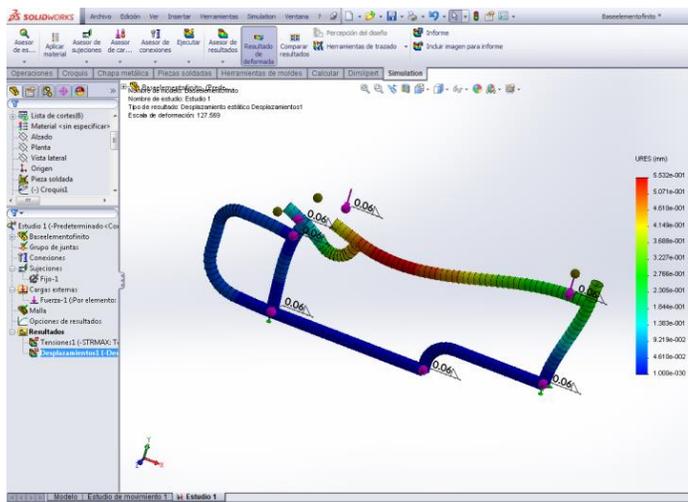
**Figura 6.11** Deformación en la base de la silla de ruedas



## CAPÍTULO 6 ANÁLISIS DE RESULTADOS

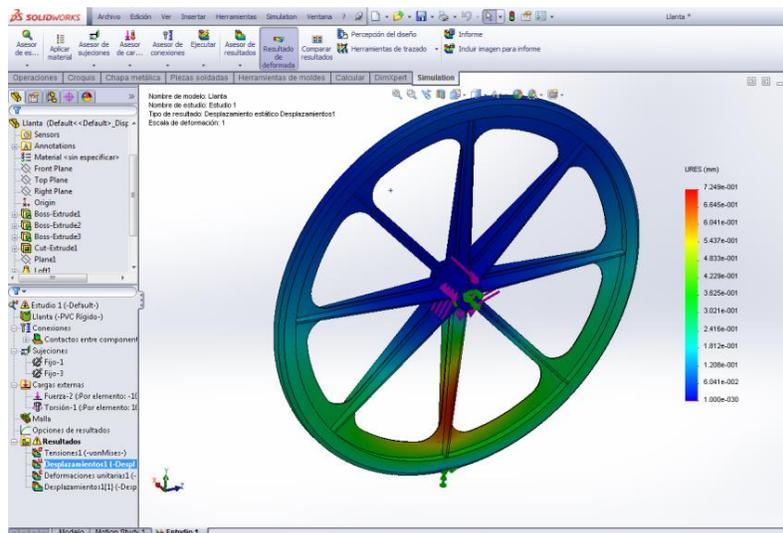
Para saber el comportamiento de la base cuando es sometida a esta carga 100 veces mayor a la establecida en la sección 3.1.

**Figura 6. 12** Esfuerzo de deformación con una carga 100 veces mayor a la nominal



En la figura 6.12, se muestra claramente una deformación total de la base, en caso de ser aplicada esta carga no se garantiza un rendimiento óptimo de la silla de ruedas. Un análisis similar al anterior se realizó en la llanta trasera de la silla de ruedas, en la sección 4.3 del capítulo 4 en la tabla 4.8, se hace referencia a que la llanta utilizada es de plástico debido a que no requieren de mantenimiento constante.

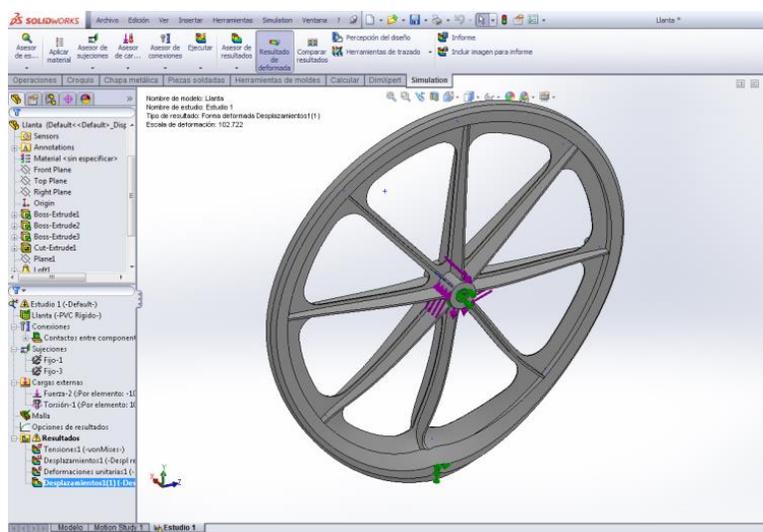
**Figura 6. 13** Aplicación de los esfuerzos en la llanta



En este elemento es donde recae el mayor peso del ocupante. Para este análisis se establece que el peso del ocupante es soportado desde la posición del eje hacia abajo, pues se plantea que la parte de arriba de la llanta no está sometida a carga por parte del usuario.

En la figura 6.12 se muestra la llanta cuando se le es aplicada una carga 981 N, dado que se consideran todos los pesos generados (Peso del material de elaboración, accesorio y ocupante). Al igual que en la figura 6.14 se aplica un análisis para observar la deformación generada por la aplicación de una carga amplificada 100 veces.

**Figura 6. 14** Deformación en la llanta trasera



En la figura anterior se puede denotar la deformación en el aspa central de la llanta, esto muestra como la carga recae de manera puntual el centro de la llanta.

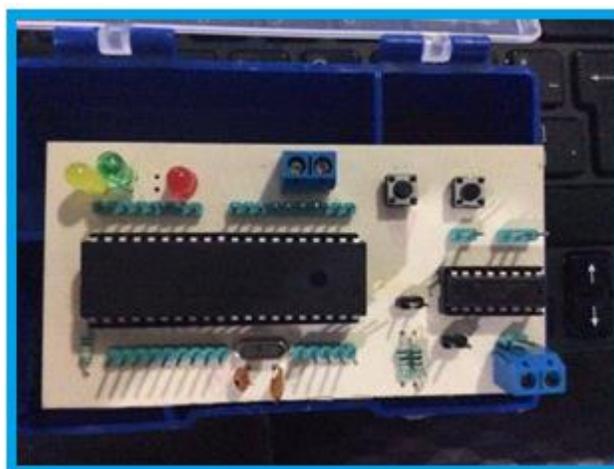
### 6.3 Simulación del circuito de control del actuador

Para el circuito electrónico que se establece en el capítulo 4 donde se implementa el controlador del dispositivo, es necesario llevarlo a cabo físicamente para establecer que su funcionamiento es correcto y que será de utilidad para el control de la silla de ruedas diseñada en el presente trabajo. El primer paso de la experimentación con este circuito fue armarlo en una tablilla tipo protoboard. Una vez que se verifico el correcto funcionamiento del circuito, este tiene que ser montado en una tablilla fenólica, pues ya se comprobó de forma virtual y física que el diseño es correcto.

Al llevarlo a cabo en tablilla fenólica se asegura que no habrá falla en dicho circuito una vez que este ya esté integrado con los componentes eléctricos/electrónicos comerciales.

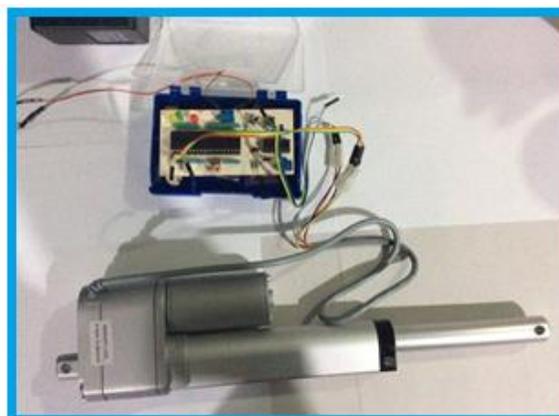
La tablilla fenólica del circuito de control se muestra en la figura 6.16.

**Figura 6. 15** Tablilla fenólica del circuito de control



Una vez que se estableció que el circuito es correcto y que ya está montado en una tablilla fenólica es momento de probarlo con el actuador. Para la imagen 6.12 se muestra como el actuador esta contraído debido al accionamiento de un interruptor del circuito electrónico. Además, se muestra como el actuador esta estirado a su máxima carrera, debido al accionamiento de un interruptor del circuito electrónico.

**Figura 6. 16** Circuito electrónico con actuador contraído





### 6.4 Resultados del TENS

El circuito electrónico que se establece en el capítulo 4 donde se describe el funcionamiento del TENS, es necesario llevarlo a cabo físicamente para establecer que su funcionamiento es correcto y que será de utilidad para la implementación este tratamiento analgésico a la silla de ruedas de cambios posturales y posiciones básicas para personas cuadripléjicas.

Dado que se verifico el correcto funcionamiento del circuito, este tiene que ser montado en una tablilla fenólica, pues ya se comprobó de forma virtual y física que el diseño es correcto. Al llevarlo a cabo en tablilla fenólica se asegura que no habrá falla en dicho circuito una vez que este ya esté integrado con los componentes eléctricos comerciales.

El circuito para la Electroestimulación Nerviosa Transcutanea (TENS), debe de ser capaz de modular la frecuencia, así como el ciclo de trabajo, en la figura 6.17 se muestra la gráfica obtenida a la salida de del circuito en físico

Para corroborar que el circuito se encuentra en óptimas condiciones, se realizaron pruebas de laboratorio con asistencia de instrumentaría especializada, las pruebas efectuadas son:

- Modular la frecuencia
- Modular el ciclo de trabajo
- Modulación de la frecuencia

Para modular la frecuencia se varea el potenciómetro del primer 555, dado que, a causa de aumentar o reducir la resistencia, esta provoca un incremento o una reducción de repeticiones por un tiempo determinado en figura 6.17 se muestran dos salidas distintas afectadas directamente por el potenciómetro. Con esto se dice que, si la resistencia variable es aumentada, la frecuencia a la salida reduce y por contrario si la resistencia variable es disminuida la frecuencia tiende a aumentar, esto también es corroborado por los cálculos establecidos en capítulo 4, ecuación (4.1).

Figura 6. 17 Salidas afectadas por el potenciómetro



### 6.4.2 Modulación del ciclo de trabajo

Para modular el ciclo de trabajo, hay que dirigirse al potenciómetro que está ubicado a la salida del pin 7 del segundo 555 (ver diagrama del circuito TENS ubicado en el capítulo 4), de igual manera que se afecta la frecuencia a causa de varezar una resistencia, el ciclo de trabajo funciona de la misma manera, donde si la resistencia es aumentada o disminuida, esta genera un mayor o menor ciclo de trabajo respectivamente, en las figuras (x y x) la señas de salida es afectada por el potenciómetro.

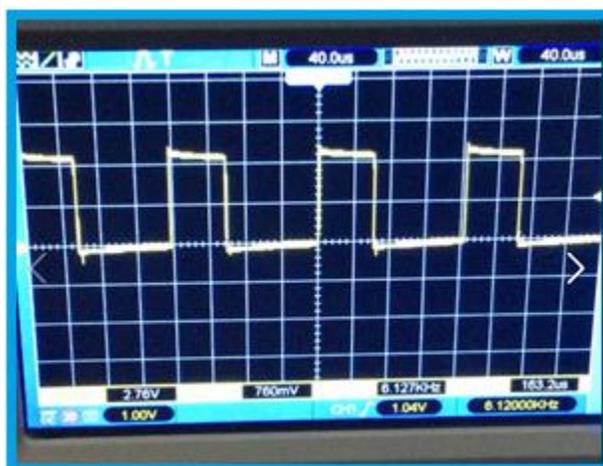
Figura 6. 18 Ciclo de trabajo cuando la resistencia aumenta



Por lo tanto, con lo observado en la graficas de las imágenes anteriores, y retomando los cálculos de capítulo 4, la ecuación (Ecuación del ciclo de trabajo), se

determina que, si la resistencia disminuye, el ciclo de trabajo es menor, por otra parte, si la resistencia aumenta, el ciclo de trabajo es también aumenta.

**Figura 6. 19** Ciclo de trabajo cuando la resistencia disminuye



Con esto se deduce que el circuito propuesto el en numeral anterior, trabaja de buena formar, modulando tanto la frecuencia como el ciclo de trabajo, en figura (6.21) se presenta el en su forma final el circuito del TENS.

**Figura 6. 20** Diseño final del TENS





### CONCLUSIONES

El objetivo fundamental de esta tesis consistió en diseñar un mecanismo que permita a las personas que sufren de discapacidad motriz de tipo cuadriplejia mantener múltiples posturas, pues el cambio constante de estas posturas ayuda a prevenir la formación de llagas provocadas por mantener el peso de su cuerpo en un solo punto, este cambio se lleva a cabo a través del control de dos actuadores lineales, además de ofrecer un sistema que brinde asistencia a estas personas para combatir los dolores que sufren a consecuencia de la enfermedad.

La aportación principal de este trabajo consiste en el diseño mecánico y del control de una silla de ruedas que sea capaz de tomar múltiples posturas hasta convertirse en una camilla, a partir del movimiento generado por un mecanismo de cuatro barras con el que se puede obtener de una manera simple un balance entre resistencia y estabilidad que requiere la silla de ruedas para que el ocupante pueda mantenerse seguro.

Para la elaboración del diseño de la silla de ruedas, se consideraron diferentes factores, uno de estos fue el material con el que se diseñó la estructura de la silla. Para la elección del material se tomaron en cuenta los materiales con los que las sillas de ruedas comerciales son construidas. A partir del estado del arte que fue desarrollado a lo largo del capítulo 1 se obtuvo información de los materiales utilizados para la construcción de estas sillas, para la elaboración de una silla de ruedas rígida se utilizan materiales ligeros y resistentes, es por este motivo que se seleccionó el aluminio 6063 T-5, utilizado para las simulaciones del capítulo 6 donde se muestra que este material es apto para la elaboración de un prototipo.

El diseño mecánico que se planteó en este trabajo durante el capítulo 3 y que fue desarrollado en base a los conceptos teóricos presentados en el capítulo 2, considera una carga de 100 Kg con los que se realizaron los cálculos correspondientes para establecer que el mecanismo de cuatro barras propuesto es adecuado para la elaboración del diseño, además se establece la trayectoria que este sigue para poder llegar de la posición camilla a la de una silla de ruedas y viceversa. Se consideró que el peso está distribuido de manera uniforme a lo largo de toda la base de la silla de donde se destaca que el centro de gravedad



## CONCLUSIONES

---

de una persona acostada se encuentra posicionado hacia la parte trasera y es este punto donde se encuentran el mayor apoyo para ofrecer mayor estabilidad y seguridad.

La última etapa en el proceso del diseño fue definir y establecer todas las características que debe cumplir la silla de ruedas para que esta pueda desempeñar su objetivo, comodidad al ocupante con base a los conceptos ergonómicos que otorga la Organización Mundial de la Salud. En la parte del sistema de control se establecieron dos formas de controlar a los actuadores que son la fuente de generación de movimiento en la silla de ruedas, la primera mediante un control PID que ofrece una forma de tomar la posición de camilla o silla y la segunda emplea un control manual que permite adoptar las posiciones mencionadas.

Este trabajo también muestra el diseño de un sistema de Electro Estimulación Transcutánea conocido como TENS, que sirve para reducir los dolores provocados por enfermedades secundarias que se originan en la cuadriplejía, esto es un problema que ataca a las personas que la padecen y que no es considerado en las sillas de ruedas que se ofrecen en el mercado, es por este motivo que se considera el diseño de este sistema mediante dispositivos electrónicos sencillos que atiendan estas dificultades y que además no tenga efectos secundarios.

Un factor a considerar que ofrece la silla de ruedas de cambios posturales y posiciones básicas es que puede servir como un medio que facilite el traslado del ocupante de la silla de ruedas a una cama convencional, pues cuando la silla toma la posición de camilla la altura de esta es similar a la de una cama estándar facilitando la tarea de pasar a esta persona de un lugar a otro, además de que los reposabrazos están diseñados para que puedan ser removidos o ajustados a una altura deseada facilitando aún más esta acción, pues cuando una persona no tiene control de su cuerpo se convierte en un peso muerto que dificulta de sobre manera esta tarea de traslado para las personas que se encargan del cuidado de los pacientes en su vida cotidiana.

En el mundo actual existen diferentes herramientas que pueden ser de gran ayuda para las personas que sufren este tipo de discapacidad, pero que sobre todo ayudan a las personas que auxilian a un paciente a lo largo de su día a día, muchas de estas herramientas





## CONCLUSIONES

---

ofrecen muchas ventajas pues son de elaboración moderna y compleja, pero de un costo muy elevado.



**Referencias Bibliográficas**

- DGEE, D. G. (2012). Dirección General de Educación Especial. Recuperado el 23 de 06 de 2015, de <http://eespecial.sev.gob.mx/>
- Diaz, T., & Rivera, G. J. (2004). *Silla de ruedas controlada automaticamente para discapacitados*. Recuperado el 5 de 05 de 2015
- Gómez, F. P., Ponce, V. J., & Rodríguez, R. L. (Septiembre de 1999). *elservier*. Recuperado el 23 de 06 de 2015, de Rehabilitación: <http://www.elsevier.es>
- Imagina. (7 de 10 de 2010). *Consideraciones biomecánicas en la silla de ruedas manual* . Recuperado el 23 de 07 de 2015, de <http://www.sld.cu/>
- Izquierdo Redín, M. (2008). *Biomecánica bases neuronales de la actividad física y el deporte*. Buenos Aires; Madrd: Médica Panamericana.
- Myszka, D. (2012). *Máquinas y Mecanismos*. México: Pearson Educación.
- Ogata, K. (2003). Ingeniería de Control Moderna . En K. Ogata, *Ingeniería de Control Moderna* (págs. 6, 7). Madrid: Pearson Educación.
- Shigley, J. E., & Uicker, J. J. (1988). *Teoría de Máquinas y Mecanismos* . U.S.A.: McGraw-Hill Book Co.
- OMS, Organizacion Mundial de la Salud. (2010). *Organizacio Mundial de la Salud*. Recuperado el 23 de 06 de 2015, de <http://www.who.int/>
- Docsetools. (2015). Recuperado el 6 de junio de 2015, de <http://docsetools.com/>
- COCEMFECYL. (2014). *Elección de la silla de ruedas*. Recuperado el 29 de Mayo de 2015, de <http://www.cocemfecyl.es/>
- Discapacidad, C. d. (s.f.). *Medidas necesarias para la correcta preescrpcion de la silla de ruedas*. Recuperado el 04 de Junio de 2015, de <http://www.mapaeducativo.edu.ar>
- educacion, S. d. (2014). *Direccion general de educacion especial*. Recuperado el 6 de 6 de 2015, de <http://eespecial.sev.gob.mx/>
- Gabriel, G. M. (1988). *Malinche*. México, D.F.: Trillas.
- INEGI. (2012). *Encuesta Nacional de Ingresos y Gastos de los Hogares*. México, D.F.
- INEGI. (2013). *Las personas con discapacidad en México, una vision al 2010*. México, D.F.
- MSKTC. (2011). *La silla de ruedas manual: Lo que el consumidor con LME necesita saber*. Recuperado el 28 de Mayo de 2015, de <http://www.msktc.org/>





## REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

---

Ortopedia1. (s.f.). *Silla de ruedas*. Recuperado el 2015 de Mayo de 29, de <http://ortopedia1.com/>

*Patria salud*. (s.f.). Recuperado el 12 de Mayo de 2015, de <http://patriasalud.com/>

salud, O. m. (2008). *Pautas para el suministro de sillas de ruedas manuales en entornos de menores recursos*. Recuperado el 6 de junio de 2015, de <http://www.who.int/>

Surgeon, A. A. (2011). Equipo para movilización de pacientes. En A. A. Surgeon, *Cuidados de urgencia y transporte de los enfermos y los heridos* (págs. 200 - 203). Ormindale: Jhon and Bratlett Publishers Canada.

Teresa Diaz, J. R. (2004). *Silla de ruedas controlada automaticamente para personas discapacitadas*. Santander.





## ANEXO A

### Programa elaborado en MPLAB para el controlador PID:

```
#include <stdlib.h>
#include <stdio.h>
#include <xc.h>

#define _XTAL_FREQ 2000000

// CONFIG1
#pragma config FOSC = HS // Oscillator Selection bits (HS oscillator: High-speed crystal/resonator on
RA6/OSC2/CLKOUT and RA7/OSC1/CLKIN)
#pragma config WDTE = OFF // Watchdog Timer Enable bit (WDT disabled and can be enabled by
SWDTEN bit of the WDTCON register)
#pragma config PWRTE = OFF // Power-up Timer Enable bit (PWRT disabled)
#pragma config MCLRE = ON // RE3/MCLR pin function select bit (RE3/MCLR pin function is MCLR)
#pragma config CP = OFF // Code Protection bit (Program memory code protection is disabled)
#pragma config CPD = OFF // Data Code Protection bit (Data memory code protection is disabled)
#pragma config BOREN = OFF // Brown Out Reset Selection bits (BOR disabled)
#pragma config IESO = OFF // Internal External Switchover bit (Internal/External Switchover mode is
disabled)
#pragma config FCMEN = OFF // Fail-Safe Clock Monitor Enabled bit (Fail-Safe Clock Monitor is
disabled)
#pragma config LVP = OFF // Low Voltage Programming Enable bit (RB3 pin has digital I/O, HV on
MCLR must be used for programming)

// CONFIG2
#pragma config BOR4V = BOR40V // Brown-out Reset Selection bit (Brown-out Reset set to 4.0V)
#pragma config WRT = OFF // Flash Program Memory Self Write Enable bits (Write protection off)

float Kp=0.7275,
      Ki=0.19,
      Kd=0.0475,
      Muestreo=0.000002,
contprop,
contder,
contint;
int sumatoria=0, errorant=0, error=0, PID;

int main(void)
{
    ANSEL=0xFF;
    ANSELH=0x00;
    TRISA=0xFF;
    TRISB=0x00;
    TRISC=0xFF;

    //Configuracion ADC
    ADCON0bits.CHS3=0;
    ADCON0bits.CHS2=0;
```



## ANEXOS

---

```
ADCON0bits.CHS1=0;
ADCON0bits.CHS0=0;
ADCON1bits.VCFG1=0;
ADCON1bits.VCFG0=0;
ADCON0bits.ADCS1=1;
ADCON0bits.ADCS0=0;
PIE1bits.ADIE=0;
ADCON1bits.ADFM=0;
ADCON0bits.ADON=1;

//Configuracion PWM
TRISCbits.TRISC1=1;
PR2=0xFF;
CCP2CONbits.CCP2M3=1;
CCP2CONbits.CCP2M2=1;
CCPR2L=0xFF;
CCP1CONbits.DC1B0=1;
CCP1CONbits.DC1B1=1;
PIR1bits.TMR2IF=0;
T2CONbits.T2CKPS1=1;
T2CONbits.T2CKPS0=0;
T2CONbits.TMR2ON=1;

while(1)
{
    ADCON0bits.GO=1;
    while (ADCON0bits.GO==1);
    {
        __delay_us(2);
    }
    if(RC7==1)
    {
        RB1=0;
        RB3=1;
        RB5=0;
        error=ADRESH-0x100;
        contprop=error*Kp;
        contder=(error-errorant)*Kd/Muestreo;
        errorant=error;
        contint=contint+(error*Ki*Muestreo);
        PID =contprop+contder+contint;
        CCPR2L=PID;
    }

    else if(RC6==1)
    {
        RB1=1;
        RB3=0;
        RB5=0;
        error=-ADRESH+0x100;
        contprop=error*Kp;
        contder=(error-errorant)*Kd/Muestreo;
        errorant=error;
```



## ANEXOS

---

```
        contint=contint+(error*Ki*Muestreo);
PID=contprop+contder+contint;
        CCPR2L=PID;
    }
    while(PIR1bits.TMR2IF==0);
    TRISCbits.TRISC1=0;

}
return(0);
}
```

ANEXOS

ANEXO B

<p><b>Instituto Politécnico Nacional – ESIME ZACATENCO</b></p>				
<p><b>Título:</b> Apoyabrazos</p>		<p><b>Vistas:</b> Frontal, Lateral, Superior</p>		
<p><b>Esc:</b> 1:5</p>	<p><b>Acot:</b> mm</p>	<p><b>Fecha:</b> Dic, 2015</p>	<p><b>Rev:</b> Dr. Christopher Rene Torres</p>	<p><b>Elaboró:</b> José Fernando Sánchez</p>

ANEXOS

<p>DETALLE B ESCALA 1 : 2</p>				
<p>ESCALA 1 : 2</p>				
<p><b>Instituto Politécnico Nacional – ESIME ZACATENCO</b></p>				
<p><b>Título:</b> Apoyo trasero</p>			<p><b>Vistas:</b> Frontal, Lateral, Superior</p>	
<p><b>Esc:</b> 1:5</p>	<p><b>Acot:</b> mm</p>	<p><b>Fecha:</b> Dic, 2015</p>	<p><b>Rev:</b> Dr. Christopher Rene Torres</p>	<p><b>Elaboró:</b> José Fernando Sánchez</p>

<p>DETALLE C ESCALA 1 : 5</p>			<p>DETALLE B ESCALA 1 : 2</p>	
<p><b>Instituto Politécnico Nacional – ESIME ZACATENCO</b></p>				
<p><b>Título:</b> Base de la silla</p>			<p><b>Vistas:</b> Lateral, Superior</p>	
<p><b>Esc:</b> 1:5</p>	<p><b>Acot:</b> mm</p>	<p><b>Fecha:</b> Dic, 2015</p>	<p><b>Rev:</b> Dr. Christopher Rene Torres</p>	<p><b>Elaboró:</b> José Fernando Sánchez</p>

ANEXOS

<p><b>Instituto Politécnico Nacional – ESIME ZACATENCO</b></p>				
<p><b>Título:</b> Llanta delantera</p>		<p><b>Vistas:</b> Frontal, Lateral, Superior</p>		
<p><b>Esc:</b> 1:5</p>	<p><b>Acot:</b> mm</p>	<p><b>Fecha:</b> Dic, 2015</p>	<p><b>Rev:</b> Dr. Christopher Rene Torres</p>	<p><b>Elaboró:</b> José Fernando Sánchez</p>

<p><b>Instituto Politécnico Nacional – ESIME ZACATENCO</b></p>				
<p><b>Título:</b> Llanta trasera</p>		<p><b>Vistas:</b> Frontal, Lateral, Superior</p>		
<p><b>Esc:</b> 1:5</p>	<p><b>Acot:</b> mm</p>	<p><b>Fecha:</b> Dic, 2015</p>	<p><b>Rev:</b> Dr. Christopher Rene Torres</p>	<p><b>Elaboró:</b> José Fernando Sánchez</p>

# **ANEXOS C**

# ACTUATOR LD3/LD3Q



## Features

- ◆ LD3 features its compact design, which is suitable for various applications that require limited installation space, such as window opener and adjustable car driver seat. Quiet version, LD3Q, is available for applications that require compact size and quiet operation.
- ◆ Main applications : Industrial, homecare, furniture
- ◆ Input voltage : 24V DC / 12V DC
- ◆ Max. load : 1200N (push/pull)
- ◆ Max. current : 3.5 A @ 12V DC
- ◆ Max. speed : 44 mm/sec @ no load
- ◆ Stroke : 50~300 mm (other strokes are available)
- ◆ Duty cycle : 25% or 1 min continuous operation in 4 min.
- ◆ IP protection level : IP54
- ◆ Color : Aluminum grey
- ◆ Certified : EN 55014-1  
EN55014-2
- ◆ Noise level :  $\leq 70$ dB (Normal version) /  $\leq 55$ dB (Quiet version)
- ◆ Preset limit switches

---

## Options

- ◆ IP65
- ◆ Single / dual Hall sensor
- ◆ Potentiometer

## Compatibility

### 1. Control Box

T-Control, CS1, CB3T, CB4M

### 2. Handset

HA, HC, HD, HF, HI, HJ, HK, HM, H3NT, TXH3+TXA4

### 3. Accessory

Clamp

Mounting bracket



Clamp

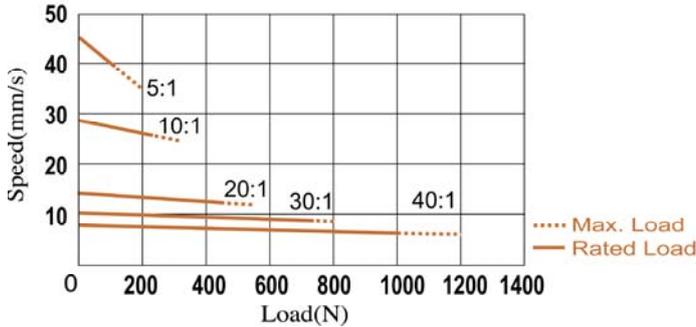


Mounting Bracket

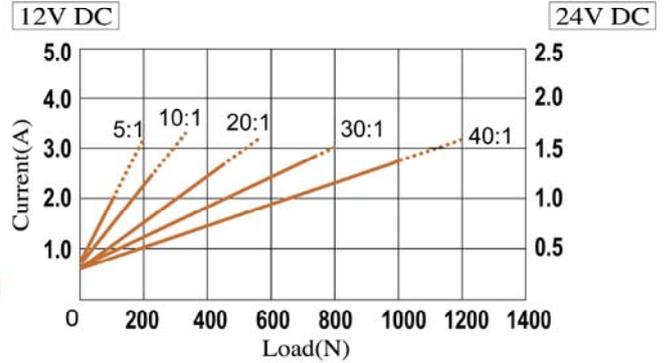
# Performance Data

## ◆ LD3

### Speed vs Load



### Current vs Load



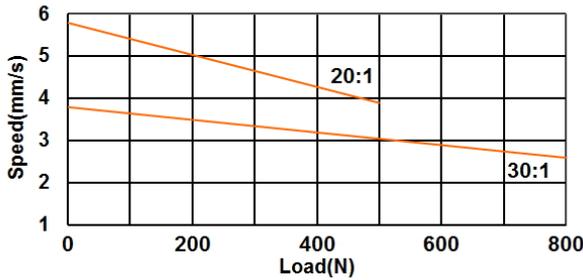
Model No.	Push/Pull Max. (N)	Speed (mm/s)		Current (A)			
		No load	Full load	No load		Full load	
				12V	24V	12V	24V
LD3-XX-05-(E6/K3)-XXX	150	43.9	40.0	0.8	0.4	2.0	1.0
LD3-XX-10-(E6/K3)-XXX	250	27.6	26.0	0.8	0.4	2.4	1.2
LD3-XX-20-(E6/K3)-XXX	500	14.6	13.5	0.8	0.4	2.6	1.3
LD3-XX-30-(E6/K3)-XXX	800	9.5	9.1	0.8	0.4	2.9	1.5
LD3-XX-40-(E6/K3)-XXX	1000	7.0	6.5	0.8	0.4	2.8	1.4

E6: 3000 RPM motor with 6mm dual threaded spindle

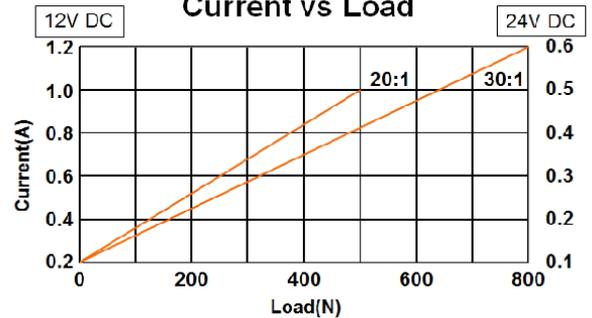
K3: 6000 RPM motor with 3mm single threaded spindle

## ◆ LD3Q

### Speed vs Load



### Current vs Load

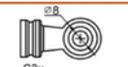


Model No.	Push/Pull Max. (N)	Speed (mm/s)		Current (A)			
		No load	Full load	No load		Full load	
				12V	24V	12V	24V
LD3Q-XX-20-D3-XXX	500	5.8	3.9	0.2	0.1	1.0	0.5
LD3Q-XX-30-D3-XXX	800	3.8	2.6	0.2	0.1	1.2	0.6

D3: 2400 RPM motor with 3mm single threaded spindle

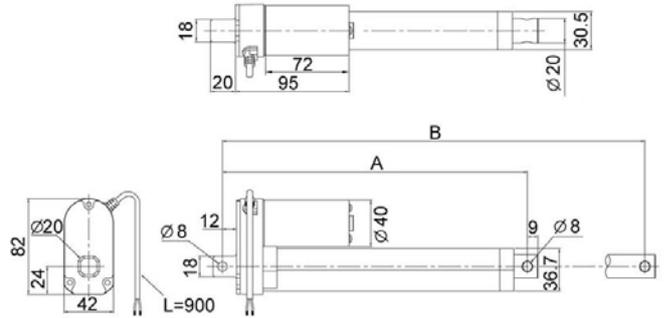
# Dimensions

## ◆ Standard type

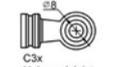
	Stroke	50	100	150	200	250	300
 C1x Hole $\varnothing 8$  C2x Plastic Connector	A	158	209	260	311	362	413
	B	208	309	410	511	612	713
 C3x Universal Joint	A	199	250	301	352	403	454
	B	249	350	451	552	653	754

Unit : mm

A:Retracted Length  
B:Extended Length  
Stroke=B-A

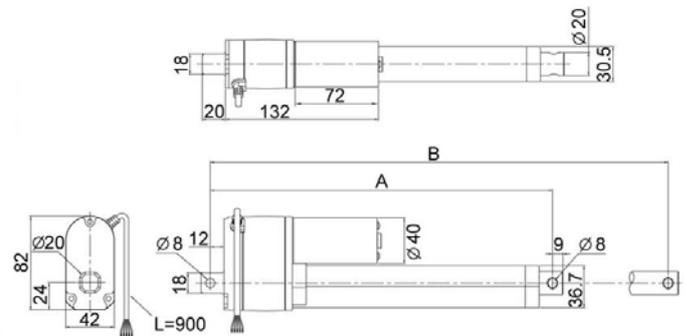


## ◆ POT type

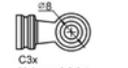
	Stroke	50	100	150	200	250	300
 C1x Hole $\varnothing 8$  C2x Plastic Connector	A	195	246	297	348	399	450
	B	245	346	447	548	649	750
 C3x Universal Joint	A	236	287	338	389	440	491
	B	286	387	488	589	690	791

Unit : mm

A:Retracted Length  
B:Extended Length  
Stroke=B-A

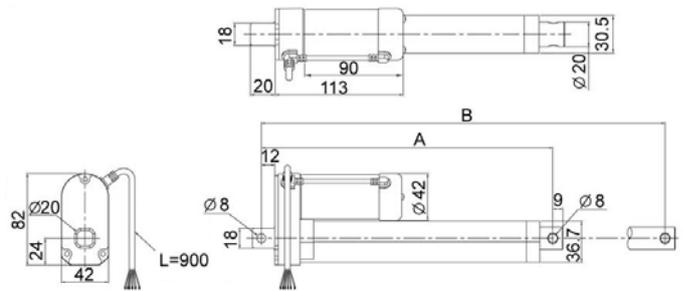


## ◆ Hall sensor type

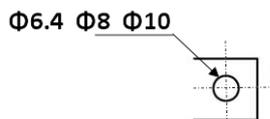
	Stroke	50	100	150	200	250	300
 C1x Hole $\varnothing 8$  C2x Plastic Connector	A	158	209	260	311	362	413
	B	208	309	410	511	612	713
 C3x Universal Joint	A	199	250	301	352	403	454
	B	249	350	451	552	653	754

Unit : mm

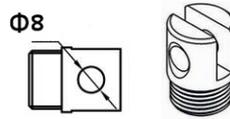
A:Retracted Length  
B:Extended Length  
Stroke=B-A



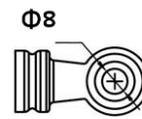
## ◆ Front connector



**C1x**  
Round hole

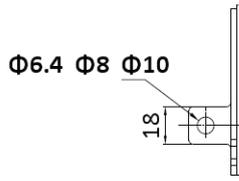


**C2x**  
Plastic  
gap=6mm



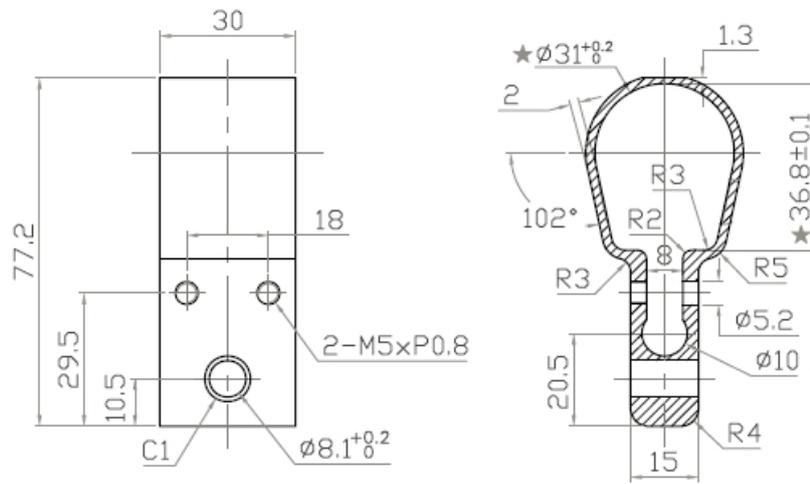
**C3x**  
Universal joint

◆ Rear connector

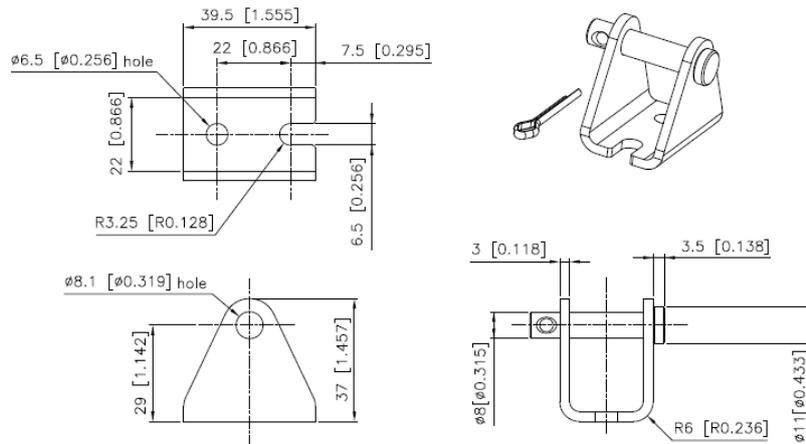


Cx1  
Round hole

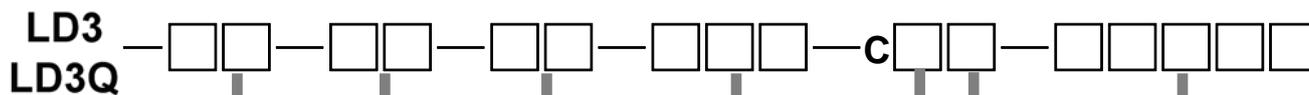
◆ Clamp



◆ Mounting bracket



# Ordering Key



## Type

Q : quiet

## Input Voltage

12 : 12V DC

24 : 24V DC

## Gear Ratio

05 : 5:1

10 : 10:1

20 : 20:1 (including LD3Q)

30 : 30:1 (including LD3Q)

40 : 40:1

## Motor and Spindle Type

G3 : 4500rpm, pitch=3mm, single thread

E6 : 3000rpm, pitch=6mm, double thread

K3 : 6000rpm, pitch=3mm, single thread

D3 : 2400rpm, pitch=3mm, single thread (only LD3Q)

## Stroke

050 : 50mm

100 : 100mm

150 : 150mm

200 : 200mm

250 : 250mm

300 : 300mm

## Front Connector

1 : Round hole

2 : Plastic

3 : Universal joint

## Rear Connector

1 : Round hole

## Option

HS1/HS2 : Single / dual Hall sensor (external type)

POT : Potentiometer

54 / 65 : IP54 / IP65