



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y
MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

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

TEMA: “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA SILLA DE
BIPEDESTACIÓN ELÉCTRICA PARA PERSONAS CUADRIPLÉJICAS
ACTIVADA POR VOZ, DE BAJO COSTO.”

AUTORAS:

ARMIJOS COMINA, JOHANNA CRISTINA
CRIOLLO SIMBAÑA, TANIA ALEXANDRA

DIRECTOR: ING. TOBAR QUEVEDO, JOHANNA BELÉN

SANGOLQUÍ

2018

CERTIFICADO DEL DIRECTOR**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA****CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA****CERTIFICACIÓN**

Certifico que el trabajo de titulación, “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA SILLA DE BIPEDESTACIÓN ELÉCTRICA PARA PERSONAS CUADRIPLÉJICAS ACTIVADA POR VOZ, DE BAJO COSTO.” fue realizado por las señoritas Armijos Comina, Johanna Cristina y Criollo Simbaña, Tania Alexandra el mismo que ha sido revisado en su totalidad, analizado por la herramienta de verificación de similitud de contenido; por lo tanto cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que lo sustente públicamente.

Sangolquí, 02 de julio de 2018

Firma:

Ing. Johanna Belén Tobar Quevedo

DIRECTORA

C.C:1717171241

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA****CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA****AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD**

Yo, *Armijos Comina, Johanna Cristina*, declaro que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación “*Diseño y construcción de una silla de bipedestación eléctrica para personas cuadripléjicas activada por voz, de bajo costo.*” es de mi autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Consecuentemente el contenido de la investigación mencionada es veraz.

Sangolquí, 16 de Julio del 2018

Firma



.....
Armijos Comina Johanna Cristina

C.C.: 1721559084



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Yo, *Criollo Simbaña, Tania Alexandra*, declaro que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: ***"DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA SILLA DE BIPEDESTACIÓN ELÉCTRICA PARA PERSONAS CUADRIPLÉJICAS ACTIVADA POR VOZ, DE BAJO COSTO"*** es de mi autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Consecuentemente el contenido de la investigación mencionada es veraz.

Sangolquí, 18 de julio de 2018

Firma

.....*Tania Alexandra*.....

Tania Alexandra Criollo Simbaña

C.C.: 1722635065

AUTORIZACIÓN**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA****CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA****AUTORIZACIÓN**

Yo, Armijos Comina, Johanna Cristina autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación “Diseño y construcción de una silla de bipedestación eléctrica para personas cuadripléjicas activada por voz, de bajo costo.” en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi responsabilidad.

Sangolquí, 16 de Julio del 2018

Firma

.....
Armijos Comina Johanna Cristina
C.C.: 1721559084



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

AUTORIZACIÓN

Yo, Criollo Simbaña, Tania Alexandra, autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: "DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA SILLA DE BIPEDESTACIÓN ELÉCTRICA PARA PERSONAS CUADRIPLÉJICAS ACTIVADA POR VOZ, DE BAJO COSTO" en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi responsabilidad.

Sangolquí, 18 de julio de 2018

Firma

Tania Alexandra Criollo Simbaña

C.C.: 1722635065

DEDICATORIA

La mejor herencia que me pueden dejar es el conocimiento, es por eso que dedico este trabajo a mis padres Miguel y Myriam, a mis hermanos Katherine y Josue, quienes han sido el pilar de mi vida. Gracias a ellos logré culminar este sueño tan anhelado y con su ejemplo de humildad, respeto y responsabilidad seguiré cosechando más metas que como familia nos planeamos.

A mis eternos ángeles Pedro y Eloisa, a quienes me encomiendo día a día y de quienes recibí la fortaleza para seguir luchando por terminar lo que desde pequeña me he propuesto.

Johanna Cristina Armijos Comina

DEDICATORIA

La perseverancia y esfuerzo constante en la vida tiene su recompensa, un camino lleno de adversidades obstáculos y felicidad me ha permitido alcanzar esta meta, este sueño cumplido le dedico a mis padres Alicia y Marcelo que con su esfuerzo me han enseñado a luchar contra todo y me dejan la mejor herencia de vida, te dedico a ti mi pequeña Emilia porque eres esa estrella que llegó a iluminar mi camino en el momento indicado, finalmente a mis hermanos que siempre han estado apoyándome y motivándome a ser su ejemplo.

Tania Alexandra Criollo Simbaña

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios por permitirme cumplir este sueño de forma exitosa, y por abrirme tantas puertas en la vida.

Por esas palabras de aliento cuando más las necesite agradezco a Jonathan, quien desde hace varios años ha visto mi crecimiento personal y ha sabido con su personalidad llenarme de energía para continuar con mi sueño. Espero sigamos cosechando más éxitos juntos.

A mis compañeros de universidad, en especial a Pamela, Alison y Nathy, quienes con su apoyo incondicional han sabido llenarme de alegría la vida.

Gracias a mis profesores, quienes dedicaron su tiempo para compartir sus conocimientos y sus consejos para la vida profesional.

Johanna Cristina Armijos Comina

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Emilia por su comprensión, paciencia, ternura y quien con su amor llenó de alegría el camino recorrido, a mis padres y hermanos por su gran esfuerzo y apoyo para juntos alcanzar esta meta anhelada, a los Ingenieros que me educaron a lo largo de la carrera, muchos de ellos brindándome su amistad y dejando en mí grandes enseñanzas, a mis compañeros que compartiendo en las aulas se convirtieron en grandes amigos, en especial a Daniel quien ha sido un gran maestro y confidente; gracias por tu paciencia, por tu apoyo, por tu tiempo y sobre todo por cada lección de vida que han hecho de mí una mejor persona.

Tania Alexandra Criollo Simbaña

ÍNDICE DE CONTENIDO

CERTIFICADO DEL DIRECTOR	i
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD	ii
AUTORIZACIÓN	iv
DEDICATORIA	vi
DEDICATORIA	vii
AGRADECIMIENTO	viii
AGRADECIMIENTO	ix
ÍNDICE DE CONTENIDO	x
ÍNDICE DE TABLAS	xiii
ÍNDICE DE FIGURAS	xv
RESUMEN	xviii
ABSTRACT	xix
CAPÍTULO 1	1
1. GENERALIDADES	1
1.1. Antecedentes	1
1.2. Planteamiento Del Problema	7
1.3. Justificación E Importancia	9
1.4. Área De Influencia	9
1.5. Objetivos	10
1.6. Alcance	10
CAPÍTULO 2	11
2. Estado del Arte	11
2.1. Ergonomía en sillas de ruedas	11

2.2.	Sillas bipedestadoras.....	12
2.3.	Sistemas eléctricos activados por voz	14
2.4.	Tecnologías de bajo costo en sillas bipedestadoras.....	15
CAPÍTULO 3		17
3.	Diseño Mecatrónico	17
3.1.	Planificación QFD.....	17
3.2.	Diseño del sistema mecánico.....	20
3.3.	Diseño del sistema eléctrico y/o electrónico	42
CAPÍTULO 4		73
4.	Implementación.....	73
4.1.	Instalación de motor lineal	75
4.2.	Controles.....	75
4.3.	Conexión Final	76
CAPÍTULO 5		78
5.	Pruebas y resultados	78
5.1.	Prueba y resultados de motores principales.....	78
5.2.	Pruebas y resultados del motor lineal	79
5.3.	Pruebas y resultados del reconocimiento por voz	80
5.4.	Pruebas y resultados del control manual	82
5.5.	Pruebas y resultados del sistema de seguridad	84
5.6.	Pruebas y resultados del sistema Mecatrónico en general.....	85
CAPÍTULO 6		88
6.	Análisis económico y financiero	88
7.	Conclusiones	91

8. Recomendaciones.....	92
9. Referencias	92

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 <i>Frase del cliente y su interpretación.</i>	17
Tabla 2 <i>Importancia relativa de las necesidades del cliente.</i>	18
Tabla 3 <i>Jerarquización de las necesidades.</i>	18
Tabla 4 <i>Lista de métricas.</i>	19
Tabla 5 <i>Orden de importancia de las características técnicas.</i>	20
Tabla 6 <i>Medidas del asiento y espaldar de la silla de bipedestación.</i>	20
Tabla 7 <i>Propiedades mecánicas del acero inoxidable AISI 304.</i>	23
Tabla 8 <i>Propiedades mecánicas del tubo negro ISO 2.</i>	23
Tabla 9 <i>Comparación entre acero inoxidable AISI 304 y tubo negro ISO 2.</i>	23
Tabla 10 <i>Diseño CAD de las piezas a construir.</i>	34
Tabla 11 <i>Características del motor lineal.</i>	43
Tabla 12 <i>Características de los motores DC.</i>	48
Tabla 13 <i>Características principales del módulo de Reconocimiento de Voz.</i>	49
Tabla 14 <i>Características principales del Mosfet IRF44N.</i>	54
Tabla 15 <i>Coeficiente para la temperatura máxima entre MOSFET y disipador.</i>	56
Tabla 16 <i>Valores de la variable global “estado”.</i>	62
Tabla 17 <i>Variables de las subrutinas.</i>	63
Tabla 18 <i>Resultados de los motores principales al variar ancho de pulso.</i>	79
Tabla 19 <i>Resultados de los motores principales al corregir la frecuencia del controlador.</i> ...	79
Tabla 20 <i>Resultados de las pruebas realizadas al motor lineal.</i>	80
Tabla 21 <i>Resultados de la primera prueba realizada al módulo de control por voz.</i>	81
Tabla 22 <i>Resultados de la segunda prueba realizada al módulo de control por voz.</i>	81
Tabla 23 <i>Resultados de la prueba final realizada al módulo de control por voz.</i>	82
Tabla 24 <i>Resultados de las pruebas realizadas a los pulsadores.</i>	83
Tabla 25 <i>Resultados de las pruebas realizadas a los leds.</i>	83
Tabla 26 <i>Resultados de la primera prueba realizadas al sistema de seguridad.</i>	84
Tabla 27 <i>Resultados de la prueba final realizada al sistema de seguridad.</i>	84
Tabla 28 <i>Resultados de las pruebas al mecanismo de bipedestación con y sin carga.</i>	85
Tabla 29 <i>Resultados de las pruebas realizadas al sistema mecatrónico.</i>	87

Tabla 30 <i>Costos directos: materia prima.</i>	88
Tabla 31 <i>Costos directos: elementos mecánicos.</i>	88
Tabla 32 <i>Costos directos: elementos eléctricos y electrónicos.</i>	89
Tabla 33 <i>Costos directos: otros elementos.</i>	90
Tabla 34 <i>Costos indirectos: mano de obra.</i>	90
Tabla 35 <i>Costos totales.</i>	90
Tabla 36 <i>Comparación con sillas de bipedestación comerciales.</i>	91

ÍNDICE DE FIGURAS

<i>Figura 1.</i> Funciones afectadas con la cuadriplejia.....	1
<i>Figura 2.</i> Zonas de riesgo de aparición de UPP.....	3
<i>Figura 3.</i> Estadísticas de discapacidades registradas en el Ecuador.....	6
<i>Figura 4.</i> Estadísticas de discapacidad física según el grado de discapacidad.....	7
<i>Figura 5.</i> Transición hacia una posición vertical de dos ruedas.....	12
<i>Figura 6.</i> Diagrama de la silla de bipedestación.....	13
<i>Figura 7.</i> Simulación de operación del equipo de bipedestación.....	14
<i>Figura 8.</i> Prototipo de bipedestación pediátrico.....	14
<i>Figura 9.</i> Matriz QFD.....	19
<i>Figura 10.</i> Vista lateral de las partes del mecanismo del paralelogramo.....	21
<i>Figura 11.</i> Mecanismo de bipedestación.....	22
<i>Figura 12.</i> Geometría de tubos y sus momentos de inercia.....	22
<i>Figura 13.</i> Fuerza máxima en el elemento crítico.....	25
<i>Figura 14.</i> Diagrama de cuerpo libre del elemento crítico.....	25
<i>Figura 15.</i> Diagrama de fuerzas cortantes.....	26
<i>Figura 16.</i> Diagrama de momentos cortantes.....	26
<i>Figura 17.</i> Sección transversal del tubo.....	27
<i>Figura 18.</i> Ubicación de los pernos de sujeción en la placa delantera.....	29
<i>Figura 19.</i> Perno más próximo al borde de la placa.....	31
<i>Figura 20.</i> Soldadura en el elemento crítico.....	32
<i>Figura 21.</i> Ubicación de fuerzas en el subconjunto soporte para motor lineal.....	37
<i>Figura 22.</i> Tensión de Von Mises para el subconjunto.....	38
<i>Figura 23.</i> Coeficiente de seguridad para el subconjunto.....	38
<i>Figura 24.</i> Ubicación de fuerzas en el subconjunto mecanismo de barras paralelas.....	39
<i>Figura 25.</i> Tensión de Von Mises del mecanismo.....	39
<i>Figura 26.</i> Coeficiente de seguridad del mecanismo.....	40
<i>Figura 27.</i> Ubicación de fuerzas en el reposapiernas.....	40
<i>Figura 28.</i> Tensión de Von Mises para el reposapiernas.....	41
<i>Figura 29.</i> Coeficiente de seguridad para el reposapiernas.....	41

Figura 30. Ubicación del peso y la fuerza del motor lineal.....	42
Figura 31. Diagrama de cuerpo libre en posición sentada.	44
Figura 32. Diagrama de cuerpo en bipedestación.	46
Figura 33. Esquema de funcionamiento.	49
Figura 34. Funcionamiento de pulsadores con resistencia pull-down.....	50
Figura 35. Esquemático del sistema de control.	51
Figura 36. Diseño de la placa PCB de control.	51
Figura 37. Funcionamiento del motor lineal sentido horario.	52
Figura 38. Funcionamiento del motor lineal sentido anti horario.	53
Figura 39. Diseño del circuito para control de velocidad.....	53
Figura 40. Símbolo del MOSFET.	54
Figura 41. Esquemático para el control de velocidad y giro de los motores.....	55
Figura 42. Características físicas del disipador a utilizar.....	57
Figura 43. Diseño de la placa PCB de potencia.	57
Figura 44. Sección cuadrada de una placa PCB.....	58
Figura 45. Ancho de pista de una placa PCB.....	58
Figura 46. Diagrama de flujo general.....	60
Figura 47. Configuración del módulo de reconocimiento de voz.	61
Figura 48. Diagrama de flujo del control por voz.	61
Figura 49. Diagrama de flujo del control manual.	62
Figura 50. Diagrama de flujo de la subrutina Adelante.	64
Figura 51. Diagrama de flujo de la subrutina Atrás.	64
Figura 52. Diagrama de flujo de la subrutina Izquierda.....	65
Figura 53. Diagrama de flujo de la subrutina Derecha.....	65
Figura 54. Diagrama de flujo de la subrutina Parar.....	66
Figura 55. Ventana inicial para el entrenamiento de voz.	67
Figura 56. Ventana de comprobación del módulo de voz.	67
Figura 57. Instrucción de entrenamiento.	67
Figura 58. Entrenamiento del comando de voz ‘f’.....	68
Figura 59. Carga del comando ‘0’.....	68

Figura 60. Comando cargados satisfactoriamente.....	68
Figura 61. Comandos reconocidos satisfactoriamente.....	69
Figura 62. Esquemático del circuito completo.....	69
Figura 63. Simulación de los actuadores e indicadores para adelante.....	70
Figura 64. Simulación de los actuadores e indicadores para atrás.....	70
Figura 65. Simulación de los actuadores e indicadores para izquierda.....	71
Figura 66. Simulación de los actuadores e indicadores para derecha.....	71
Figura 67. Simulación de los actuadores e indicadores para subir.....	72
Figura 68. Simulación de los actuadores e indicadores para bajar.....	72
Figura 69. Ensamblaje de llantas con motor y bastidor.....	73
Figura 70. Ensamblaje del espaldar y asiento.....	73
Figura 71. Ensamblaje de la estructura de reposapiernas.....	74
Figura 72. Ensamblaje final de la silla de bipedestación eléctrica.....	74
Figura 73. Colocación del motor lineal en el mecanismo de elevación.....	75
Figura 74. Control manual final.....	75
Figura 75. Componentes del control por voz.....	76
Figura 76. Silla de bipedestación eléctrica final.....	77
Figura 77. Prueba del sistema mecatrónico total.....	86

RESUMEN

Esta tesis muestra el diseño, construcción e implementación de una silla de bipedestación eléctrica para personas cuadripléjicas activada por voz, de bajo costo. Para lo cual se realizó una investigación de artículos científicos de los últimos cinco años, que tratan temas sobre ergonomía en sillas de ruedas, mecanismos de bipedestación, sistemas activados por voz y tecnologías de bajo costo para sillas bipedestoras. Luego se diseñó un sistema estable y seguro, compuesto por un mecanismo de paralelogramo y un motor lineal, que permitió alcanzar la posición de bipedestación, con un ángulo máximo de 70 grados. El diseño incluyó un análisis estático y dinámico del elemento crítico de la estructura de la silla de ruedas. La silla puede trasladarse de forma independiente, utilizando motores especiales para sillas de ruedas, empleando una placa de control diseñada exclusivamente para estos motores. La forma en la cual se puede controlar la silla es mediante comandos de voz, los cuales son reconocidos únicamente por un solo usuario, además tiene un control alternativo compuesto por pulsadores, en caso de fallar el control principal de voz. Posteriormente se realizó la implementación de todos los componentes diseñados para finalmente realizar pruebas con un usuario parapléjico, de lo cual se obtuvo resultados favorables ya que el sistema mecatrónico no presentó ninguna falla mecánica ni electrónica.

PALABRAS CLAVES:

- **CUADRIPLÉJICA**
- **SILLA ELÉCTRICA**
- **SILLA DE BIPEDESTACIÓN**
- **CONTROL POR VOZ.**

ABSTRACT

This thesis shows the design, construction and implementation of an electric low-cost standing chair for quadriplegic people activated by voice, for which an investigation of scientific articles of the last five years was made, which deal with ergonomics in chairs wheels, standing mechanisms, voice activated systems and low cost technologies for bipedal chairs. Then a stable and safe system was designed, consisting of a parallelogram mechanism and a linear motor, which allowed reaching the standing position, with a maximum angle of 70 degrees. The design included a static and dynamic analysis of the critical element of the structure of the wheelchair. The chair can be moved independently, using special motors for wheelchairs, using a control board designed exclusively for these engines. The way in which the chair can be controlled is by means of voice commands, which are recognized only by a single user, also has an alternative control composed of pushbuttons, in case of failure of the main voice control. Subsequently, the implementation of all the components designed to finally perform tests with a paraplegic user was carried out, from which favorable results were obtained since the mechatronic system did not present any mechanical or electronic failure.

KEY WORDS:

- **QUADRIPLEGIA**
- **ELECTRIC CHAIR**
- **STANDING CHAIR**
- **VOICE CONTROL**

CAPÍTULO 1

En este capítulo se detallan varias enfermedades que afectan a personas que utilizan silla de ruedas, dando a conocer además la importancia de la realización del proyecto que permitirá a estas personas estar en posición de bipedestación evitando así dichas enfermedades, abarca además los objetivos planteados para diseñar y construir el sistema mecatrónico.

1. GENERALIDADES

1.1. Antecedentes

1.1.1. Cuadriplejía

Las lesiones medulares con frecuencia tienen consecuencias devastadoras, que traen consigo como consecuencia la tetraplejía (llamada también cuadriplejía), paraplejía o déficit sensitivos mucho más graves que los que producirían en cualquier otra parte del sistema nervioso, esta afirmación dada por Kasper y otros en su libro, “Principios de Medicina Interna” está sustentada debido a que la médula espinal contiene, en un área de superficie relativamente pequeña, casi la totalidad de los sistemas motores y sensitivos referentes del tronco y las extremidades superiores e inferiores. (Kasper, y otros, 2016)

Es por esto que Strassburguer, Hernández, & Barquín en su trabajo, “Guía para el manejo integral del paciente con lesión medular crónica”, definen que la cuadriplejia provoca un impedimento de la función motora y sensitiva de brazos, tronco, piernas y órganos pélvicos. (Strassburguer, Hernández, & Barquín)

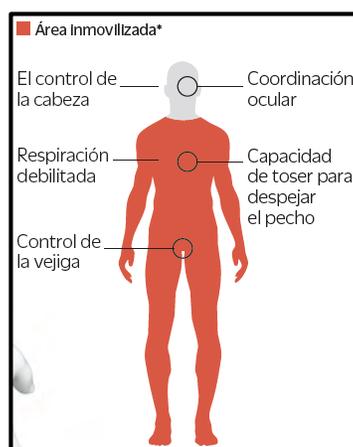


Figura 1. Funciones afectadas con la cuadriplejía.

Fuente: (El Universal, 2015)

Además, también dividen las tetraplejias en altas de grado C1-C5 y bajas de grado C6-C8. La gran mayoría de las personas que padecen cuadriplejia dependen de otra persona para realizar todas sus actividades de la vida diaria (AVDs). Pese a esto tienen la capacidad de comunicarse con su cuidador para indicarles cuáles son sus necesidades y ser responsables de su autocuidado.

Una tetraplejia alta de grado C1 a C3 provoca que las personas tengan una afectación de la musculatura de las cuatro extremidades y del tronco, en cambio una tetraplejia de grado C4 y C5 permite que la persona pueda elevar los hombros y flexionar el codo. Las personas pertenecientes a estos grados, son totalmente dependientes, y para beber y comer necesitan asistencia de otra persona, estos individuos pueden desplazarse en silla de ruedas eléctrica con adaptaciones especiales. Las tetraplejias bajas de grado C6 a C8 son aquellas en las cuales la persona puede coger y soltar ciertos objetos, conservan las capacidades descritas en los niveles anteriores incluyendo la capacidad para extender el codo, es por ello que son parcialmente dependientes en sus AVDs. Estas personas pueden desplazarse en trayectos cortos y planos utilizando una silla de ruedas autopropulsable, aun así, continúan siendo dependientes de la silla de ruedas eléctrica para los desplazamientos largos. (Strassburguer, Hernández, & Barquín)

1.1.2. Repercusiones del uso de la silla de ruedas

Aspecto físico

Debido a los largos periodos de inmovilidad en las cuales las personas cuadripléjicas están, son propensas a desarrollar varias enfermedades, de las cuales las más comunes son:

Alteración de la Función Respiratoria y del Reflejo de la Tos

Strassburguer y otros, en su trabajo Guía para el manejo integral del paciente con lesión medular crónica, dicen que la respiración y el reflejo de la tos requieren de la acción coordinada del diafragma, de los músculos intercostales, de los músculos accesorios de la respiración y de la musculatura abdominal. De acuerdo al nivel de lesión y, por lo tanto, al nivel de afectación de los músculos respiratorios, la alteración de la función respiratoria puede variar desde la dificultad para el manejo de secreciones hasta la incapacidad para respirar.

La afectación más grave se produce en lesiones por encima de C4; en las cuales el nervio frénico no puede estimular al diafragma. A pesar de no ser tan graves las alteraciones respiratorias en los niveles dorsales medios y bajos, no debemos de olvidar que el patrón

respiratorio en este grupo de lesionados medulares se ve afectado por la dificultad para la inspiración profunda y espiración forzada, debido a la alteración de la movilidad de los músculos accesorios de la respiración.

Existen muchos casos en los cuales la capacidad de toser se ve restringida, debido a la pérdida de la musculatura a nivel intercostal y abdominal. La pérdida de esta habilidad condiciona un aumento en la acumulación de secreciones y, con ello, un mayor riesgo de infecciones de las vías respiratorias. (Strassburguer, Hernández, & Barquín, pág. 27)

Úlceras por Presión

Se producen por un aumento de la presión ejercida en una zona específica, ciertas partes del cuerpo –generalmente las prominencias óseas- son más vulnerables que otras dependiendo de la posición del paciente. Las personas tienen un riesgo alto de sufrir esta complicación por las alteraciones en la sensibilidad y movilidad que presentan. Los cambios que sufre la piel, pueden hacerla más frágil; principalmente por alteraciones vasculares y nerviosas. Es decir, presenta mayor riesgo de presentar una úlcera por presión (UPP) debido a la suma de factores de riesgo: fragilidad de la piel, alteración o pérdida de la capacidad para la movilidad, alteraciones de la sensibilidad y el tiempo prolongado en la misma posición o presión continua en la misma región. Lo anterior, no solo favorece la aparición de una UPP, sino que retrasa su cura, haciendo que sean un problema grave. (Strassburguer, Hernández, & Barquín, págs. 31-32)

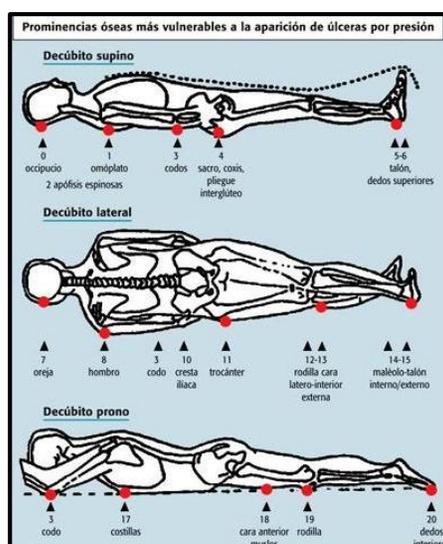


Figura 2. Zonas de riesgo de aparición de UPP.

Fuente: (González, 2011)

Íleo y Abdomen Agudo

La lesión medular afecta de manera importante al funcionamiento intestinal y a la continencia fecal. El tránsito intestinal en este grupo de pacientes está disminuido, incrementando el riesgo de estreñimiento y, por tanto, de sufrir complicaciones importantes a este nivel. La utilización de ciertos medicamentos para controlar el dolor u otros síntomas asociados, específicamente anticolinérgicos y opiáceos, empeoran este problema, favoreciendo el estreñimiento crónico que, en los casos más complicados, puede llegar a convertirse en íleo (cuadro clínico caracterizado por dolor, distensión abdominal, falta de eliminación de gases y heces. Dependiendo del grado puede acompañarse de vómito). (Strassburguer, Hernández, & Barquín, pág. 36)

Osteoporosis y Fracturas

La pérdida de la densidad mineral ósea se presenta rápidamente tras la lesión medular. Después de esta pérdida inicial acelerada, la desmineralización ósea continúa durante años, pero con una menor intensidad. Hasta la fecha, es una de las complicaciones inevitables que se presenta en este tipo de pacientes. El principal factor de riesgo para la osteoporosis es la inmovilidad. A la osteoporosis se asocia a fracturas de baja energía por debajo del nivel de lesión; por lo que en muchos casos el diagnóstico se hace posterior a la primera fractura. La pérdida de la densidad mineral ósea en el lesionado medular, a diferencia de otros grupos poblacionales, suele presentarse en personas más jóvenes. Se observa con mayor frecuencia en pelvis y miembros inferiores; no así en la columna vertebral. (Strassburguer, Hernández, & Barquín, pág. 40)

Infeción de las Vías Urinarias

Las infecciones del tracto urinario son la complicación más frecuente que puede presentar la persona. Clínicamente pueden presentarse como formas monosintomáticas con fiebre como único síntoma que evolucionan rápidamente a cuadros graves. El uso excesivo de antibióticos favorece las resistencias y complicaciones urológicas en los lesionados medulares a medio y largo plazo, como las infecciones crónicas de la vejiga, los cuadros de uretritis y epididimitis. (Strassburguer, Hernández, & Barquín, pág. 33)

Aspecto Psicológico

La silla de ruedas en una persona cuadripléjica simboliza una relación directa debido a que es parte de su cuerpo es por ello que Pinho, Garanhani y Shizufo, en su estudio Representaciones

sociales de la silla de ruedas para la persona con lesión de la médula espinal presenta que es símbolo de una carencia, cuando siente una dependencia funcional; es un medio de locomoción y transporte, después del rescate de sus potenciales funcionales; pasa a integrar parte de su cuerpo; y finalmente, el concepto de autonomía bajo las cuatro ruedas, al adaptarse a su nueva capacidad de movimiento (Pinho, Garanhani, & Shizufo, 2010, pág. 1)

En relación a la parte psicológica llevan consigo varios aspectos que afectan a las personas por su uso prolongado de las sillas de ruedas, las cuales se pueden determinar por medio de estudios realizados, de donde se destacan los siguientes:

Según Giardino y Sales en su estudio “Enfrentamento à lesão medular traumática”, manifiestan que la relación con la silla de ruedas desencadena un ilimitado número de sentimientos y comportamientos innatos a lo que es el ser humano. La extensión de estos sentimientos ocurre, desde las situaciones más básicas de dificultades, con el intuito entender y aceptar lo que le ocurre, esto desatado en impacto, miedo, falta de valor, vergüenza, dolor emocional profundo, negación de la situación, alteración de la imagen corporal, pérdida de la libertad, preguntas y creencia en la unidad divina, representación de ausencia de vida, sentimientos y deseos de suicidio hasta llegar a la esperanza de sanación y libertad, por la condición del uso de la silla de ruedas. (Giardino & Sales, 2007, pág. 60)

Es importante mencionar que el uso de silla de ruedas involucra dependencia de una persona externa lo cual psicológicamente afecta al paciente. Es así que Méndez, Sánchez y de la Iglesia en la publicación Presentación de un caso de rehabilitación psicosocial en una paciente con paraplejia flácida, aluden que las lesiones medulares pueden obligar a una persona a depender de sus cuidadores. A menudo hacen falta diversas tecnologías asistenciales para facilitar la movilidad, la comunicación, el auto asistencia o las actividades domésticas. Se estima que entre un 20 y 30 % de las personas con lesiones a nivel medular trae consigo signos clínicamente alarmantes tales como depresión la cual puede afectar negativamente en el funcionamiento personal y en general en la salud de los afectados. (Méndez, Sánchez, & de la Iglesia, 2016, pág. 1017)

Dentro del aspecto psicológico social, se debe poner énfasis en la autoestima de las personas que se encuentran utilizando las sillas de ruedas, y para poder conocer el porcentaje de afectación en este aspecto Pérez y Garaigordobil realizan un estudio comparativo en el cual se lleva a los

siguientes resultados que se presentan en las personas con discapacidad: en términos generales los datos de este estudio ponen de relieve que las personas con discapacidad motriz, en comparación con la población general, no se muestra mayor diferencias en autoconcepto-autoestima, lo que posiblemente se relacione en buena medida con el hecho de que todos los participantes con discapacidad pertenecen a una asociación en donde prestan servicios en ayuda a principios normalizados. (Pérez & Garaigordobil, 2014, pág. 355)

1.1.3. Discapacidad física en el Ecuador

Definición de Discapacidad Física

La discapacidad física según CONADIS y el Ministerio de Relaciones Laborales del Ecuador, se refiere a las deficiencias corporales y/o viscerales que ocasionan dificultad significativa o imposibilidad para realizar actividades de la vida diaria como caminar, manipular objetos, subir o bajar gradas, entre otras. Debido a estas deficiencias, este tipo de discapacidad requiere de adaptaciones al medio físico para la eliminación de barreras arquitectónicas que dificulten su adecuado desenvolvimiento. (CONADIS & Ministerio de Relaciones Laborales, 2013)

Estadísticas de Discapacidad Física

En la Figura 3 se puede observar el porcentaje de discapacitados según su tipo de discapacidad, considerando un total de 425 877 personas registradas. La discapacidad física es la que más personas lo sufren, teniendo 199 268 personas dentro de este grupo.

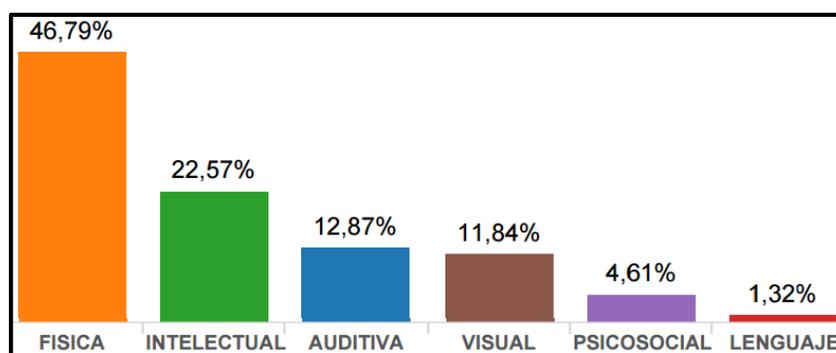


Figura 3. Estadísticas de discapacidades registradas en el Ecuador.
Fuente: (Villamarín, Discapacidad Ecuador, 2017)

Dentro de discapacidades físicas registradas, se observa en la Figura 4 el porcentaje de personas de acuerdo a su grado de discapacidad, siendo una discapacidad física leve la más numerosa en el Ecuador.

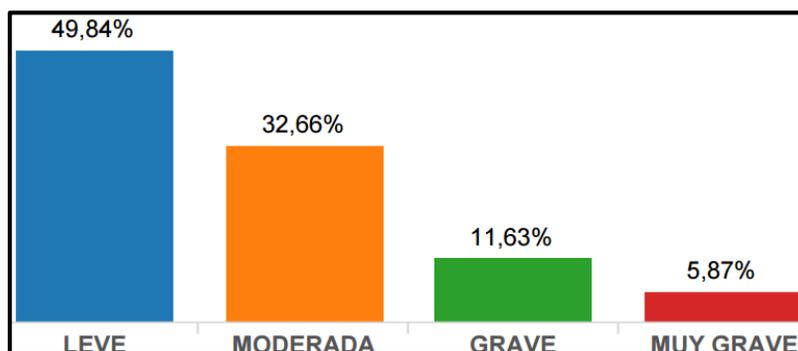


Figura 4. Estadísticas de discapacidad física según el grado de discapacidad.

Fuente: (Villamarín, Discapacidad Ecuador, 2017)

Inclusión laboral de personas con discapacidad física

El “Manual de buenas prácticas para la inclusión laboral de personas con discapacidad” elaborado por CONADIS & Ministerio de Relaciones Laborales, manifiesta que las empresas públicas y privadas que tengan 25 o más trabajadores, deben contratar el 4% de personas con discapacidad en labores permanentes, apropiadas en relación a sus conocimientos, capacidades, condición física y aptitudes. Además, desde el año 2013 se ha hecho énfasis en apoyar a personas discapacitadas, ya que se ha podido identificar impactos positivos en los lugares que acogen a estas personas como: en una empresa los equipos de trabajo son más unidos, productivos y respetuosos ante la diversidad; mejora de la imagen corporativa ante los clientes externos y frente a empresas del mismo giro de negocio; acertado cumplimiento de la responsabilidad social. (CONADIS & Ministerio de Relaciones Laborales, 2013, pág. 14)

Según estadísticas actuales, hasta septiembre del 2017 se encuentran laborando y con afiliación activa un total de 45 799 personas, lo cual representa el 22.98% del total de personas con discapacidad física. (Villamarín, Discapacidad Ecuador, 2017)

1.2. Planteamiento Del Problema

Este proyecto se enfoca en pacientes cuadripléjicos grado C6 a C8, lo que involucra a las personas que tienen parálisis total o parcial de los brazos, manos, tronco, piernas y órganos

pélvicos. Para ello se ha identificado como problemas principales: la importancia de la posición de bipedestación, control de la silla y movimiento de traslación.

En el primero, se propone diseñar un mecanismo de barras paralelas que se adapte a una silla de ruedas comercial, que permita al usuario alcanzar la posición de bipedestación. Cuando el usuario está sentado el asiento debe estar paralelo al suelo para evitar el deslizamiento hacia delante, y cuando se requiera la posición de bipedestación debe tener un ángulo máximo de 70 grados para evitar que el usuario resbale. Con el diseño del mecanismo, el cual al aplicar un movimiento rotacional sobre una de las barras horizontales logrará mantener la posición perpendicular del respaldo con respecto al piso, para obtener el movimiento rotacional en la barra horizontal, se acoplará al centro de la misma la terminación del vástago de un motor lineal.

En el segundo, se plantea controlar principalmente los movimientos de la silla mediante la voz del usuario, cuya característica es que funcione exclusivamente con su voz, para ello se necesita realizar previamente el entrenamiento de los comandos de voz, esto debido a la limitación de movimiento que posee en sus extremidades superiores, lo cual no le permite controlar mediante botonera o joystick los movimientos de la silla, pese a esto se añadirá una botonera como alternativa en caso que ocurra un fallo con el control por voz.

En el tercero, se desarrollará un sistema de transmisión de potencia acoplado a las ruedas traseras de la silla, para que con el uso de motores eléctricos ésta pueda trasladarse.

Para salvaguardar la seguridad física del usuario se utilizará un sistema de sujeción constituido por cinturones de seguridad de 2 puntos tanto para el abdomen como para las extremidades inferiores.

De esta manera el equipo tendrá las siguientes características:

- Sistema de bipedestación compuesto por un mecanismo de barras paralelas y accionado por un motor lineal.
- Sistema de control por voz.
- Sistema de traslación compuesto por motores eléctricos.
- Sistema de sujeción.
- Sistema de alimentación compuesto por una fuente de energía portable.
- Sistema de control alternativo en caso de fallar el control principal de voz.

1.3. Justificación E Importancia

El uso de silla de ruedas impone barreras que limitan a la persona para encontrar empleo, ser independientes y sobre todo su uso excesivo provoca enfermedades secundarias debido a los largos periodos de inmovilidad que algunas de ellas tienen que soportar.

Ayudar a una persona parapléjica o cuadripléjica a estar de pie es una excelente alternativa, para reducir el riesgo de lesiones secundarias, ayudando al mismo tiempo a mejorar su desempeño en el trabajo, estudio y actividades cotidianas. Es por estas razones que implementar sistemas de elevación a sillas de ruedas es de gran importancia para ayudar a estos usuarios, sin dejar de lado la ergonomía que requiere la silla.

Con los avances de la tecnología para la elaboración de sillas bipedestadoras dentro y fuera de la universidad, se puede seguir avanzando para mejorar el confort y funcionamiento que los usuarios requieran. La mayoría de los proyectos desarrollados a nivel nacional han sido enfocados a personas parapléjicas, debido a que su sistema de activación de movimientos se lo realiza por medio controles manuales en los cuales la movilidad y flexibilidad de las extremidades superiores son necesarias, pero no existe un avance para personas cuadripléjicas.

Con la elaboración del proyecto de titulación “Diseño y construcción de una silla de bipedestación eléctrica para personas cuadripléjicas activada por voz, de bajo costo”, permitirá a cualquier persona que pueda hablar, activar exclusivamente con su voz la silla. Además el proyecto está enfocado a implementar un diseño de bajo costo que esté al alcance de personas de bajos recursos económicos.

1.4. Área De Influencia

El presente proyecto se desarrollará como proyecto de titulación de la Carrera de Ingeniería Mecatrónica, para el Laboratorio de Mecatrónica y Sistemas Dinámicos que pertenece al Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica. Se enfocará en el diseño del mecanismo de bipedestación, traslación de la silla y control automático por voz, con el objetivo principal de solventar las necesidades presentadas por usuarios que sufran de cuadriplejia.

Este producto constituirá el primer prototipo disponible en el Laboratorio de Mecatrónica y Sistemas Dinámicos, que servirá de motivación para que se desarrollen mejoras en los distintos sistemas que constituyen a la silla.

1.5. Objetivos

1.5.1. Objetivo General

Diseñar e implementar un prototipo de silla de bipedestación eléctrica para personas cuadripléjicas activada por voz, con componentes de bajo costo para personas de escasos recursos económicos.

1.5.2. Objetivos Específicos

- Diseñar un sistema de bipedestación, que permita a la persona estar de pie, mediante el uso de un mecanismo confiable, evitando posibles accidentes al momento de su implementación.
- Construir una silla de ruedas que posea un sistema de bipedestación que permita mejorar la movilidad natural de personas cuadripléjicas al ponerse de pie, mediante la utilización de componentes de bajo costo que estén al alcance de usuarios de escasos recursos económicos.
- Implementar un sistema eléctrico para dar un movimiento traslacional a la silla de bipedestación, mediante el uso de motores de corriente continua.
- Implementar un motor lineal que permita alcanzar la posición de bipedestación, de forma estable y segura.
- Activar mediante comandos de voz los movimientos traslacional y de bipedestación de la silla, de tal forma que obedezca a órdenes de una sola persona.

1.6. Alcance

Se plantea la posibilidad de realizar una silla de bipedestación eléctrica que brinde comodidad e independencia a usuarios cuadripléjicos. Su activación será exclusivamente por la voz del usuario y para conseguir la posición de bipedestación, se usará un mecanismo de barras paralelas, el cual permite obtener una posición correcta del usuario brindando al mismo tiempo seguridad.

En este capítulo se puede concluir que la discapacidad física en el Ecuador tiene el número más alto de personas que otras discapacidades existentes, es por ello que este proyecto es muy determinante ya que se estaría ayudando a un número considerable de personas, además de mejorar su calidad de vida, esto debido a que con la posición de bipedestación se prevendría enfermedades secundarias descritas anteriormente.

CAPÍTULO 2

En este capítulo se realiza un estudio bibliográfico de artículos científicos elaborados por especialistas en temas relacionados acerca de la ergonomía que debe poseer una silla de ruedas, mecanismos usados para que el usuario alcance la posición de bipedestación, utilizando materiales que sean resistentes y a la vez livianos. Se incluye información de sistemas eléctricos que han sido activados por la voz del usuario, para comprobar la efectividad y seguridad de este tipo de control.

2. Estado del Arte

2.1. Ergonomía en sillas de ruedas

La ergonomía en sillas de ruedas se basa en permitir que el usuario tenga la mejor funcionalidad, comodidad y movilidad tanto física como mental, según Patricia Herrera y Daniel Mayoral en su estudio “Una propuesta de silla de ruedas ergonómica y económica”. En el estudio se establece que los factores que determinan una ergonomía en la silla de ruedas KRIPTON son: la anchura del asiento debe quedar ajustada, profundidad del asiento debe ser la misma que la del cojín, la altura delantera del chasis tiene que ser mayor que la trasera y la distribución del peso en sillas ligeras debe ser 80% en las ruedas traseras y 20% en las delanteras. (Herrera & Mayoral, 2011).

Desde el punto de vista ergonómico para Brutti, Sattler, Cuesta, Canavelli y Donisi en su estudio “Motorización de Sillas de Ruedas Convencionales” recomiendan que para mantener una buena postura el ángulo entre la pelvis y el fémur, rodilla, tobillos sea de 90° respectivamente. Análogamente en la silla de ruedas el ángulo entre el respaldo y el asiento, el asiento y el reposapiernas deberían ser de 90°. Además, sugieren que el respaldo sea lo bastante alto como para estabilizar la espalda del usuario. (Brutti, Sattler, Cuesta, Canavelli, & Donisi, 2010, pág. 2)

Finalmente se puede concluir que la ergonomía es el estudio de los cambios que se deben efectuar en el ámbito en el que una persona va a realizar una actividad, en este caso de las personas discapacitadas sería las modificaciones ya sea al espacio en el que se desenvuelven o las modificaciones a la silla de ruedas para mayor comodidad, es así que el estudio realizado por San Antonio, López, Sánchez y Urrutia acerca de la “Metodología para incentivar la inserción laboral de personas en sillas de ruedas”, comparan los costos relacionados con la inserción laboral de

personas en sillas de ruedas si se modifica el ambiente de trabajo o si se varía las prestaciones de las sillas de ruedas, concluyendo que no es necesario modificar el medio para la persona con discapacidad y en su lugar es mejor modificar las sillas de ruedas para que le permita superar determinados obstáculos. (San Antonio, López, Sánchez, & Urrutia, 2015)

2.2. Sillas bipedestadoras

Una reciente propuesta de una silla de bipedestación realizada por Ghani y Tokhi que incorporan en su trabajo, “Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Control Mechanisms of Two-Wheeled Wheelchair” un mecanismo de elevación modelado a partir del concepto de un péndulo doble invertido, muestra una forma novedosa de llevar el asiento y el ser humano a la posición de bipedestación, desde una posición estándar de una silla ruedas hasta una posición vertical de dos ruedas como se observa en la Figura 5. Como se puede observar en la Figura 6, aunque el mecanismo de elevación puede aumentar la altura del asiento, todavía no es suficiente para que la pierna del ser humano se ponga sobre el reposapiernas, por lo tanto, se incorpora un actuador lineal (V_h) para elevar el asiento a una altura adicional. Se necesitan dos motores rotativos para girar el asiento del usuario (V_α) y mantener la posición del espaldar (V_β). Estos mecanismos se realizan utilizando motores que giran en paralelo con las rodillas del usuario poniendo al usuario en una posición de pie, permitiendo que la pierna del hombre se mueva hacia abajo y esté en una posición vertical recta. El estudio concluye que al realizar las respectivas pruebas para distancias de recorrido de 4m y 5m, la silla demostró tener la capacidad de trasladarse hacia adelante una vez que se ha transformado completamente en una posición vertical de dos ruedas. Aun así se observó que la operación de bipedestación a sentada es más desafiante que viceversa en términos de confort del usuario, ya que las llantas que se encuentran elevadas deberán mantener un buen contacto con la tierra cuando aterricen en el suelo. (Ghani & Tokhi, 2016)



Figura 5. Transición hacia una posición vertical de dos ruedas.

Fuente: (Ghani & Tokhi, 2016)

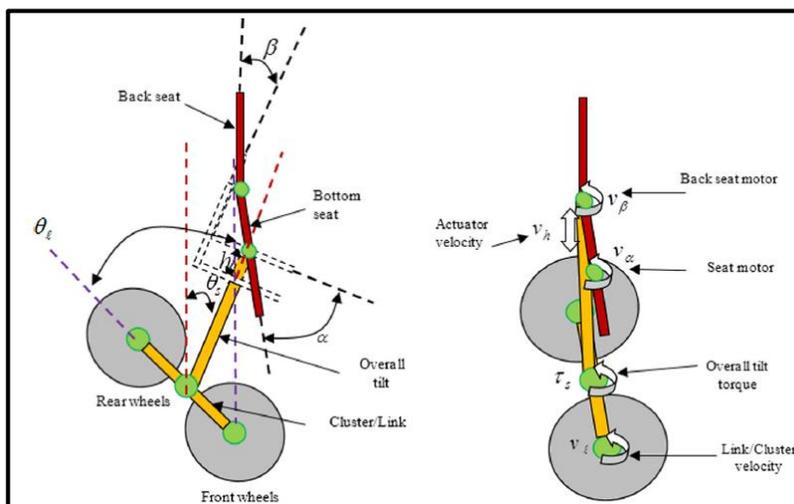


Figura 6. Diagrama de la silla de bipedestación.

Fuente: (Ghani & Tokhi, 2016)

El trabajo realizado en Venezuela acerca del “Diseño de un equipo de bipedestación”, el cual permite realizar terapias, para ello iniciaron el estudio del movimiento del cuerpo humano al ponerse de pie, aplicando principios de la mecánica y biomecánica; la mecánica se utiliza en el estudio de fuerzas y sus efectos; mientras que la biomecánica se apoya en la anatomía, la antropometría, y la fisiología para analizar a la persona tanto en movimiento como en reposo. En el estudio escogieron simular este fenómeno utilizando un mecanismo de cuatro barras, el cual es una solución simple y de ella se derivan muchos de los modelos bipedestadores comerciales actuales (ver Figura 7). El estudio que fue realizado por Saavedra, García y Antonio, finalmente concluye que el equipo se desempeñó de forma correcta, debido a que los resultados obtenidos en las simulaciones del armazón del equipo bipedestador, están por encima de los esfuerzos calculados para la condición crítica de trabajo, por lo cual es recomendable usar un mecanismo de cuatro barras para replicar el movimiento del ser humano al ponerse de pie. (Saavedra, García, & Antonio, 2013)

Los equipos bipedestadores no solo ayudan a dar más independencia al paciente, sino también a mejorar su calidad de vida, ya que debido a los largos periodos de inmovilidad que los pacientes poseen, son propensos a adquirir enfermedades secundarias. Por tal razón en el estudio realizado sobre el “Diseño de un prototipo de bipedestador para pacientes pediátricos con espina bífida”, los autores Quiñones, Robayo y García, determinaron que la utilización de equipos

bipedestadores mejoraron los siguientes aspectos del paciente: en el sistema musculoesquelético, los músculos de los muslos y piernas del usuario, se encontró un aumento considerable de la dureza de estos; se disminuyó el consumo de fármacos utilizados para prevención de problemas en el sistema urinario; se logró un cambio favorable en la parte anímica del usuario, ya que se generó una mejor disposición a realizar actividades en las cuales comúnmente no participaba. Por estas razones, los autores afirman que el prototipo producido en la investigación es necesario y útil. (Quiñones, Robayo, & Garcia, 2013)

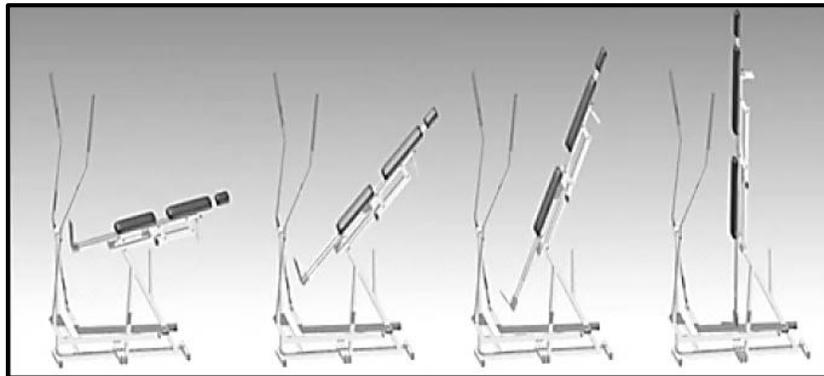


Figura 7. Simulación de operación del equipo de bipedestación.
Fuente: (Saavedra, García, & Antonio, 2013)

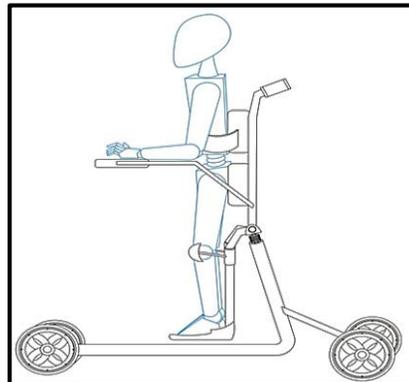


Figura 8. Prototipo de bipedestación pediátrico.
Fuente: (Quiñones, Robayo, & Garcia, 2013)

2.3. Sistemas eléctricos activados por voz

Los sistemas activados por voz están siendo enfocados principalmente a ayudar a personas con alguna discapacidad o personas de la tercera edad. En la Universidad de Chittagong se desarrolló el proyecto “3rd Hand: A Device to Support Elderly and Disabled Person”, que tuvo como

objetivo desarrollar un sistema para ayudar a ancianos o personas discapacitadas a encender o apagar luces, ventiladores, etc., usando su voz. Para ello, Ummay Habiba y otros, utilizaron un módulo de reconocimiento de voz para Arduino y al realizar las pruebas necesarias obtuvieron que una vez entrenada la voz del usuario y en un ambiente no ruidoso, el modulo lograba reconocer los comandos pronunciados. Pero al estar en un ambiente ruidoso, el reconocimiento de la voz fallaba, por lo cual los autores recomiendan que se mejore el sistema de reconocimiento de voz para ambientes ruidosos, ya que de esta forma el sistema que se obtiene será más confiable. (Habiba, Barua, Ahmed, Dey, & Ahmmed, 2015)

Un estudio enfocado en mejorar y facilitar la forma de controlar una silla de ruedas fue realizado por Duojin Wang y Hongliu Yu quienes desarrollaron el proyecto “Development of the Control System of a Voice-Operated Wheelchair with Multi-posture Characteristics”, en el cual implementaron a una silla de ruedas un control por voz, para comandar la posición de bipedestación y acostada. Para ello utilizaron un módulo de reconocimiento de voz mediante el cual en primera instancia entrenaban la voz del usuario para después ocupar los respectivos comandos grabados. Para la primera prueba entrenaron al módulo en tres idiomas (Mandarín, Cantonés e Inglés), y al probarlo con la persona que realizó previamente el entrenamiento, obtuvieron un porcentaje de reconocimiento entre 94 y 100%. En su segunda prueba una mujer efectuó el entrenamiento, y al realizar pruebas con la misma persona obtuvieron 98 a 100% de aciertos, mientras que al probar con otras personas los resultados fueron entre 2 y 70% de aciertos. Con estos resultados, el trabajo concluye que el sistema de voz sólo reconoce los comandos que fueron grabados por el entrenador, además que las pruebas de control de voz indican que el módulo se puede aplicar bien a la silla de ruedas, por lo que es conveniente implementar para facilitar el control de la silla. (Wang & Yu, 2017)

2.4. Tecnologías de bajo costo en sillas bipedestadoras

El costo es un factor determinante a la hora de escoger un producto en el mercado, pero al adquirir un artículo de bajo costo, implica una disminución de la calidad y comodidad, ya que la relación calidad-costo es directamente proporcional en el ámbito comercial. Es por ello que actualmente se realizan estudios para que dicha relación sea mínima y económicamente rentable, proporcionando una mayor accesibilidad a las personas de recursos económicos limitados.

En sillas bipedestadoras, el costo de su fabricación presenta inconvenientes, ya que los materiales usados deben tener características mecánicas que garanticen la seguridad de la persona que utilice el dispositivo. Los señores Ahmed, Karim y Nahiyen en su trabajo “Design, Simulation and Construction of an Automatic Wheelchair”, tuvieron como objetivo principal diseñar un prototipo de silla de ruedas automática con control por botón, fabricada a partir de los recursos disponibles localmente y tecnologías más baratas, para personas discapacitadas en el país en desarrollo como Bangladesh. Al realizar un análisis de tensiones usando una fuerza de 980 [N] en aluminio, hierro fundido, acero inoxidable y acero dulce; obtuvieron que del resultado del análisis se demuestra mediante simulación que el acero dulce y acero inoxidable pueden soportar mayor estrés, y su tensión y desplazamiento es más bajo que los otros materiales. Por lo tanto, debido al buen resultado, el bajo costo en el mercado y la disponibilidad; el acero suave fue seleccionado como material para la estructura de la silla de ruedas. Los autores concluyen que; debido al diseño cuidadoso, selección de mecanismos y componentes mecánicos combinados, la silla cumplió con las especificaciones de soportar un peso máximo de 100 [Kg], ya que, al realizar pruebas de estabilidad la silla operó de manera eficiente. (Ahmed, Karim, & Helal-An-Nahiyen, 2015)

Otro material ligero utilizado en la fabricación de sillas de ruedas es el acero inoxidable, éste fue usado en la investigación que busca satisfacer las necesidades de los pacientes parapléjicos de bajos recursos económicos, realizada por Ayodeji, Kanakana y Adeyeri, en la cual plantearon una silla de ruedas de altura regulable, utilizando materiales de bajo costo y fácilmente disponibles. La elección de materiales para el diseño y la fabricación de la silla de ruedas se basó en los siguientes criterios: disponibilidad del material; las propiedades del material y la idoneidad de las condiciones de trabajo en servicio. (Ayodeji, Mukondeleli, & Kanisuru, 2015)

Se concluye en este capítulo, para obtener una silla ergonómica se debe considerar un ángulo de 90° entre la pelvis y el fémur, y el respaldo debe ser lo suficientemente alto para dar estabilidad a la espalda del usuario. En cuanto al mecanismo de bipedestación recomiendan utilizar cuatro barras que permiten simular la forma natural en la cual las personas se ponen de pie, y los materiales recomendados para su construcción son acero inoxidable o tubo negro. El control por voz se recomienda usarlo en ambientes no ruidosos, para obtener un mayor grado de confiabilidad al reconocer los comandos.

CAPÍTULO 3

En este capítulo se realiza y analiza una matriz QFD para garantizar que el dispositivo cumpla con los requerimientos del usuario, se diseña el mecanismo de bipedestación y se analiza el elemento crítico de la estructura para determinar el material a usar en base a las cargas que deberá soportar, posteriormente se simula mediante software para confirmar esfuerzos, y factor de seguridad que los elementos diseñados puedan soportar. Se realiza un dimensionamiento de los motores a utilizar en la bipedestación y traslación, y se especifica los componentes que se utilizarán para su control.

3. Diseño Mecatrónico

3.1. Planificación QFD

3.1.1. Recopilación de información

La recopilación de información se realizó mediante entrevistas al Ing. Luis Eras, Sra. Marcela Tipantuña y Sra. Blanca Gaibor, quienes han utilizado silla de ruedas por 12, 7 y 35 años respectivamente y que trabajan en el Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades. Se realizaron varias preguntas con la finalidad de conocer los requerimientos que consideraban importantes para una silla de ruedas. Posteriormente se interpreta la necesidad dada por el usuario, como se muestra en la Tabla 1.

Tabla 1

Frase del cliente y su interpretación.

Frase del cliente	Necesidad
Quisiera que la silla sea de velocidad moderada	La silla de ruedas tiene una velocidad aproximada de una persona al trotar.
Desearía que la silla sea fácil de controlar	La silla debe ser de fácil control
Quisiera levantarme de forma segura	La silla alcanza la posición de bipedestación brindando estabilidad
Quisiera que sea liviana	La silla debe ser ligera
Me gustaría que sea durable	La estructura de la silla debe ser resistente
Me gustaría que no sea costosa	La silla es económica

3.1.2. Importancia relativa de las necesidades

Los entrevistados en base a su experiencia ayudaron a determinar la importancia de cada necesidad, tomando en cuenta la siguiente escala:

- | | |
|---------------------------|--------------------|
| 5: Muy importante | 2: Poco Importante |
| 4: Importante | 1: Nada Importante |
| 3: Más o menos importante | |

Obteniendo así los resultados mostrados en la **Tabla 2**.

Tabla 2

Importancia relativa de las necesidades del cliente.

Necesidad	Importancia
La silla de ruedas tiene una velocidad aproximada de una persona al trotar	3
La silla debe ser de fácil control	3
La silla alcanza la posición de bipedestación brindando estabilidad	3
La silla debe ser ligera	4
La estructura de la silla debe ser resistente	5
La silla es económica	4

3.1.3. Jerarquización de las necesidades

En base a la puntuación obtenida para la importancia de cada necesidad de la Tabla 2, se ordena de forma descendente, y la jerarquización se puede ver en la Tabla 3.

Tabla 3

Jerarquización de las necesidades.

Orden	Necesidad
1	La estructura de la silla debe ser resistente
2	La silla debe ser ligera
3	La silla es económica
4	La silla alcanza la posición de bipedestación brindando estabilidad
5	La silla debe ser de fácil control
6	La silla de ruedas tiene una velocidad aproximada de una persona al trotar

3.1.4. Interpretación Técnica

Se interpreta cada necesidad del usuario en un lenguaje técnico, como se muestra en la Tabla 4.

Tabla 4
Lista de métricas.

Orden	Necesidad	Interpretación Técnica
1	La estructura de la silla debe ser resistente	Resistencia a la tensión de los materiales
2	La silla debe ser ligera	Peso y dimensiones de las partes de la silla
3	La silla es económica	Materiales de las partes de la silla
4	La silla alcanza la posición de bipedestación brindando estabilidad	Cinturones de seguridad, motor lineal, mecanismo de barras paralelas
5	La silla debe ser de fácil control	La silla se controla por comandos de voz
6	La silla de ruedas tiene una velocidad aproximada de una persona al trotar	Motores reductores

3.1.5. Matriz QFD

Tomando en cuenta las características técnicas y requerimientos del usuario, se obtiene la matriz QFD indicada en la Figura 9.

Requerimientos del usuario		Importancia ponderada de los requisitos técnicos		Características técnicas					
		Importancia para el cliente (1 al 5)		Resistencia a la tensión de los materiales a usar	Peso y dimensiones de las partes de la silla	Materiales de las partes de la silla	Cinturones de seguridad, motor lineal, mecanismo de barras paralelas	La silla se controla por comandos de voz	Motores reductores
1	La estructura de la silla debe ser resistente	5	14	1	2	3	4	5	6
2	La silla debe ser ligera	4	14	3	5	5	5	1	5
3	La silla es económica	4	15	5	5	5	5	3	5
4	La silla alcanza la posición de bipedestación brindando estabilidad	3	15	1	4	1	5	1	2
5	La silla debe ser de fácil control	3	7	1	1	1	3	5	2
6	La silla de ruedas tiene una velocidad aproximada de una persona al trotar	3	8	1	4	3	2	1	5
Importancia ponderada respecto requerimiento del cliente (absoluta)				66	72	80	75	42	72
Importancia ponderada respecto requerimiento del cliente (relativa)				1,571	1,714	1,905	1,786	1	1,714
Evaluación ponderada de los requisitos del cliente respecto a los del producto		ABSOLUTA		132	144	168	157,5	42	79,2
		RELATIVA		3,143	3,429	4	3,75	1	1,886

Figura 9. Matriz QFD.

Análisis de la matriz QFD

En la Tabla 5 se muestra el orden de importancia de las características técnicas, obtenidas en la matriz QFD.

Tabla 5

Orden de importancia de las características técnicas.

Orden	Característica Técnica	Puntuación obtenida
1	Materiales de las partes de la silla	4.00
2	Cinturones de seguridad, motor lineal, mecanismo de barras paralelas	3.75
3	Peso y dimensiones de las partes de la silla	3.43
4	Resistencia a la tensión de los materiales a usar	3.14
5	Motores reductores	1.89
6	La silla se controla por comandos de voz	1.00

Se determina que los materiales de las partes de la silla es la característica técnica más importante a tomar en cuenta en el desarrollo del diseño.

3.2. Diseño del sistema mecánico

3.2.1. Análisis dimensional del cuerpo de una persona

Considerando el estudio antropométrico realizado por (Flores, 2015), en el cual analiza dimensionalmente el cuerpo de una persona, se toman las medidas más relevantes que servirán como referencia para dimensionar la estructura de la silla de bipedestación.

En la Tabla 6 se especifica los valores a utilizar.

Tabla 6

Medidas del asiento y espaldar de la silla de bipedestación.

	Denominación	Medida (mm)
Asiento	Ancho	435
	Profundidad	460
	Altura	450
Espaldar	Altura con respecto al asiento	850
	Ancho	435

3.2.2. Diseño del sistema de bipedestación

La posición de bipedestación se puede alcanzar mediante la elevación del asiento hasta una inclinación máxima de 70 grados, además el espaldar debe mantenerse perpendicular con

respecto al piso desde la transición de la posición sentada hasta alcanzar la bipedestación, evitando que la persona sea expulsada durante el proceso.

En el Estado del Arte realizado en el Capítulo 2, se concluyó que usar un mecanismo de cuatro barras es útil para replicar el movimiento del ser humano al ponerse de pie. El mecanismo escogido para elevar el asiento es el mecanismo del paralelogramo mostrado en la Figura 10. En el cual se puede observar que al aplicar un movimiento rotacional sobre el eslabón motriz o en el eslabón de salida, se logra mantener la posición perpendicular respecto al piso del eslabón conector que representa el espaldar. Para alcanzar la inclinación deseada para el asiento, se debe restringir el movimiento del eslabón motriz o en el eslabón de salida, lo cual se logra acoplando un motor lineal.

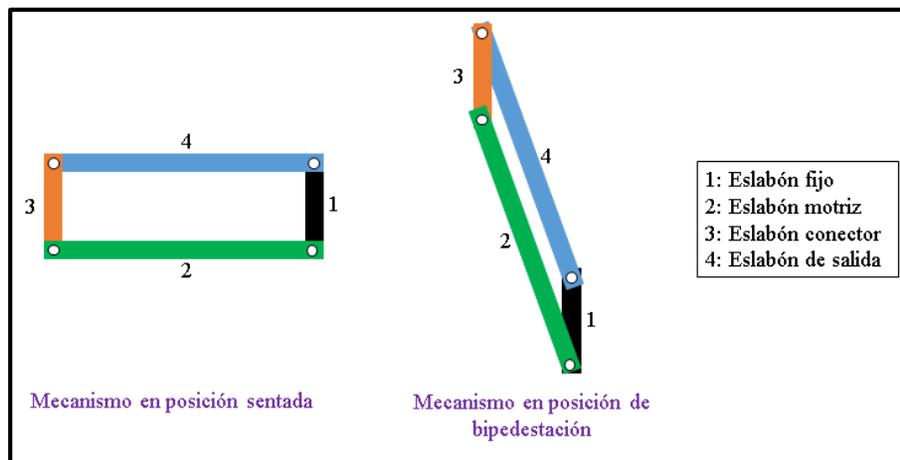


Figura 10. Vista lateral de las partes del mecanismo del paralelogramo.

Para el diseño del mecanismo se sigue los pasos descritos a continuación:

1. Dibujar el segmento AB, seleccionando una longitud de 80 mm.
2. Extender desde A, el primer punto de giro O, a una distancia de 460 mm medida que corresponde a la profundidad del asiento detallada en la Tabla 6.
3. Dibujar desde O un segmento con inclinación de 70° y un largo de 460 mm.
4. Dibujar el segmento A'B', esta será la posición final del mecanismo.

Después de realizar varias iteraciones para seleccionar la medida AB, fue seleccionada la medida de 80mm tomando en cuenta que es la distancia mínima con la cual el mecanismo no se traba y además lo que se busca es optimizar el uso del material, ya que la silla es de bajo costo. Esta afirmación se comprueba observando la Figura 11.

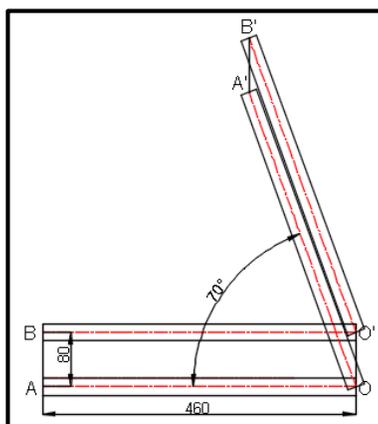


Figura 11. Mecanismo de bipedestación.

Selección de la geometría

La selección de la geometría del tubo a utilizar se realiza mediante la comparación entre los momentos de inercia de cada sección, se observa en la Figura 12 que un tubo cuadrado hueco el momento de inercia varía de acuerdo al eje de giro X o Y, mientras que en una sección circular hueca el momento de inercia permanece constante.

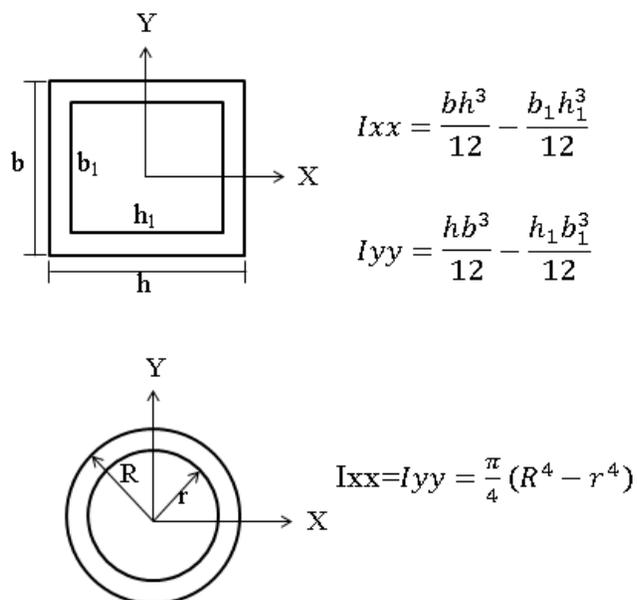


Figura 12. Geometría de tubos y sus momentos de inercia

Por esta razón la geometría a utilizar para la estructura de la silla de bipedestación es un tubo redondo, y además considerando que esta sección carece de aristas, se considera más seguro al estar en contacto con la persona.

Selección del material

Se utilizó una silla de ruedas comercial para la construcción de la silla de bipedestación, a la cual se le reemplazo principalmente el asiento, espaldar y reposabrazos. A continuación, se detallan los materiales utilizados en cada caso.

Mecanismo de elevación.

En el apartado 2.4 se detallan materiales que han sido usados en la fabricación de sillas de ruedas, por lo tanto, al tratarse de artículos científicos y después de un análisis se decide escoger como material entre el acero inoxidable AISI 304 y acero al carbono (tubo negro ISO 2). Para ello se analiza sus características mecánicas (Tabla 7 y Tabla 8) y además su peso tomando en cuenta una longitud de 6 metros, y un tubo hueco de 1" x 2mm. Ver Tabla 9.

Tabla 7

Propiedades mecánicas del acero inoxidable AISI 304.

Resistencia a la tracción (MPa)	529.56
Resistencia a la cedencia min. (MPa)	205.94
Dureza HB (máx.)	190
Densidad (kg/m ³)	7930

Fuente: (Ivan Bohman C.A, 2016)

Tabla 8

Propiedades mecánicas del tubo negro ISO 2.

Resistencia a la tracción (MPa)	470.71
Dureza HB (máx.)	135
Densidad (kg/m ³)	7850

Fuente: (Ivan Bohman C.A, 2016)

Tabla 9

Comparación entre acero inoxidable AISI 304 y tubo negro ISO 2.

	Acero Inoxidable AISI 304	Tubo negro ISO 2
Densidad (kg/m ³)	7930	7850
Volumen (m ³)	4.599x10 ⁻⁴	
Peso (Kg)	3.647	3.610

Se decide usar el acero inoxidable AISI 304 debido a que el mecanismo de elevación deberá ser lo suficientemente robusto como para soportar al usuario sin presentar ninguna falla. Además, este material se escoge por su resistencia, disponibilidad en el mercado, amplio uso y su ligereza, ya que en la Tabla 9 se obtiene que el acero inoxidable resulta ser un 1.01% más pesado que el tubo negro ISO 2, lo cual no representa mayor incremento en el peso total de la estructura de la silla de bipedestación.

Espaldar y reposabrazos.

Al ser estructuras de apoyo y no elementos críticos de trabajo, se escoge como material al tubo negro ISO 2, debido al estudio realizado por Ahmed, Karim y Nahiyen en su trabajo “Design, Simulation and Construction of an Automatic Wheelchair”, en el cual comprueban que este acero es una buena alternativa frente a otros materiales por su bajo costo y disponibilidad en el mercado. Además, con lo analizado en el apartado anterior, posee características mecánicas confiables que harán que los elementos sean ligeros sin dejar de lado la resistencia.

Cálculo de resistencia del acero inoxidable

Los datos necesarios para el cálculo se realizan con un tubo redondo de 25.4 [mm] con un espesor de 2 [mm]. Se calcula el momento flector para verificar que la tensión que se produce es menor a la tensión admisible del material seleccionado.

La estructura se diseña para soportar a una persona con una masa de 100 Kg. Por lo tanto se tiene que:

$$F_1 = ma \quad (1)$$

Donde

F_1 Peso de la persona

m Masa de persona

a Gravedad

$$F_1 = 100 \times 9.81$$

$$\boxed{F_1 = 981 \text{ [N]}}$$

El peso máximo de la persona es de 981 N, a este valor se le agrega el peso de la estructura de bipedestación que será soportada por tubo en el subconjunto de soporte para el motor lineal, este elemento es considerado como el crítico cuando la persona se encuentra sentada. Con $F_2 =$

147.15 [N] y el valor de F_1 se obtiene una fuerza final de 1128.15 [N] y una longitud de 435 mm para el tubo de la estructura de soporte del motor lineal, como se observa en la Figura 13.

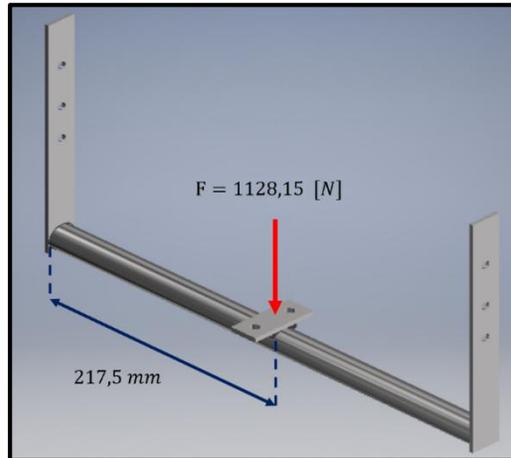


Figura 13. Fuerza máxima en el elemento crítico.

Se realiza un análisis estático, para conocer la carga que soporta el elemento crítico:

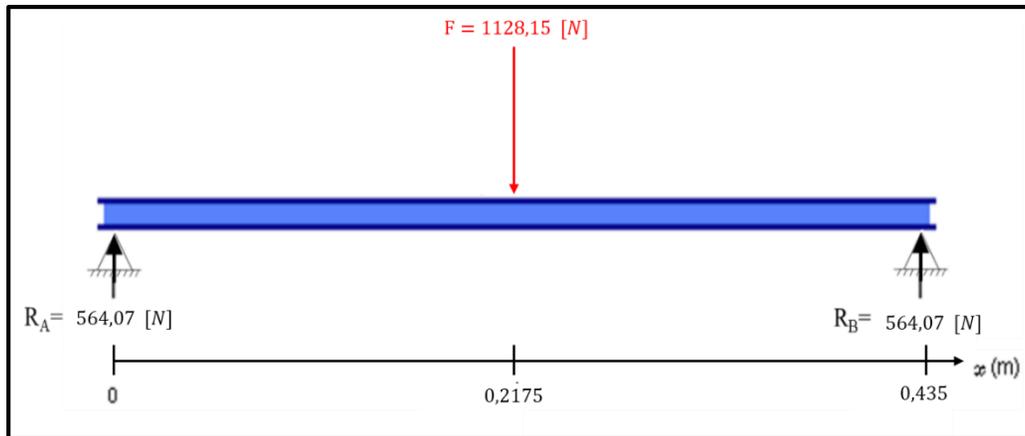


Figura 14. Diagrama de cuerpo libre del elemento crítico

Dónde:

F Carga que soporta el tubo

R_A Reacción en el punto A

R_B Reacción en el punto B

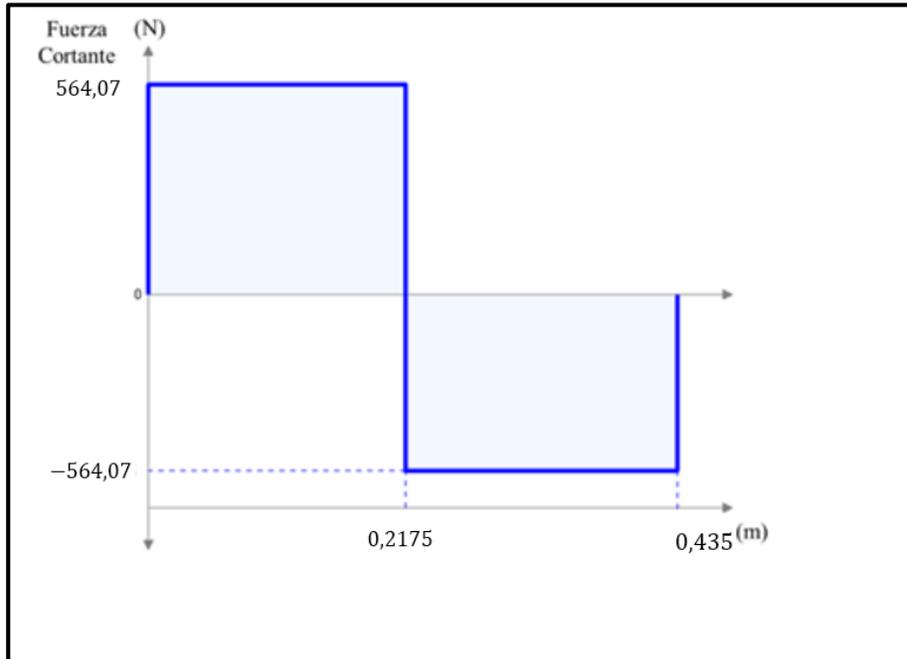


Figura 15. Diagrama de fuerzas cortantes.

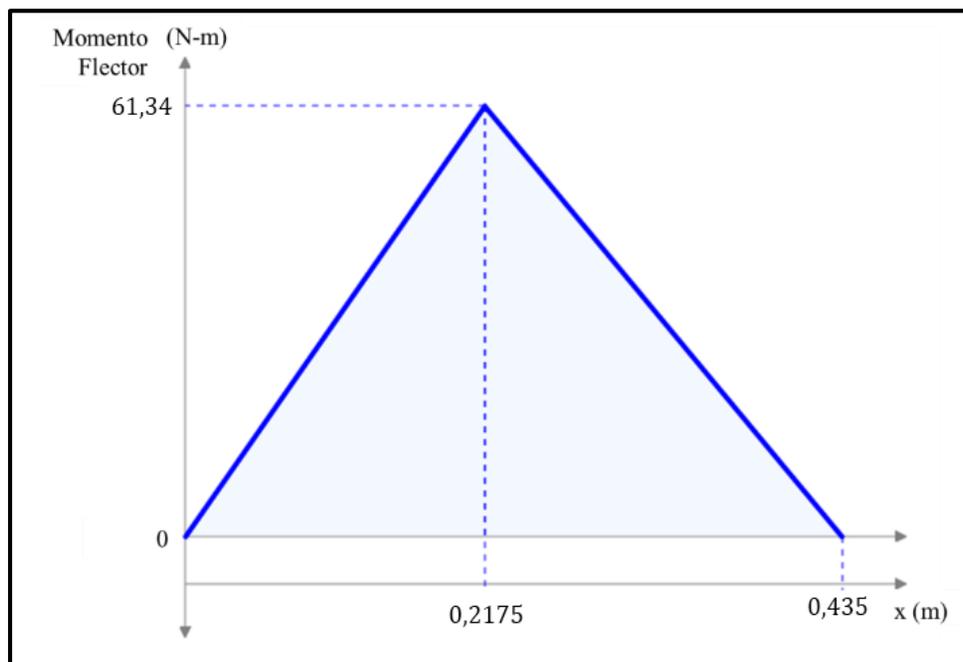


Figura 16. Diagrama de momentos cortantes.

Como se observa en la Figura 16, el momento máximo se produce a una distancia $0,212$ m, medida desde el punto A, y su valor es:

$$M_{max} = 61.34 \text{ [Nm]}$$

Para calcular el esfuerzo de flexión se utiliza la ecuación de Navier (1) con los siguientes datos
La inercia de la sección transversal es:

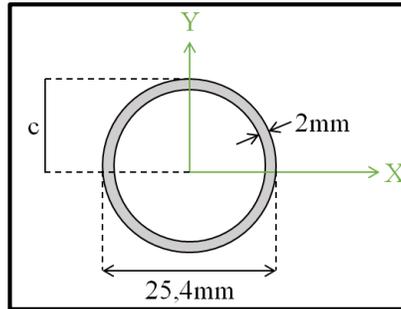


Figura 17. Sección transversal del tubo.

$$I = \frac{\pi(D^4 - d^4)}{64} \quad (2)$$

Dónde:

D Diámetro externo y d diámetro interno

$$I = \frac{\pi((0.0254)^4 - (0.0254 - 2 * 0.002)^4)}{64} = 1.01 \times 10^{-8} \text{ [m}^4\text{]}$$

Reemplazando en la ecuación (1) el esfuerzo de flexión resulta:

$$\sigma = \frac{61.34 * 0.0127}{1.01 \times 10^{-8}}$$

$$\sigma = 77.13 \text{ [MPa]}$$

En condición de cargas estables la Norma ANSI-ASME recomienda un factor de seguridad de 2. (Budynas & Nisbett, Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, 2008)

$$\sigma_{admissible} = \frac{S_y}{f_s} \quad (3)$$

$$\sigma_{admissible} = \frac{205.95}{2} = 102,98 \text{ [MPa]}$$

Si el material y medidas del tubo escogido son los correctos, se comprueba que:

$$\sigma_{admissible} \geq \sigma$$

$$102,98 \geq 77.13$$

El tubo de 25.4x2 mm de sección transversal y 435 mm de largo, cumple con los requerimientos para la carga máxima de trabajo.

Resistencia a la fatiga

El límite de resistencia a la fatiga, se lo obtiene usando la ecuación 6-8 de (Budynas & Nisbett, Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, 2008, pág. 274)

$$S'_e = 0.5S_{ut} \quad (4)$$

$$S'_e = 0.5 * 529.56 = 264.78 \text{ MPa}$$

Los ciclos de carga se obtiene utilizando las ecuaciones descritas en (Budynas & Nisbett, Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, 2008, pág. 276)

Resistencia a la fatiga está dada por:

$$S_f = aN^b \quad (5)$$

En el caso de un componente mecánico real, S'_e se reduce a S_f . (Budynas & Nisbett, Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, 2008, pág. 277)

Las constantes a y b, se obtienen aplicando las ecuaciones:

$$a = \frac{(f * S_{ut})^2}{S_e} \quad (6)$$

$$b = -\frac{1}{3} \log\left(\frac{f * S_{ut}}{S_e}\right) \quad (7)$$

El valor de 'f' es igual a 0.9, ocupado para un diseño conservador, este valor es recomendado por los autores del libro "Diseño en ingeniería mecánica de Shigley".

$$a = \frac{(0.9 * 529.56)^2}{264.78} = 857.89 \text{ MPa}$$

$$b = -\frac{1}{3} * \log\left(\frac{0.9 * 529.56}{264.78}\right) = -0.085$$

Como se quiere conocer el número de ciclos de carga a los que el elemento crítico va a fallar se utiliza el valor del límite de resistencia a la fatiga S_e obtenido de la ecuación (5)

$$N = \left(\frac{S_e}{a}\right)^{\frac{1}{b}} = \left(\frac{264.78}{857.89}\right)^{\frac{1}{-0.085}} = 1,01 \times 10^6 \text{ ciclos}$$

El elemento crítico soporta $1,01 \times 10^6$ ciclos de carga de trabajo.

3.2.1. Dimensionamiento de los pernos de sujeción

El objetivo de un perno consiste en sujetar dos o más partes. Cuando se ajusta la tuerca se estira el perno y de esta forma se produce la fuerza de sujeción llamada precarga. Cuando el perno pierde la precarga, comienza a soportar fallas por cortante y aplastamiento. Para este caso se analizará la unión con pernos si la precarga se pierde totalmente. (Budynas & Nisbett, Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, 2008, pág. 437)

Para cada caso descrito a continuación se tomó como referencia las fórmulas descritas por (Budynas & Nisbett, Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, 2008, pág. 438), de las cuales se despeja la fuerza (F) máxima que soportan los pernos, además se tienen los siguientes datos:

Perno de acero inoxidable, Clase 70

Diámetro: $d=5/16$ pulgadas= 7.938 mm

Resistencia de prueba mínima: $S_p= 450.00$ MPa

Resistencia mínima a la tensión: $S_{ut}= 700.00$ MPa

Factor de seguridad: $n_d=2$

Espesor de la placa: $t=3$ mm

Numero de pernos= 4

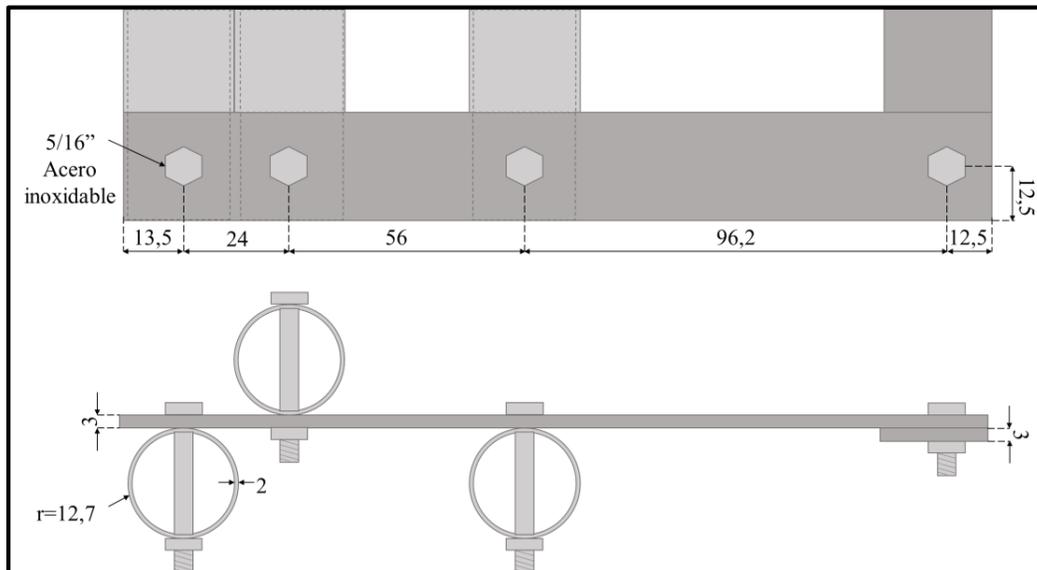


Figura 18. Ubicación de los pernos de sujeción en la placa delantera.

Cortante del perno, todos los pernos activos

Esfuerzo a cortante puro:

$$\tau = \frac{F}{A} \quad (8)$$

Dónde:

F: fuerza total a soportar

A: es el área de la sección transversal de todos los pernos en el grupo.

El esfuerzo admisible está dado por:

$$\tau_{adm} = \frac{0.577S_p}{n_d} \quad (9)$$

Reemplazando los datos en la ecuación (10) se obtiene:

$$\tau = \frac{F}{A} = \frac{F}{4 * \frac{\pi * d^2}{4}} = \frac{F}{\pi * (7.938x10^{-3})^2}$$

$$\tau = 5051.588F \quad (10)$$

Se iguala las ecuaciones (9) y (10), se despeja y se obtiene la fuerza máxima a soportar por el conjunto de pernos:

$$5051.588F = \frac{0.577S_p}{n_d}$$

$$F = \frac{0.577 * S_p}{5051.588 * n_d} = \frac{0.577 * 450x10^6}{5051.588 * 2} = 102.798 \text{ KN}$$

$$F = 10.479x10^3 \text{ Kg}$$

Aplastamiento de los pernos, todos los pernos cargados

$$\sigma = \frac{F}{A} = \frac{F}{2 * t * d} = \frac{S_p}{n_d} \quad (11)$$

Dónde:

A= área proyectada de un perno individual

t= espesor de la o las placas más delgadas

$$F = \frac{2tdS_p}{n_d} = \frac{2 * (3x10^{-3}) * (7.938x10^{-3}) * (450x10^6)}{2} = 7.144x10^3 \text{ N} = 728.236 \text{ Kg}$$

Aplastamiento de los elementos, todos los pernos activos

$$\sigma = \frac{F}{2 * t * d} = \frac{(S_y)_{elemento}}{n_d} \quad (12)$$

$$F = \frac{2td(S_y)_{elemento}}{n_d} = \frac{2 * (3 \times 10^{-3}) * (7.938 \times 10^{-3}) * (529.56 \times 10^6)}{2} = 8.407 \times 10^3 \text{ N}$$

$$F = 856.982 \text{ Kg}$$

Cortante del borde del elemento en dos pernos del margen

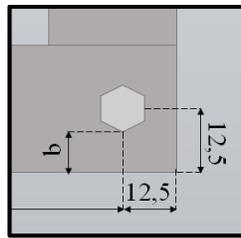


Figura 19. Perno más próximo al borde de la placa.

$$\tau = \frac{F}{4 * b * t} = \frac{0.577(S_y)_{elemento}}{n_d} \quad (13)$$

Dónde:

b= distancia menor entre el perno y el borde de la placa

$$F = \frac{4 * b * t * 0.577(S_y)_{elemento}}{n_d}$$

$$F = \frac{4 * \left[\left(12.5 - \frac{7.938}{2} \right) \times 10^{-3} \right] * (3 \times 10^{-3}) * 0.577 * (529.56 \times 10^6)}{2} = 15.640 \times 10^3 \text{ N}$$

$$F = 1594.291 \text{ Kg}$$

Fluencia por tensión de los elementos a lo largo de los agujeros de los pernos

$$\sigma = \frac{F}{[a - 4 * d]t} = \frac{F}{t} = \frac{(S_y)_{elemento}}{n_d} \quad (14)$$

Dónde:

a= ancho de la placa= 25mm

$$F = \frac{[a - 4d]t(S_y)_{elemento}}{n_d} = \frac{[(25 \times 10^{-3}) - (7.938 \times 10^{-3})] * (3 \times 10^{-3}) * (529.56 \times 10^6)}{2}$$

$$F = 27.106 \times 10^3 \text{ N} = 2763.099 \text{ Kg}$$

Fluencia del elemento

$$F = \frac{w * t * (S_y)_{elemento}}{n_d} \quad (15)$$

$$F = \frac{(25 \times 10^{-3}) * (3 \times 10^{-3}) * (529.56 \times 10^6)}{2} = 19.859 \times 10^{-3} N = 2024.362 Kg$$

En base al aplastamiento de los pernos, el valor de fuerza limitante es 728.236 Kg, y tomando en cuenta que la fuerza máxima a soportar es 100 Kg (peso máximo de la persona), se concluye que el perno de acero inoxidable, Clase 70 y diámetro de 5/16 pulgadas soportan la carga máxima de trabajo.

3.2.2. Soldadura

El diseño se lo realiza para una soldadura en línea, en el contorno del tubo circular. En la Figura 20 se puede observar la soldadura en el elemento crítico de la estructura, el cual debe soportar el peso de la persona y del mecanismo de bipedestación.

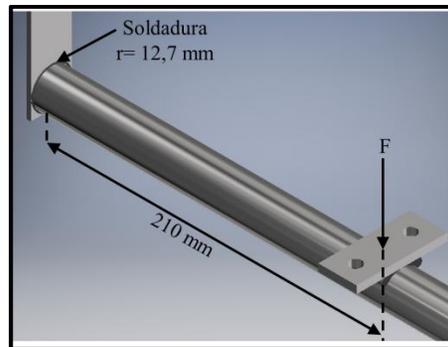


Figura 20. Soldadura en el elemento crítico.

F Fuerza a soportar por la soldadura=1128.15 N

n_d Factor de diseño= 2

r Radio de soldadura= 0.0127 m

d Distancia= 0.210 m

h Altura garganta= 5 mm

El electrodo para acero inoxidable es 308, cuya resistencia a la tensión es 560 MPa.

Se tiene uniones soldadas sometidas a flexión, todas las formulas a utilizar están descritas en (Budynas & Nisbett, Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, 2008, pág. 469)

El cortante primario en soldaduras tiene como fórmula:

$$\tau' = \frac{V}{A} \quad (16)$$

Dónde:

V Fuerza cortante, corresponde a la magnitud de $F=1128.15$ N

A Área total de la garganta, para una sección circular se toma la fórmula de la Tabla 9-2 de (Budynas & Nisbett, Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, 2008)

$$\tau' = \frac{1128.15}{1.414\pi hr} = \frac{1128.15}{1.414 * \pi * (5 \times 10^{-3}) * (0.0127)} = 3.999 \text{ MPa}$$

El esfuerzo cortante nominal en la garganta es:

$$\tau'' = \frac{Mc}{I} = \frac{F * d * c}{I} \quad (17)$$

Para conocer la inercia de la soldadura se ocupa:

$$I = 0.707 * h * I_u \quad (18)$$

M Momento flector

c Distancia máxima del eje X de la sección, hasta la altura máxima de la sección.

I Segundo momento del área, con base en el área de la garganta de la soldadura

I_u Momento que provoca una componente de esfuerzo cortante en la garganta, y para secciones circulares esta fórmula se la puede encontrar en la Tabla 9-2 de (Budynas & Nisbett, Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, 2008)

$$\begin{aligned} I_u &= \pi r^3 = \pi * (0.0127)^3 = 6.435 \times 10^6 \text{ m}^3 \\ I &= 0.707 * (5 \times 10^{-3}) * 6.435 \times 10^6 = 2.274 \times 10^8 \text{ m}^4 \\ \tau'' &= \frac{1128.15 * 0.210 * 0.0127}{2.274 \times 10^8} = 132.263 \text{ MPa} \end{aligned}$$

La magnitud del cortante es la ecuación de Pitágoras:

$$\begin{aligned} \tau &= \sqrt{(\tau')^2 + (\tau'')^2} \quad (19) \\ \tau &= \sqrt{(3.999)^2 + (132.263)^2} = 132.323 \text{ MPa} \end{aligned}$$

Basándose en resistencia mínima y el criterio de energía de distorsión, el factor de seguridad resulta:

$$n = \frac{0.577 S_{y \text{ electrodo}}}{\tau} \quad (20)$$

$$n = \frac{0.577 * 560}{132.323} = 2.44$$

Comparando entre el resultado obtenido para el factor de seguridad y diseño, se obtiene que el $n_d \geq n$, por lo cual una soldadura de 5 mm será satisfactoria para la estructura de la silla de bipedestación.

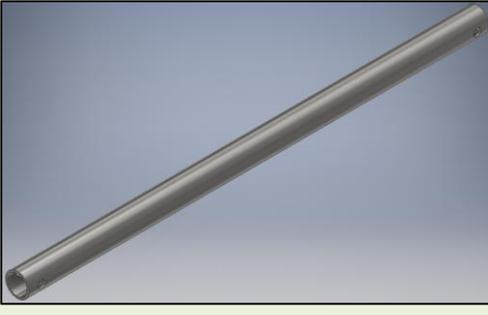
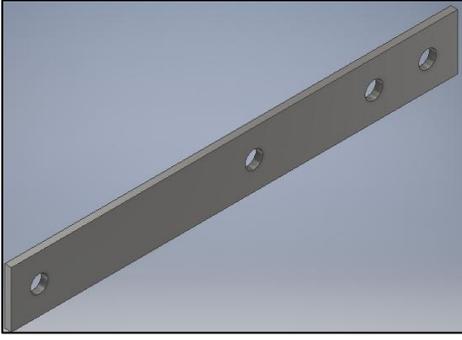
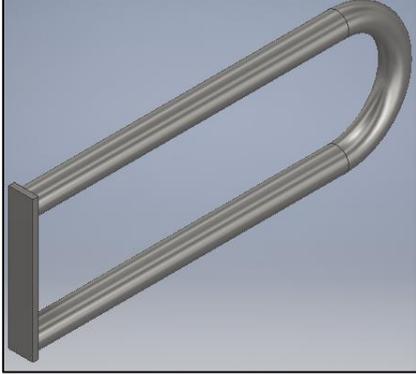
3.2.3. Modelado CAD

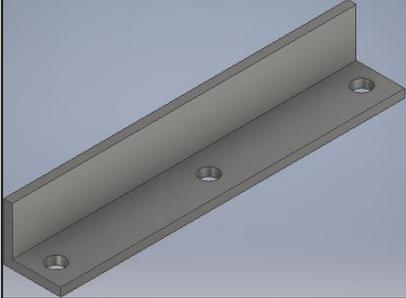
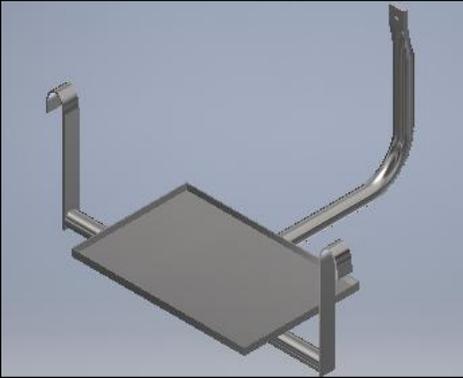
En la Tabla 10 se observa el diseño CAD de las piezas a construir para la silla de bipedestación.

Tabla 10

Diseño CAD de las piezas a construir.

Nombre	Modelado	Material
<p>Subconjunto espaldar:</p> <p>Los elementos que conforman este subconjunto son: tubo espaldar y la platina del espaldar unidos por soldadura.</p>		<p>Tubo negro ISO 2 de 1"x2 mm.</p>
<p>Subconjunto asiento:</p> <p>Los elementos que conforman este subconjunto son: conexión asiento cilindro, conexión asiento estructura, tubo asiento y eslabón de salida unidos por soldadura.</p>		<p>Tubo de acero inoxidable AISI 304 1"x2 mm.</p> <p>Platina de acero inoxidable 304L H 3x25mm</p>

<p>Eslabones motrices</p>		<p>Tubo de acero inoxidable AISI 304 1"x2 mm.</p>
<p>Eslabón fijo y eslabón conector</p>		<p>Platina de acero inoxidable 304L H 3x25mm</p>
<p>Subconjunto soporte motor lineal: Los elementos que conforman este subconjunto son: conexión soporte motor lineal, tubo soporte y platina soporte por soldadura.</p>		<p>Tubo de acero inoxidable AISI 304 1"x2 mm.</p> <p>Platina de acero inoxidable 304L H 3x25mm</p>
<p>Subconjunto reposabrazos</p>		<p>Tubo negro ISO 2 de 1"x2 mm.</p>

<p>Subconjunto reposapiernas:</p> <p>Los elementos que conforman este subconjunto son: tubos y platinas de reposapiés unidos por soldadura.</p>		<p>Tubo negro ISO 2 de 1"x2 mm.</p>
<p>Ángulo Motor</p>		<p>Angulo de acero inoxidable 304 20x3mm</p>
<p>Subconjunto estructura para baterías:</p> <p>Los elementos que conforman este subconjunto son: conexión baterías bastidor y tubo para estructura baterías, unidos por soldadura.</p>		<p>Tubo negro ISO 2 de 1"x2 mm.</p>

3.2.4. Análisis y simulación CAE

En este apartado se indican los resultados obtenidos de la simulación realizada en los subconjuntos más críticos de la silla de bipedestación eléctrica.

Estructura soporte del motor lineal

En la Figura 21 se puede notar que la restricción es aplicada en los pernos, ya que estos están fijos al bastidor y sujetan al soporte del motor lineal; la fuerza es aplicada en toda la superficie de la platina ya que el motor lineal, por medio de un acople, asienta sobre toda la platina de

conexión; por lo tanto, para simular esta fuerza se realiza una carga de presión sobre toda esta superficie mediante la ecuación (22).

$$P = \frac{F}{A} \quad (21)$$

Dónde:

F Fuerza total que soporta el tubo igual 1128,15 N, equivale al peso de la persona y el peso de la estructura en bipedestación.

A Área correspondiente a la platina de conexión, con un valor de 1349,47 mm²

$$P = \frac{1128,15}{1349,47}$$

$$P = 0,84 \text{ [MPa]}$$

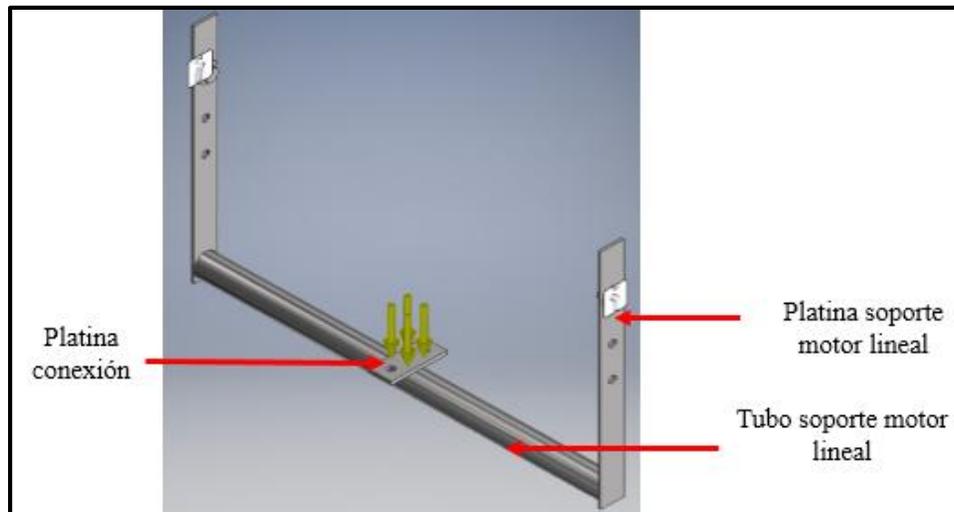


Figura 21. Ubicación de fuerzas en el subconjunto soporte para motor lineal

El esfuerzo máximo obtenido mediante la simulación realizada es de 147 MPa (Figura 22), se encuentra en el tubo, debido a la carga con respecto a la posición y apoyos, este soporta un esfuerzo flector por lo tanto al comparar el valor del esfuerzo de la simulación con el valor del esfuerzo permisible del material acero inoxidable AISI304, se tiene un factor de seguridad de 1.75 (ver Figura 23), que es cercano al factor de diseño, se concluye que este subconjunto soporta las cargas a las que va a estar trabajando.

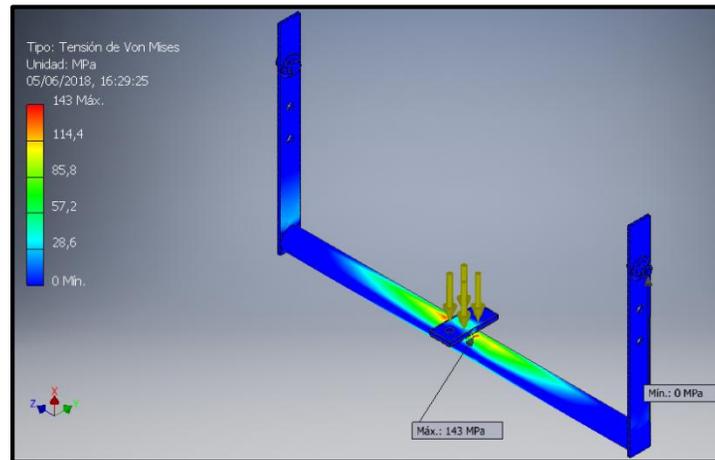


Figura 22. Tensión de Von Mises para el subconjunto.

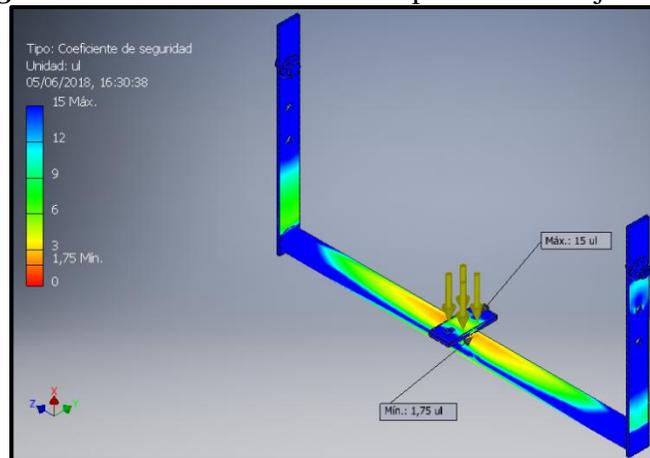


Figura 23. Coeficiente de seguridad para el subconjunto.

Mecanismo barras paralelas para la posición sentada

El peso de una persona igual a 981 N es soportado por este mecanismo, se distribuye en las cuatro platinas, dando un valor de $245,25\text{ N}$ en cada una de. En el mecanismo las restricciones se colocan tanto en los pernos de la platina delantera como en los pernos de la platina central de la estructura del asiento observado en la Figura 24.

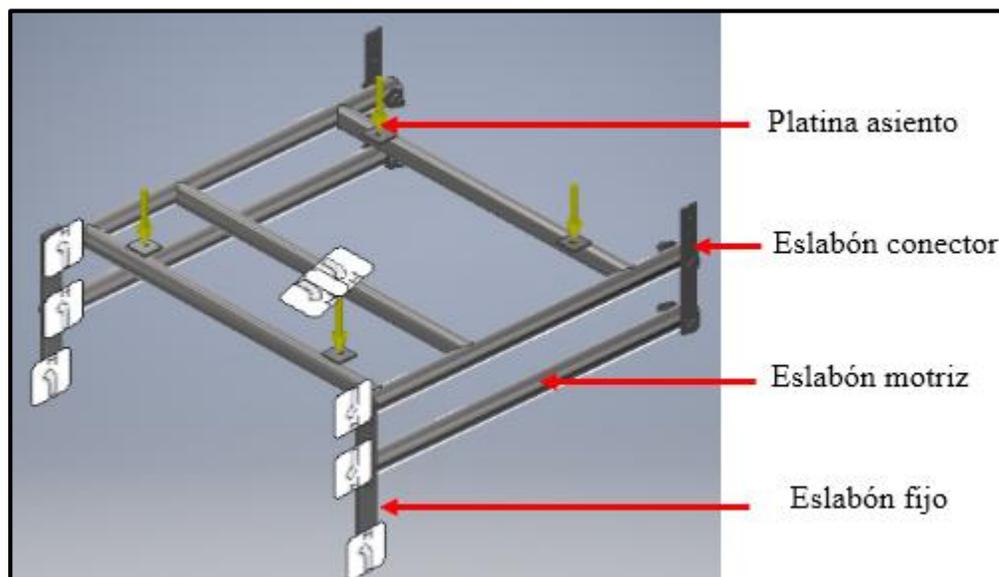


Figura 24. Ubicación de fuerzas en el subconjunto mecanismo de barras paralelas

Los esfuerzos que soporta el mecanismo en la parte más crítica se encuentra en el agujero que comprende la unión de la platina trasera y el asiento mostrado en la Figura 25, siendo el elemento más crítico de este subconjunto el tubo redondo, soportando el esfuerzo en la cara circular de contacto con el perno, de un valor de 133.4 MPa , con lo que se tiene el coeficiente de seguridad mínimo de 1.87; mediante esto se puede concluir que el subconjunto soporta las cargas a las que va a estar sometido.

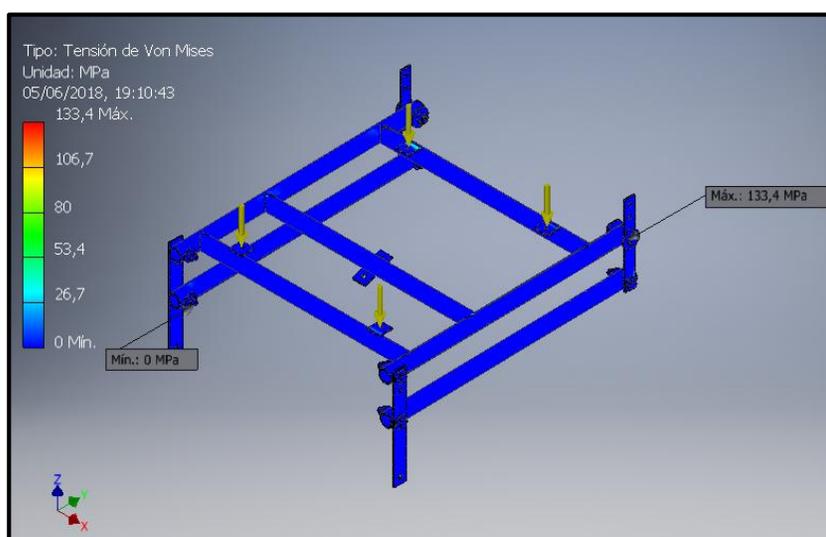


Figura 25. Tensión de Von Mises del mecanismo.

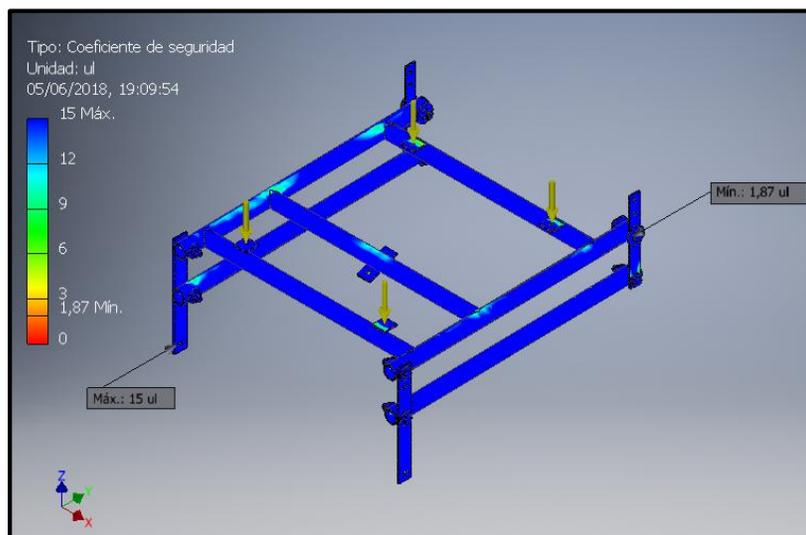


Figura 26. Coeficiente de seguridad del mecanismo.

Subconjunto reposapiernas

El subconjunto reposapiernas es el que soporta el peso total de la persona al momento de alcanzar la bipedestación, por este motivo el elemento más crítico es el reposapiés indicado en la Figura 27, ya que el esfuerzo que soporta este elemento es cortante. Para realizar la simulación se colocó la restricción fija en los pernos, los cuales soporta el subconjunto. La carga se aplica en cada uno de los reposapiés y tiene un valor de 490 N que equivale a la mitad del peso para lo que está diseñado la silla.

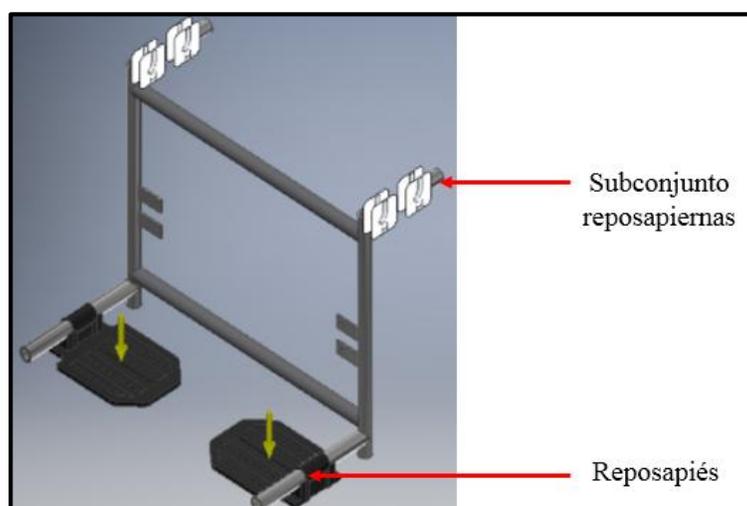


Figura 27. Ubicación de fuerzas en el reposapiernas

El reposapiés es el elemento más crítico de este subconjunto, soporta un esfuerzo de $158,6 \text{ MPa}$ y trabaja a cortante, si esto se compara con el esfuerzo admisible del acero se obtiene un coeficiente de seguridad mínimo de 2,2 (ver Figura 29), se concluye que este subconjunto va a soportar la carga con la que trabaja.

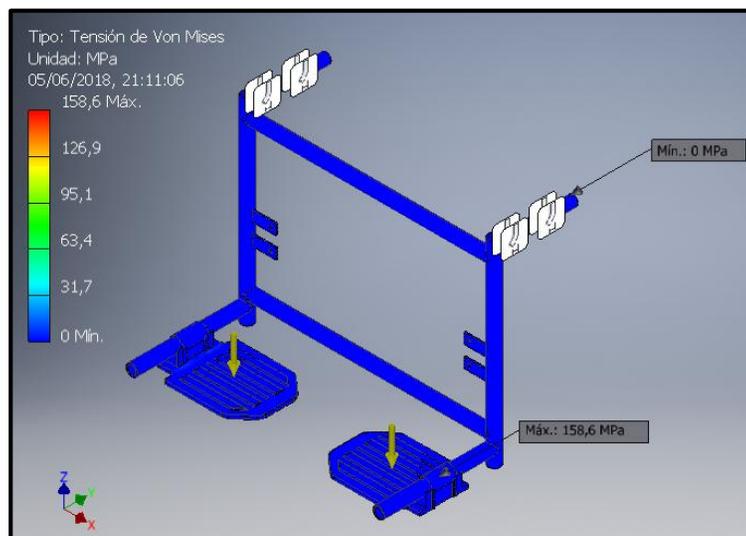


Figura 28. Tensión de Von Mises para el reposapiernas.

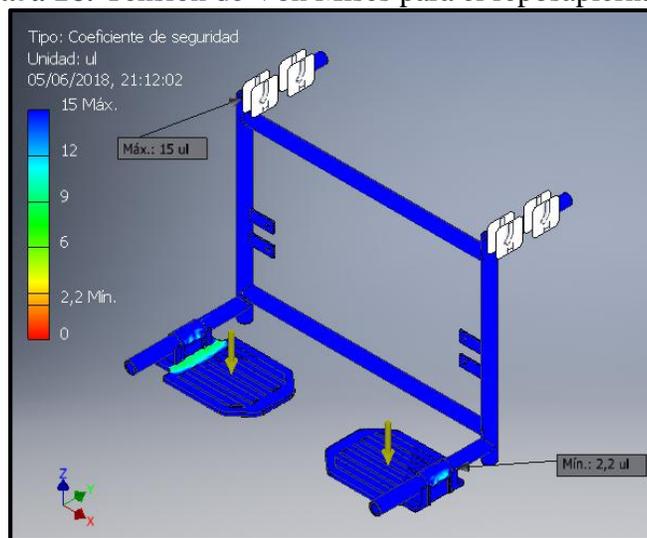


Figura 29. Coeficiente de seguridad para el reposapiernas.

3.3. Diseño del sistema eléctrico y/o electrónico

3.3.1. Dimensionamiento del motor lineal

Se realiza una sumatoria de fuerzas estáticas para conocer la fuerza de empuje mínima que debe tener el motor lineal, considerando la carga máxima de 981 N y un ángulo de inclinación del motor lineal igual a 83 grados.

En la Figura 30 se observa el diagrama de cuerpo libre de la fuerza máxima que se desea declinar y la ubicación de la fuerza del cilindro.

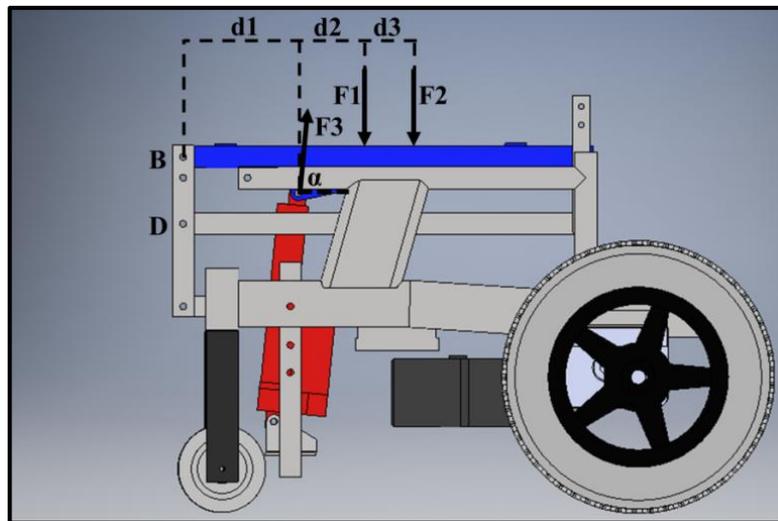


Figura 30. Ubicación del peso y la fuerza del motor lineal.

Dónde:

F_1 =peso máximo de la persona=981 N

F_2 =peso del mecanismo de bipedestación=147.15 N

F_3 =fuerza de empuje del cilindro

d_1 =121.5 mm=0.1215 m

d_2 =90 mm=0.09 m

d_3 =74.927 mm=0.074927 m

α =83°

Se realiza sumatorias de fuerzas en el eje Y:

$$\Sigma F_y = 0$$

$$F_3 \text{ sen } \alpha - F_1 - F_2 = 0$$

$$F_3 = \frac{F_1 + F_2}{\text{sen } \alpha}$$

$$F_3 = \frac{981 + 147.15}{\text{sen}(83^\circ)}$$

$$F_3 = 1136.622 [N]$$

La fuerza de empuje necesaria para levantar a la persona con el mecanismo es de 1136.622 N mínimo, por disponibilidad en el mercado se selecciona un motor de las características mostradas en la Tabla 11:

Tabla 11

Características del motor lineal.

Carga máxima	1500 N (330 lbs)
Longitud del vástago	6'' (152,4 mm)
Voltaje de entrada	12 V o 24 V
Velocidad	8 mm/s a 12V 17 mm/s a 24V
Ciclo de trabajo	25%
Medio Ambiente	Clasificación IP 54 (Resistente a la Interperie)

Fuente: (Amazon, 2017)

3.3.2. Dimensionamiento de los motores DC

Las fuerzas normales que ejercen las llantas delanteras y traseras al contacto con el suelo, se determinan mediante análisis estático.

Posición sentada

En la Figura 31 se observan las fuerzas que actúan en la silla de bipedestación eléctrica cuando la persona se encuentra en posición sentada.

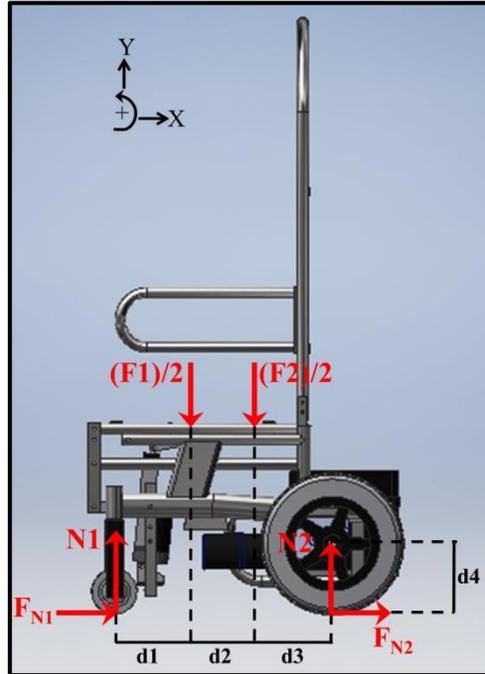


Figura 31. Diagrama de cuerpo libre en posición sentada.

Dónde:

F_1 Peso máximo de la persona= 981 N

F_2 Peso de la silla=686.7 N

N_1 Fuerza normal de la llanta delantera

N_2 Fuerza normal de la llanta trasera

Datos:

$d_1 = 0.173 [m]$

$d_2 = 0.146 [m]$

$d_3 = 0.150 [m]$

d_4 Diámetro de la rueda trasera=0.15875 m

$$\Sigma F_y = 0$$

$$\begin{aligned} \frac{-F_1}{2} - \frac{F_2}{2} + N_1 + N_2 &= 0 \\ -\frac{981}{2} - \frac{70}{2} + N_1 + N_2 &= 0 \\ N_1 + N_2 &= 525.5 \quad (22) \end{aligned}$$

$$\Sigma M_{N2} = 0$$

$$\frac{F_1}{2} * (d_2 + d_3) + \frac{F_2}{2} * (d_3) - N_1 * (d_1 + d_2 + d_3) = 0$$

$$490.5(0.296) + 35 * (0.150) - N_1(0.469) = 0$$

$$N_1 = 320.763 [N]$$

$$N_2 = 204.737 [N]$$

La potencia requerida por cada motor para mover la silla de ruedas con el usuario es conocida con la realización un análisis dinámico considerando los valores de los esfuerzos normales obtenidos en el análisis estático.

Se supone un coeficiente de fricción estático μ_e entre caucho y baldosa de 0.6. (Dr. Vintimilla, Ing. Segovia, Ing. Loyola, Ing. Zalamea, & Crespo, 2018)

$$F_{N1} = \mu_e N_1 = 0.5 * 320.763 = 160.382 [N]$$

$$F_{N2} = \mu_e N_2 = 0.5 * 204.737 = 102.187 [N]$$

La sumatoria de momentos se realiza con respecto a N2 que es el punto de tracción de la silla de ruedas, determinando así el valor del par del motor.

$$\Sigma M_{N2} = T$$

$$T = \frac{F_1}{2} * (d_2 + d_3) + \frac{F_2}{2} * (d_3) - N_1 * (d_1 + d_2 + d_3) + F_{N1} * (d_4)$$

$$T = 490.5 * (0.296) + 35 * (0.150) - 320.763 * (0.469) + 160.382 * (0.15875)$$

$$T = 25.461 [Nm]$$

La transmisión de potencia de acople directo es utilizada debido a su durabilidad.

La rueda maciza a utilizar es de 12.5 in (0.3175 m) de diámetro exterior (D). Por tanto el perímetro de la rueda es:

$$P = \pi D \quad (23)$$

$$P = \pi * 0.3175 = 0.997 \frac{m}{rev}$$

La velocidad para la silla de ruedas es de 5 km/h (83.33 m/min), escogida en base a entrevistas.

Para saber cuántas revoluciones por minuto proporciona la rueda se realiza la siguiente conversión:

$$L = \frac{83.33 \left[\frac{m}{min} \right]}{0.997 \left[\frac{m}{rev} \right]} = 83.58 \left[\frac{rev}{min} \right]$$

Con el torque del motor y la velocidad (L) se calcula la potencia necesaria que debe tener el motor para permitir el movimiento de la silla con el usuario.

$$P = \frac{T * L * 746}{7023.96} [W] \quad (24)$$

$$P = \frac{25.461 * 83.58 * 746}{7023.96}$$

$$P = 226.012 [W]$$

Posición de bipedestación

Las formulas del caso anterior son utilizadas para la posición de bipedestación, pero con las distancias respectivas.

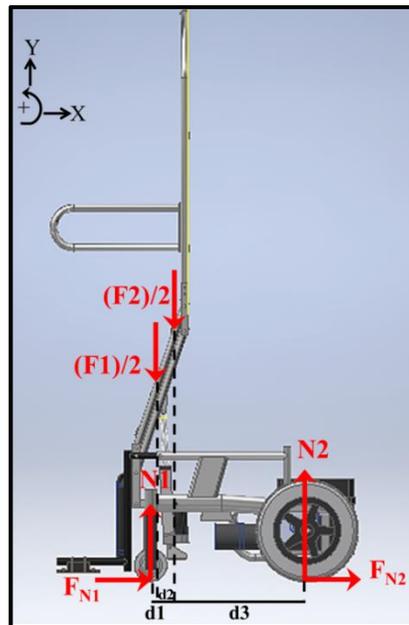


Figura 32. Diagrama de cuerpo en bipedestación.

Dónde:

F_1 Peso máximo de la persona= 981 N

F_2 Peso de la silla=686.7 N

N_1 Fuerza normal de la llanta delantera

N_2 Fuerza normal de la llanta trasera

Datos:

$$d_1 = 0.022 [m]$$

$$d_2 = 0.051 [m]$$

$$d_3 = 0.396 [m]$$

$$d_4 \text{ Diámetro de la rueda trasera} = 0.15875 \text{ m}$$

$$\Sigma F_y = 0$$

$$\frac{-F_1}{2} - \frac{F_2}{2} + N_1 + N_2 = 0$$

$$-\frac{981}{2} - \frac{70}{2} + N_1 + N_2 = 0$$

$$N_1 + N_2 = 525.5 \quad (25)$$

$$\Sigma M_{N_2} = 0$$

$$\frac{F_1}{2} * (d_2 + d_3) + \frac{F_2}{2} * (d_3) - N_1 * (d_1 + d_2 + d_3) = 0$$

$$490.5(0.448) + 35 * (0.396) - N_1(0.469) = 0$$

$$N_1 = 498.089 [N]$$

$$N_2 = 27.410 [N]$$

Suponer un coeficiente de fricción cinético u_k entre caucho y baldosa de 0.6. (Dr. Vintimilla, Ing. Segovia, Ing. Loyola, Ing. Zalamea, & Crespo, 2018)

$$F_{N_1} = u_k N_1 = 0.5 * 498.089 = 249.045 [N]$$

$$F_{N_2} = u_k N_2 = 0.5 * 27.410 = 13.705 [N]$$

La sumatoria de momentos respecto a N_2

$$\Sigma M_{N_2} = T$$

$$T = \frac{F_1}{2} * (d_2 + d_3) + \frac{F_2}{2} * (d_3) - N_1 * (d_1 + d_2 + d_3) + F_{N_1} * (d_4)$$

$$T = 490.5 * (0.448) + 35 * (0.396) - 498.089 * (0.469) + 249.045 * (0.15875)$$

$$T = 37.357 [Nm]$$

Con el torque del motor y la velocidad (L) se calcula la potencia necesaria que debe tener el motor para permitir el movimiento de la silla con el usuario.

$$P = \frac{T * L * 746}{7023.96} [W] \quad (26)$$

$$P = \frac{37.357 * 83.58 * 746}{7023.96}$$

$$P = 331.613[W]$$

El valor de potencia obtenido para el caso en el cual la persona está en bipedestación es mayor que cuando está sentada, por cual se escoge los motores con las características mostradas en la Tabla 12.

Tabla 12

Características de los motores DC.

Nombre	LT Motor
Parte No.	1111708
Voltaje	12 V
Amperaje	3.6 A
Potencia	350 W
Velocidad	120 RPM MIN

Fuente: (Amazon, 2018)

3.3.3. Diseño de la electrónica de control

Selección del controlador

Se selecciona una placa Arduino AT Mega 2560 para controlar las acciones de la silla, la cual cumple con las funciones:

1. Realizar el reconocimiento de los comandos de voz, mediante la comunicación con el módulo.
2. Control de los movimientos de la silla mediante pulsadores.
3. Ejecuta la función rampa para acelerar o desacelerar y los cambios de giro de los motores principales, tomando en cuenta la posición anterior en la cual estaba la silla de ruedas.
4. Activa o desactiva la acción de bipedestación, dependiendo de las órdenes del usuario y tomando en cuenta la posición en la cual está la silla de ruedas.
5. Detección del estado de las baterías.

Control principal

El control por voz es utilizado para activar los movimientos de la silla, tiene el esquema de funcionamiento indicado en la Figura 33.

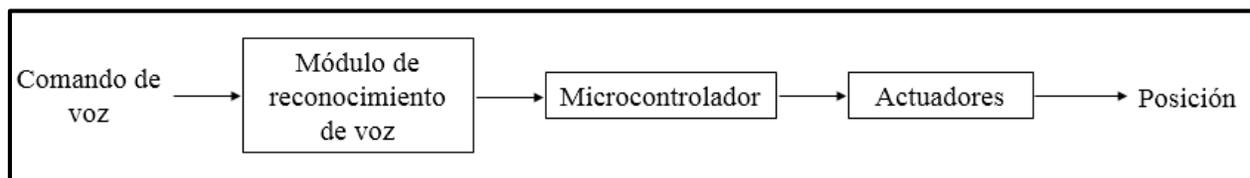


Figura 33. Esquema de funcionamiento.

En el control por voz se utiliza el módulo Elechouse Voice Recognition v3, que tiene capacidad para almacenar hasta 80 comandos de voz diferentes; utilizando 7 comandos a la vez, los cuales pueden tener una duración de 1500 ms.

Los comandos de voz para la activación de la silla de bipedestación eléctrica son:

- “L”: alcanzar la posición de bipedestación.
- “Q”: regresar a la posición sentada.
- “J”: girar hacia la derecha.
- “Y”: girar hacia la izquierda.
- “F”: ir hacia delante.
- “A”: ir hacia atrás
- “H”: parar

De esta forma la silla se moverá de acuerdo a las órdenes dadas mediante la voz del usuario.

El módulo utilizado tiene las características detalladas en la Tabla 13.

Tabla 13

Características principales del módulo de Reconocimiento de Voz.

Voltaje	4.5 – 5.5 V
Corriente	< 40mA
Interfaz digital	5V TTL para interfaz UART y GPIO
Interfaz Analógica	Conector de micrófono monocanal de 3.5 mm + interfaz de pin de micrófono
Tamaño	31 mm x 50 mm
Precisión de reconocimiento	99% en el entorno ideal

Fuente: (Elechouse, 2014)

Control secundario

Como alternativa en caso de fallar el control principal, se utiliza un control manual mediante pulsadores. Se ocupan siete pulsadores para los casos: adelante, atrás, izquierda, derecha, subir, bajar y detener.

La configuración con resistencia pull-down es utilizada para los pulsadores, evitando de esta manera estados falsos que se pueden producir por el ruido generado por otras señales electrónicas. En base a la corriente de entrada máxima de 25 mA que soporta el microcontrolador, se calcula el valor mínimo de resistencia a ser colocada en los pulsadores.

$$R_{min} = \frac{V_{cc}}{I} \quad (27)$$

$$R_{min} = \frac{5V}{25mA}$$

$$R_{min} = 200\ \Omega$$

El valor de $200\ \Omega$ hace que el circuito trabaje al límite, lo cual no es recomendable ya que la resistencia debe tener un valor lo suficientemente alto para que al estar conectado a tierra, cuando el pulsador se encuentra normalmente abierto, la corriente se dirija hacia la resistencia generando en el pin de lectura un estado LOW. Una vez presionado el pulsador, el pin de lectura tendrá un estado HIGH (ver Figura 34). Por eso se selecciona una resistencia de $10\text{ k}\Omega$ y se calcula la corriente de entrada para el microcontrolador.

$$I = \frac{5V}{10\text{ k}\Omega}$$

$$I = 0.5\text{ mA}$$

Este valor se encuentra por debajo del límite, lo que garantiza un correcto funcionamiento.

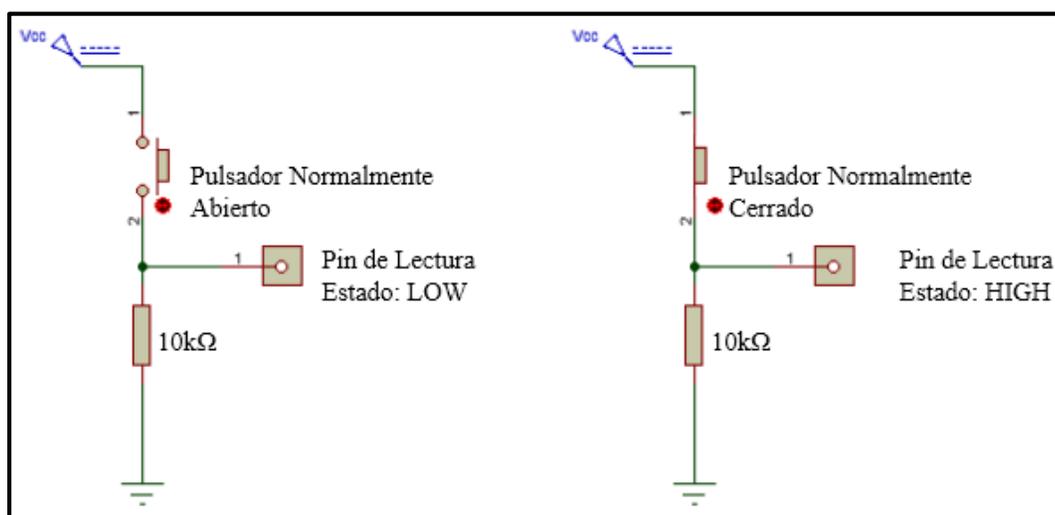


Figura 34. Funcionamiento de pulsadores con resistencia pull-down.

3.3.4. Diseño de la placa PCB de control

El diseño y fabricación de circuitos impresos esta normado para estandarizar el producto realizado y asegurar el correcto funcionamiento del mismo, seleccionando la norma IPC (Association Connecting Electronics Industries), la cual es “Una asociación de participantes de la industria electrónica mundial: diseñadores, fabricantes, ensambladores de equipos, productos o aparatos electrónicos, pero también entidades de gobierno y educativas.” (Association Connecting Electronics Industries, 2018).

En base a las recomendaciones de la norma IPC-2221 se realiza un esquemático del circuito de control. Ver Figura 35.

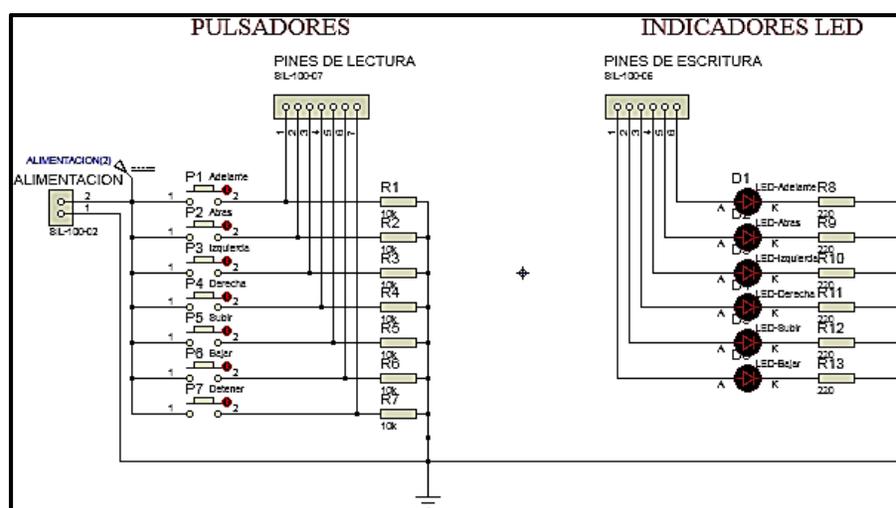


Figura 35. Esquemático del sistema de control.

Con el esquemático anterior se diseña la placa PCB que se muestra en la Figura 36.

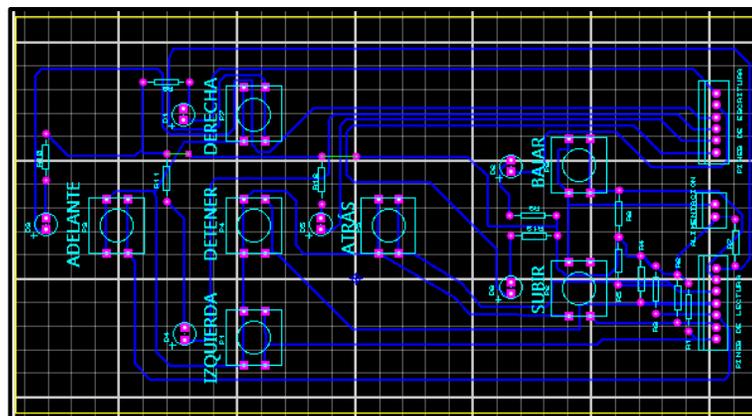


Figura 36. Diseño de la placa PCB de control.

3.3.5. Diseño de la electrónica de potencia

Motor lineal

El motor lineal utiliza un inversor de giro con dos relés de conmutación simple, que permiten ascender y descender el vástago móvil. Se conecta el motor a los contactos comunes de los dos relés; se une por medio de un puente los contactos normalmente cerrados y los contactos normalmente abiertos de los relés. La batería que permite el accionamiento del motor es colocada entre los puentes realizados. Para el circuito de mando se une uno de los terminales de las dos bobinas al negativo de la alimentación del circuito de mando, y los terminales que faltan de las bobinas son unidos a los pines de entrada que permiten el accionamiento de cada uno de las bobinas, como se observa en la Figura 37.

Cuando el pin 1 de entrada se encuentra en estado LOW y el pin 2 en estado HIGH, da el giro de motor en sentido horario como se indica en la Figura 37, mientras que cuando el pin 1 se encuentra en estado HIGH y el pin 2 en estado LOW, se realiza el giro en sentido anti horario como se muestra en la Figura 38.

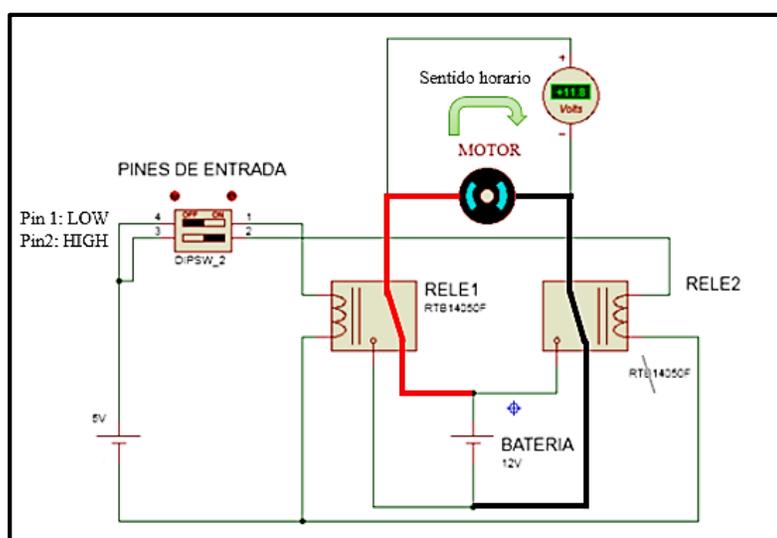


Figura 37. Funcionamiento del motor lineal sentido horario.

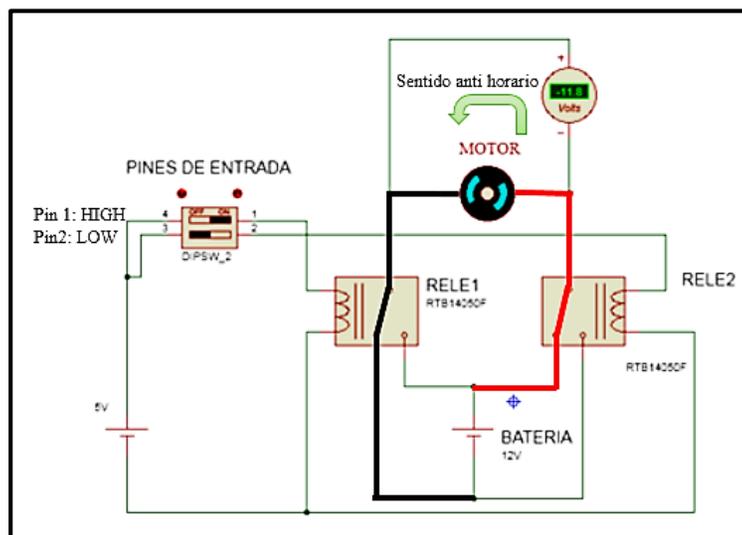


Figura 38. Funcionamiento del motor lineal sentido anti horario.

De esta manera se consigue que en sentido horario el vástago móvil en el motor lineal ascienda y permita colocar al usuario en posición de bipedestación, mientras que cuando gire en sentido anti horario permitirá que el vástago descienda y el usuario quede en posición sentada.

Motores DC

El control de velocidad de los motores DC se realiza usando modulación por ancho de pulso, señal que se obtiene del microcontrolador, y que permitirá variar la velocidad de los motores sin que pierdan capacidad de tracción, o su fuerza, lo cual es importante debido al alto torque que poseen; el diseño del circuito basado en PWM para controlar la velocidad se indica en la Figura 39.

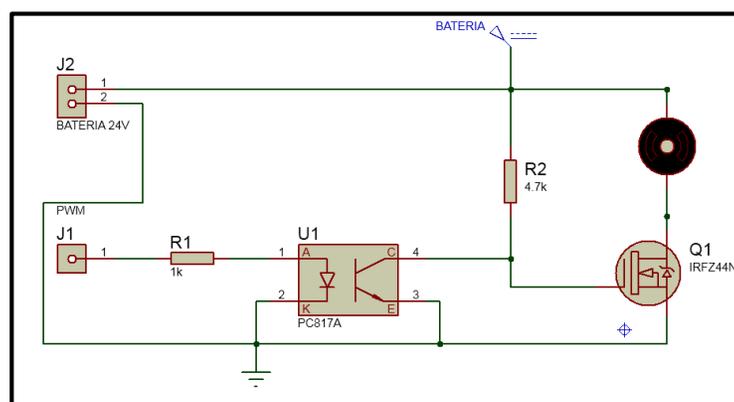


Figura 39. Diseño del circuito para control de velocidad.

Se utiliza un transistor de tecnología MOSFET (Metal-Oxide-Semiconductor-Field Effect Transistor) llamado IRFZ44N, el cual posee características que lo convierten en un componente ideal para este tipo de aplicaciones.

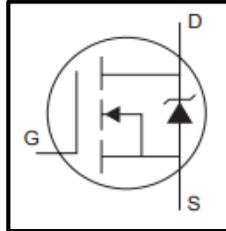


Figura 40. Símbolo del MOSFET.
Fuente: (Infineon, 2011)

En la Tabla 14 se indican las principales características de funcionamiento del MOSFET, los cuales cumplen con los requisitos para esta aplicación y se encuentra disponible en el mercado local.

Tabla 14

Características principales del Mosfet IRF44N.

Voltaje Drain Source (V_{DSS})	55 V
Resistencia Drain Source ($R_{DS(ON)}$)	17.5m Ω
Corriente en el Drain (I_D)	49A
Temperatura de Operación	175 °C

Fuente: (Infineon, 2011)

Finalmente se obtiene el esquemático del circuito para control de velocidad de los motores DC indicado en la Figura 41.

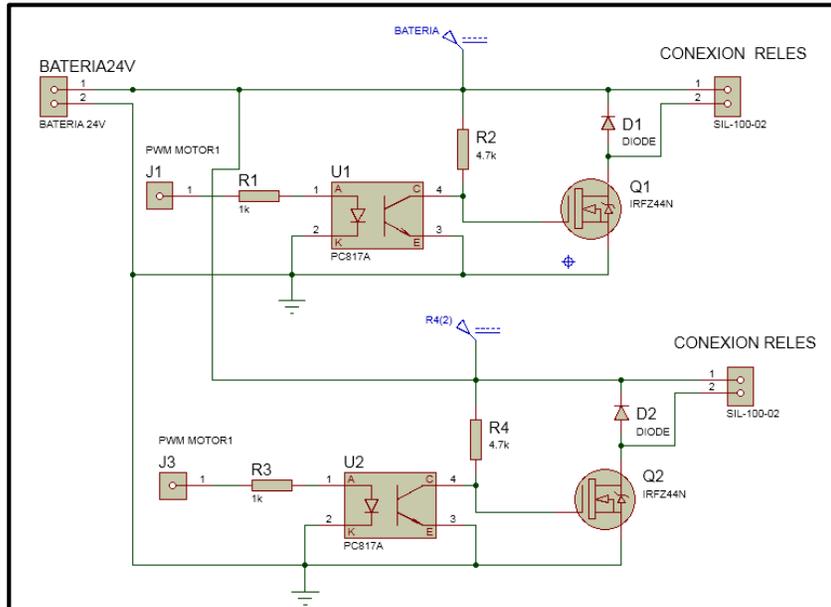


Figura 41. Esquemático para el control de velocidad y giro de los motores.

Cálculo del disipador de calor

Los MOSFET de potencia tienen tamaño reducido, pero llegan a manejar potencias relativamente altas. Por lo tanto, al conducir corriente eléctrica y por efecto Joule, pierden una parte de su energía en forma de calor. Se calcula la corriente que los componentes admiten sin disipador, adquiriendo los datos a ocupar de la hoja técnica del IRFZ44N. (Méndez A. , 2016)

La temperatura del dispositivo según es:

$$T = T_j - T_a = W * R_{ja} \quad (28)$$

Dónde:

T_j Temperatura máxima de la unión= 175 °C

T_a Temperatura ambiente= 25 °C

R_{ja} Resistencia térmica= 62 °C/W

Se despeja de la ecuación (28) la potencia, para calcular cual es la potencia que soporta el componente:

$$W = \frac{T_j - T_a}{R_{ja}} = \frac{175 - 25}{62} = 2.419 [W]$$

Se tiene una caída de tensión de 0.5[V], por lo cual se obtiene una corriente igual a:

$$I = \frac{W}{V} = \frac{2.42}{0.5} = 4.839 [A]$$

Debido a que se maneja un voltaje de 24 [V] y una corriente de aproximadamente 8 [A] para controlar los motores en carga, es necesario añadir un disipador de calor.

La potencia que se requiere disipar es:

$$W = \frac{24 [V]}{8 [A]} = 3 [W]$$

Se calcula la resistencia térmica usando la formula dada por (Méndez A. , 2016):

$$T = T_j - T_a \quad (29)$$

Al valor encontrado según (30) se agrega un margen de seguridad en base a un coeficiente encontrado en la Tabla 15. (Méndez A. , 2016)

Tabla 15

Coeficiente para la temperatura máxima entre MOSFET y disipador.

Coeficiente k	Característica
0,5	para un diseño normal
0,6	para economizar en tamaño de disipador
0,7	cuando haya una muy buena convección (disipador en posición vertical, en el exterior)

Fuente: (Méndez A. , 2016)

La temperatura máxima de la unión según (Méndez A. , 2016) está dada por:

$$T = k * T_j - T_a \quad (30)$$

$$T = 0.5 * 175 - 25 = 62.5 \text{ } ^\circ\text{C}$$

La resistencia térmica es:

$$R_{ja} = \frac{T}{W} = \frac{62.5 \text{ } ^\circ\text{C}}{8 \text{ W}} = 7.812 \left[\frac{^\circ\text{C}}{\text{W}} \right]$$

El disipador mostrado en la Figura 42, es el escogido ya que posee una resistencia térmica de 8 $^\circ\text{C}/\text{W}$.

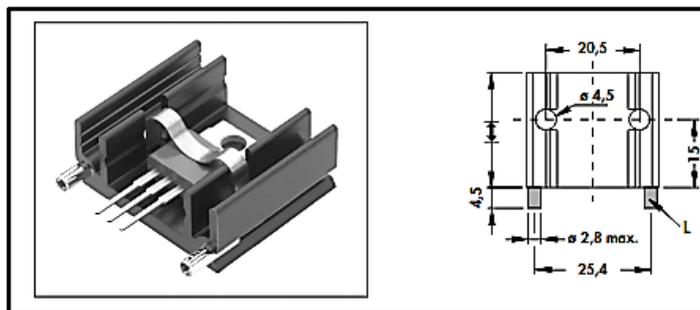


Figura 42. Características físicas del disipador a utilizar.

3.3.6. Diseño de la placa PCB de potencia

El diseño de la placa PCB para el control de velocidad de los motores DC (Figura 43) se realiza con el esquemático de la Figura 41, tomando en cuenta las siguientes recomendaciones:

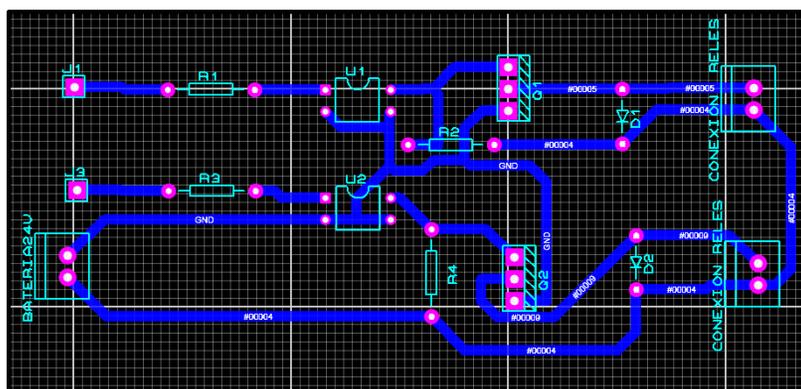


Figura 43. Diseño de la placa PCB de potencia.

- Selección del material: en base a la norma UNE 20-621-85/3 se establece que el material seleccionado para la elaboración de la placa es la fibra de vidrio con resina de poliéster, este material posee buenas propiedades mecánicas, eléctricas y un excelente comportamiento frente a altas temperaturas de soldadura, ya que no produce grietas que puedan incrementarse cuando la placa esté en funcionamiento. (UNAM, 2010)

- Ancho de pista: la norma IPC-2221 realizar un algoritmo para el cálculo del ancho de las pistas en base a la corriente de circulación en la placa. (EYCOM, 2011). Por lo tanto, con el valor de corriente máxima de 8 amperios para controlar los motores en carga, y considerando que se admite un aumento de temperatura inicial de 20 °C, de la Figura 44 se obtiene el valor de 175 milésimas de pulgada para la sección cuadrada

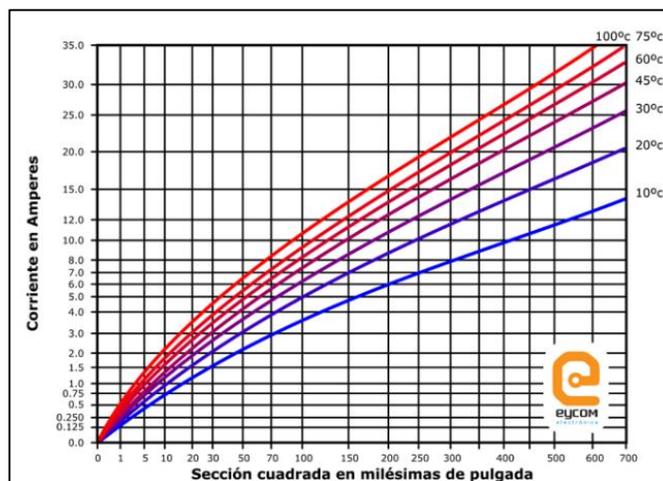


Figura 44. Sección cuadrada de una placa PCB.
Fuente: (IPC, 2018)

El material a utilizar tiene 35 micrones lo que equivale a $1 \frac{Oz}{Ft^2}$ de espesor de cobre. (Kowka, 2017). Con el valor de la sección cuadrada encontrada en el apartado anterior y los micrones; de la Figura 45 se obtiene el valor de 0.17 pulgadas (4,4 mm) para el ancho de pista de la placa. Este valor garantizando el correcto funcionamiento del circuito para las condiciones establecidas.

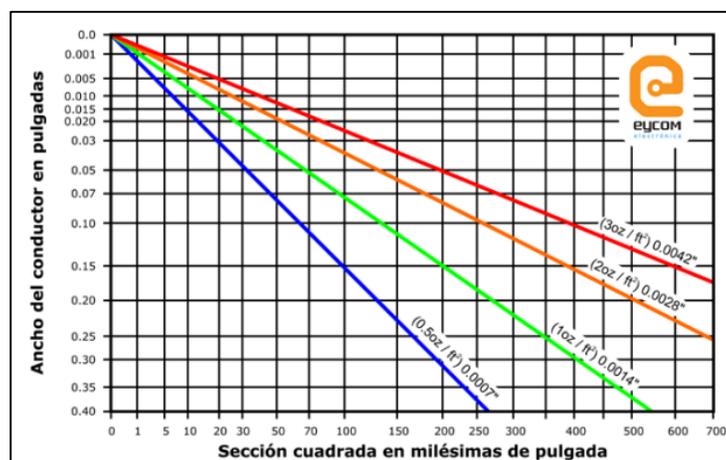


Figura 45. Ancho de pista de una placa PCB.
Fuente: (IPC, 2018)

3.3.7. Selección de las baterías

Los motores principales requieren de una alimentación de 24 voltios, para ello se va a usar dos baterías de 12 voltios, conectadas en paralelo. El motor lineal necesita una alimentación de 12 voltios, y se lo va a conectar a una de las baterías usadas para los motores principales.

Se conoce que cada motor principal tiene una corriente a plena carga de:

$$I_{motor\ principal} = 9 [A]$$

El consumo del motor lineal está dado por la ecuación (31) mediante la potencia:

$$P_{motor\ lineal} = F_{max} \times V_{max} \quad (31)$$

Dónde:

F_{max} Fuerza máxima que ejerce el motor

V_{max} Velocidad máxima del motor, en m/s

$$P_{motor\ lineal} = 1500 [N] \times (8 \times 10^{-3}) \left[\frac{m}{s} \right] = 12 [W]$$

Despejando la variable I de la ecuación (32) se calcula el consumo de corriente.

$$P_{motor\ lineal} = V \times I \quad (32)$$

$$I = \frac{P_{motor\ lineal}}{V} = \frac{12 [W]}{12 [V]} = 1 [A]$$

Una de las baterías va a estar conectada tanto a los motores como al cilindro, para ello se suman las corrientes obtenidas anteriormente:

$$I_{total} = I_{motor\ principal} + I_{motor\ lineal}$$

$$I_{total} = 8 + 1 = 9 [A]$$

Suponiendo un tiempo de uso de 5 horas seguidas, se calcula la capacidad de la batería:

$$Capacidad = I_{total} \times Tiempo = 9[A] \times 5[h] = 45 [Ah]$$

Se concluye que para que la silla de bipedestación funcione durante 5 horas seguidas, con sus actuadores activados todo el tiempo, se necesita dos baterías de 12V con una capacidad superior a 45Ah.

3.3.8. Diagramas de flujo de la programación

Los diagramas de flujo mostrados a continuación, detallan la lógica de programación utilizada para el funcionamiento de la silla de bipedestación. En la Figura 46 se puede observar la lógica

de programación general, usada para controlar la silla de bipedestación, mediante la voz o el control manual:

- Definición de variables: se detallan todas las variables a usar tanto en el control por voz como manual, además de las variables para controlar la velocidad y sentido de giro de los motores.
- Configuración del módulo de reconocimiento de voz: se define los pines que funcionarán como transmisión y recepción, además de los comandos previamente grabados.
- Configuración de variables de entrada y salida: se determina que variables van a actuar como entrada y salida.
- Inicialización de variables de entrada y salida: se asigna valores iniciales a las variables definidas en un principio, para evitar que adquieran estados no deseados al iniciar el funcionamiento de la silla.

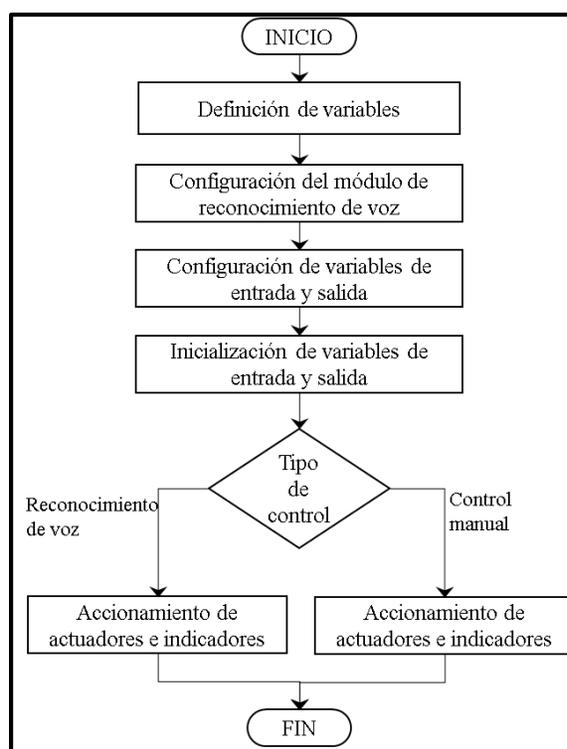


Figura 46. Diagrama de flujo general.

En la Figura 47 se observa la secuencia para la configuración del módulo de voz:

- Comunicación del módulo de reconocimiento de voz: se define la comunicación transmisor-receptor.

- Entrenamiento de los comandos de voz: se graba los comandos.
- Reconocimiento de los comandos de voz: después de grabar los comandos, se comprueba su reconocimiento en distintos ambientes de ruido.



Figura 47. Configuración del módulo de reconocimiento de voz.

En la Figura 48 y Figura 49 se puede observar las acciones que se toman dependiendo del comando de voz reconocido por el módulo o el pulsador que ha sido presionado por la persona.

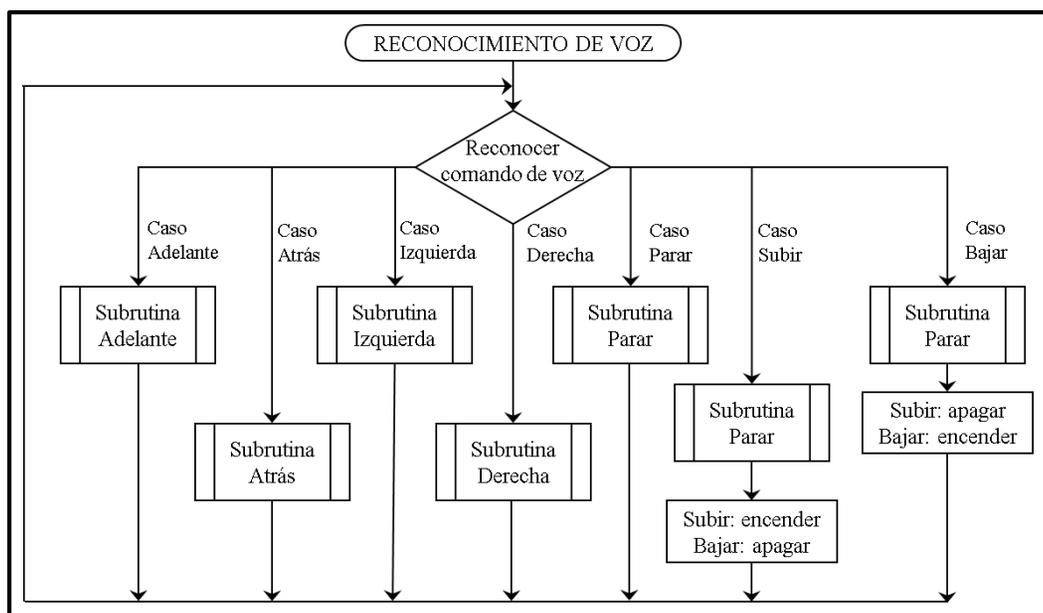


Figura 48. Diagrama de flujo del control por voz.

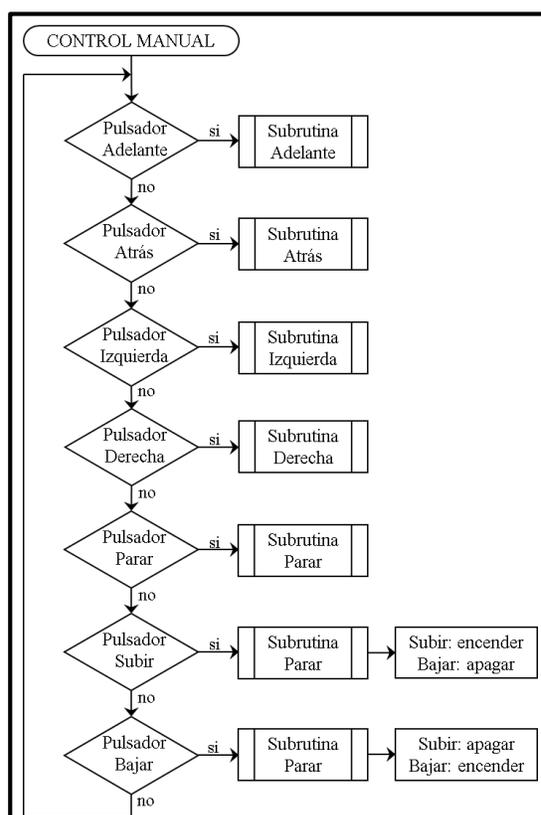


Figura 49. Diagrama de flujo del control manual.

Las subrutinas que se observan desde la Figura 50 hasta la Figura 54, utilizan una variable global llamada “estado”, que permite conocer en qué acción se encuentra la silla y adquiere su valor de acuerdo a la Tabla 16.

Tabla 16

Valores de la variable global “estado”.

Estado	Acción de la silla
1	Avanzando
2	Retrocediendo
3	Girando en su propio eje hacia la izquierda
4	Girando en su propio eje hacia la derecha
5	Parada
6	Caminando hacia la izquierda
7	Retrocediendo hacia la izquierda
8	Caminando hacia la derecha
9	Retrocediendo hacia la derecha

En la Tabla 17 se detallan las demás variables usadas en la programación.

Tabla 17

Variables de las subrutinas.

Variable	Descripción
pwm1	Velocidad en PWM del motor derecho
pwm2	Velocidad en PWM del motor izquierdo
Sentido1	Sentido de giro del motor derecho
Sentido2	Sentido de giro del motor izquierdo

Las variables “i” y “j” se utilizan para aumentar o disminuir la velocidad de los motores principales, mediante el uso de variación de ancho de pulso (PWM), opción que viene incorporada en el microcontrolador. El sentido de giro se lo realiza antes de enviar la señal PWM hacia los mosfet de potencia, dependiendo de la acción que estaba realizando la silla, y si se va a cambiar de sentido de giro, primero se desacelera los motores hasta velocidad cero, luego se activa el sentido deseado y finalmente se aumenta la velocidad.

Debido a que los mosfet de potencia usados son de canal N, al enviar 0 voltios activan los motores y al enviar una señal de 2 a 5 voltios desactivan los motores, además para que la silla gire hacia la izquierda o derecha, se envía velocidades diferentes para cada motor principal.

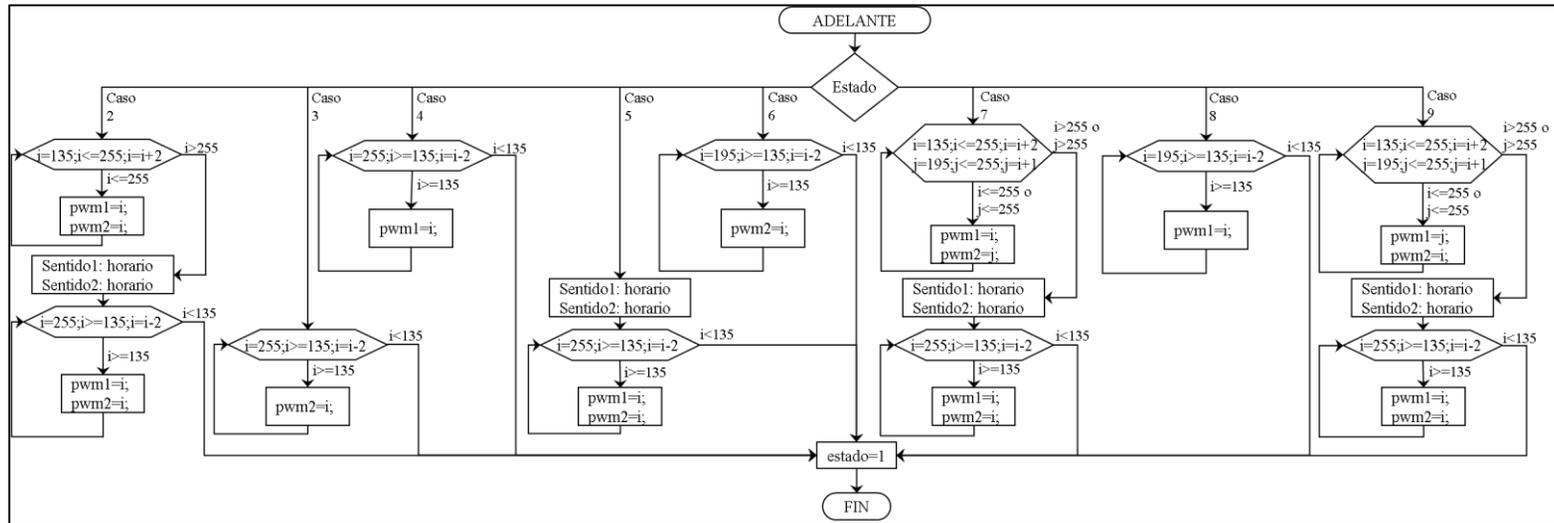


Figura 50. Diagrama de flujo de la subrutina Adelante.

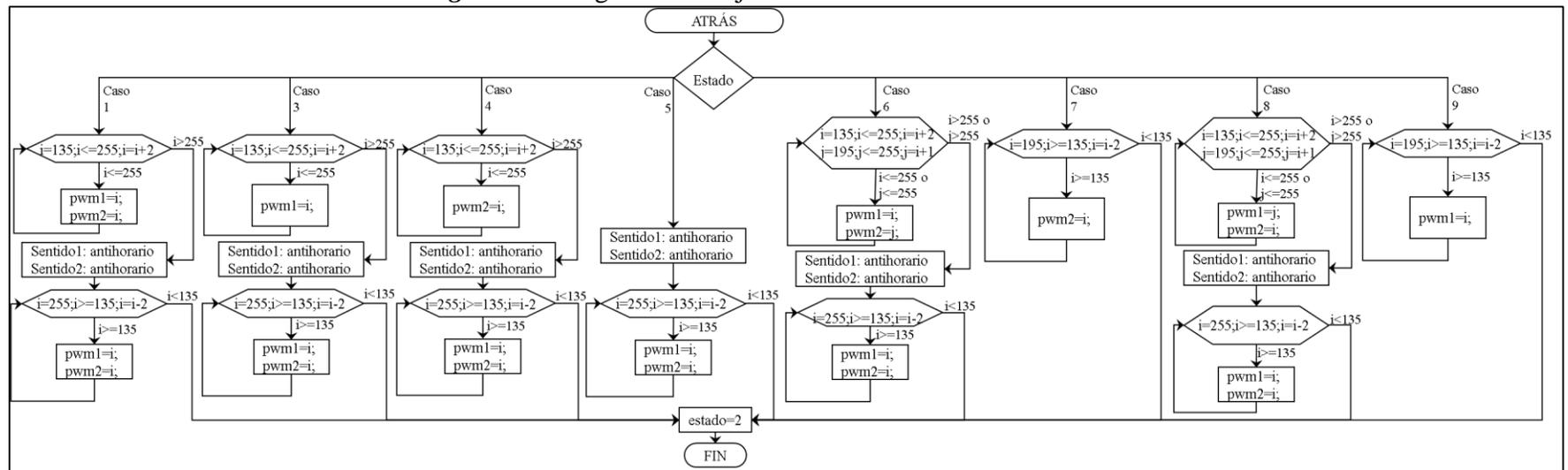


Figura 51. Diagrama de flujo de la subrutina Atrás.

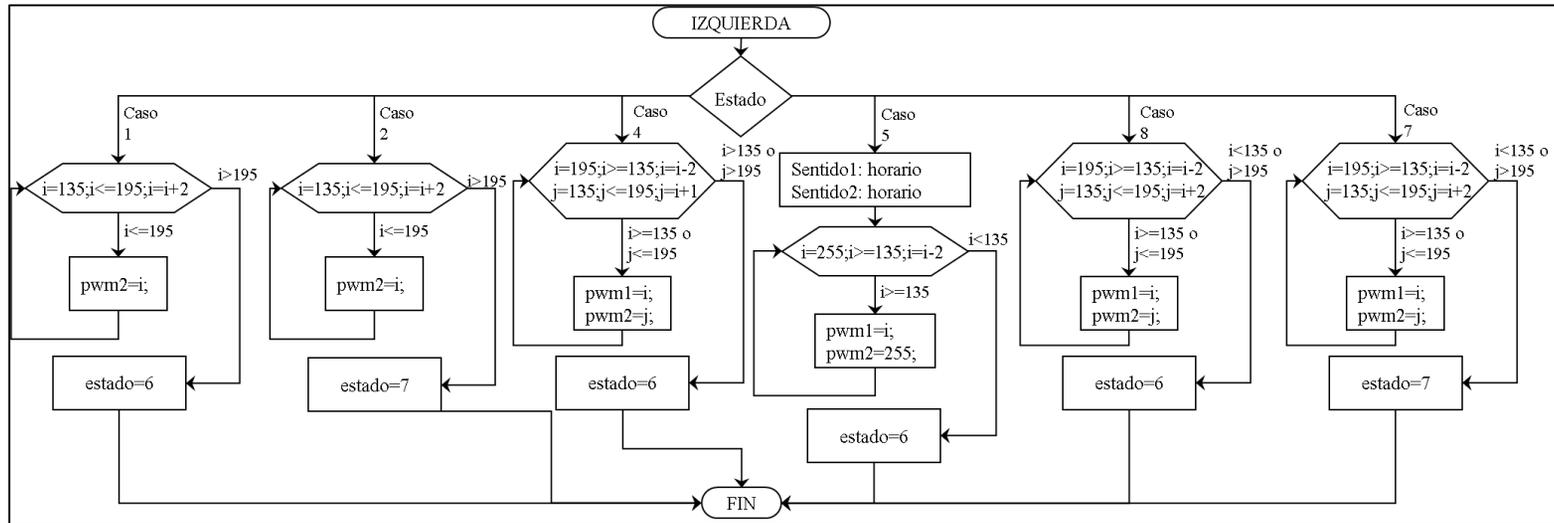


Figura 52. Diagrama de flujo de la subrutina Izquierda.

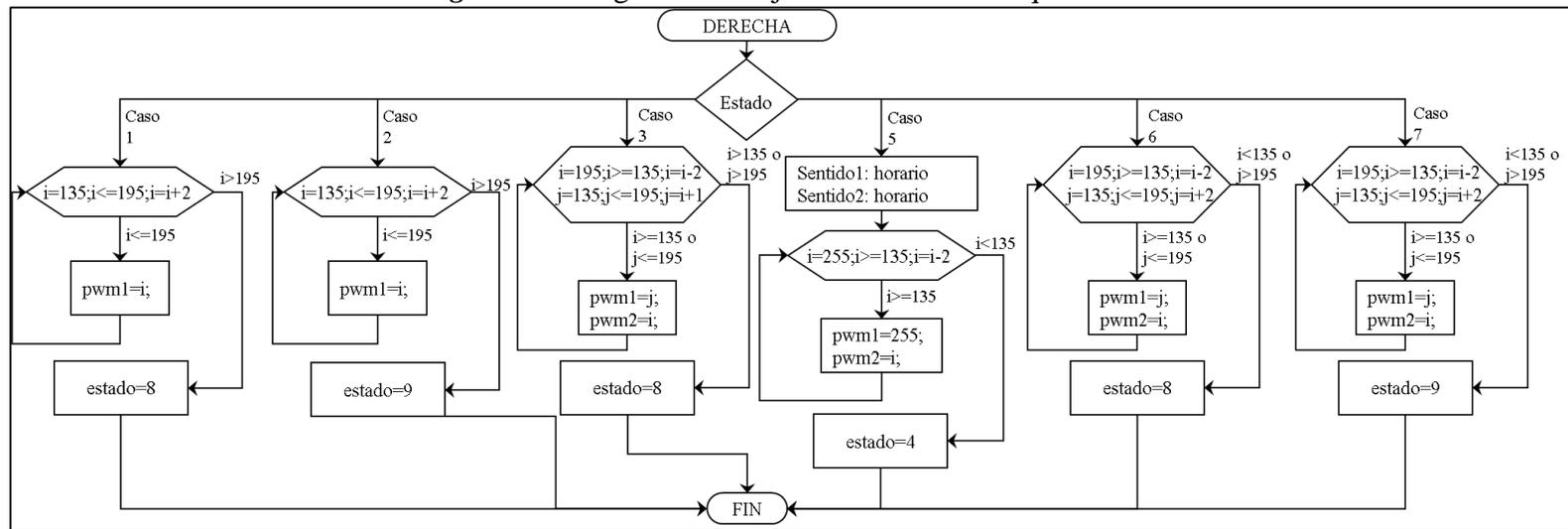


Figura 53. Diagrama de flujo de la subrutina Derecha.

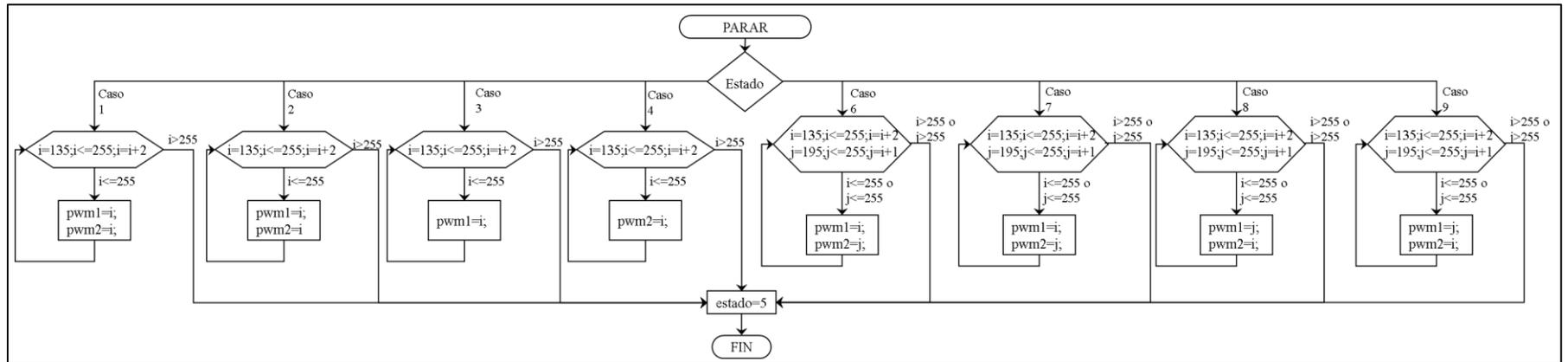


Figura 54. Diagrama de flujo de la subrutina Parar

3.3.9. Reconocimiento por voz

El programa para entrenar los comandos de voz, es propios del módulo. Una vez que se ejecuta la programación, se observa la ventana de la *Figura 55*.

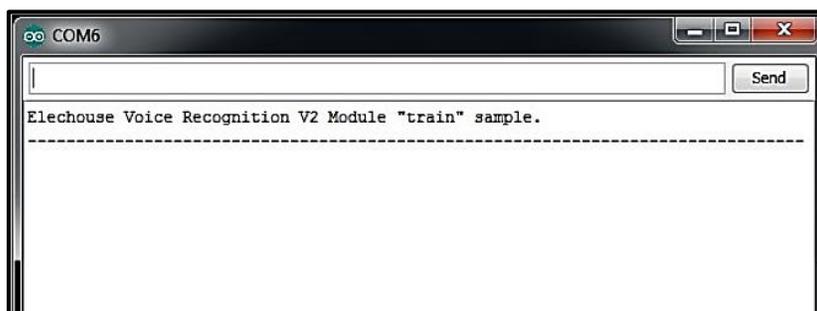


Figura 55. Ventana inicial para el entrenamiento de voz.

La comprobación del módulo se realiza al ejecutar el comando “settings”, que despliega la información sobre la configuración del mismo.

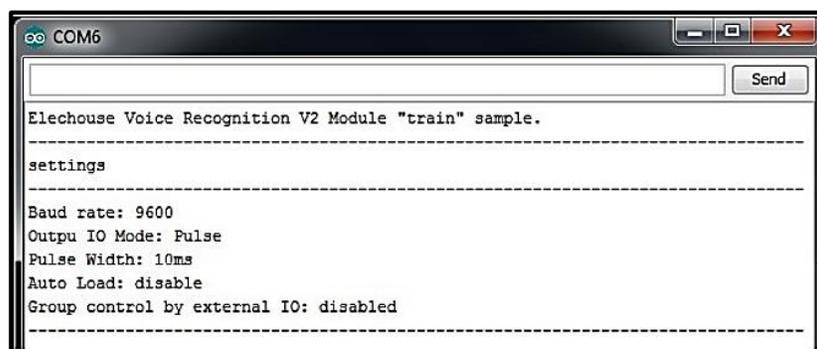


Figura 56. Ventana de comprobación del módulo de voz.

El entrenamiento de los comandos de voz, se realizar mediante la utilización la instrucción mostrada en la *Figura 57*.

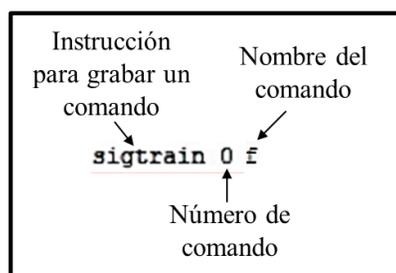


Figura 57. Instrucción de entrenamiento.

Una vez ejecutada la instrucción se comienza con el entrenamiento, para lo cual cada vez que se aprecie 'Speak now' se debe pronunciar el comando, asimismo cuando se vea 'Speak again' se debe volver a pronunciar el mismo comando. Si la pronunciación no coincide, se debe seguir con el procedimiento hasta que se pueda observar 'Success' que indica que los comandos coinciden y se ha grabado satisfactoriamente. Este procedimiento se sigue para cada comando que se desee grabar.

```

sigtrain 0 f
-----
Record: 0   Speak now ← Pronunciar comando de voz
Record: 0   Speak again ← Repetir comando de voz
Record: 0   Cann't matched ← Los comandos no coinciden
Record: 0   Speak now ← Pronunciar comando de voz
Record: 0   Speak again ← Repetir comando de voz
Record: 0   Success ← Entrenamiento satisfactorio
Success: 1
Record 0    Trained
SIG: f

```

Figura 58. Entrenamiento del comando de voz 'f'.

Una vez finalizado el entrenamiento, se procede a cargar los comandos en el módulo. La instrucción 'load' permite cargarlos.

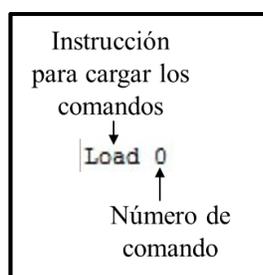


Figura 59. Carga del comando '0'.

Si los comandos se cargaron satisfactoriamente, se observará algo parecido a la **Figura 60**.

```

Load success: 2
Record 0      Loaded
Record 1      Loaded

```

Figura 60. Comando cargados satisfactoriamente.

La comprobación de los comandos, se puede realizar después de haberlos cargado, se pronuncia dichos comandos y en una ventana similar a la Figura 61 se observará si los reconoce o no.

VR Index	Group	RecordNum	Signature
0	NONE	0	f
VR Index	Group	RecordNum	Signature
1	NONE	1	a

Figura 61. Comandos reconocidos satisfactoriamente.

3.3.10. Análisis y simulación por computadora

El análisis y simulación por computadora se realiza utilizando el control secundario (control por pulsadores) para la activación de los actuadores, los que se pueden visualizar mediante indicadores su correcto funcionamiento y por medio de la medición de voltaje en cada caso. (Ver Figura 62).

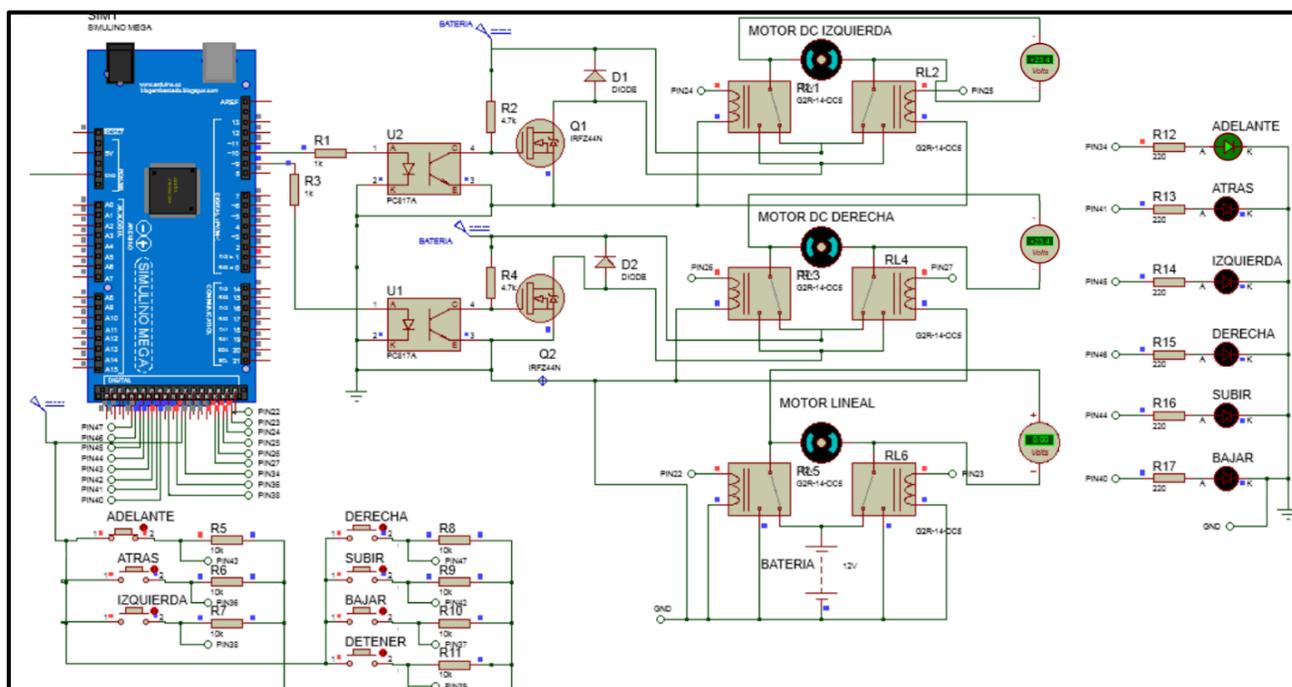


Figura 62. Esquemático del circuito completo.

Adelante

La activación del pulsador es requerida para activar el LED indicador, lo que a su vez activa los motores DC izquierda y derecha, con sentido horario (Figura 63).

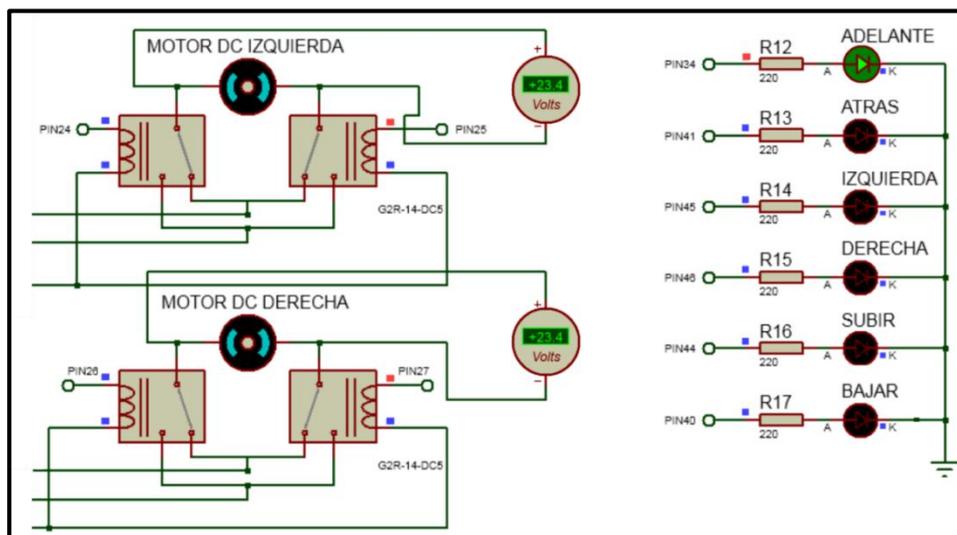


Figura 63. Simulación de los actuadores e indicadores para adelante.

Atrás

Al accionar el pulsador, se activa el LED y los motores DC izquierda y derecha con sentido anti horario, indicado en la Figura 64. El signo negativo indica que los motores giran en dicho sentido.

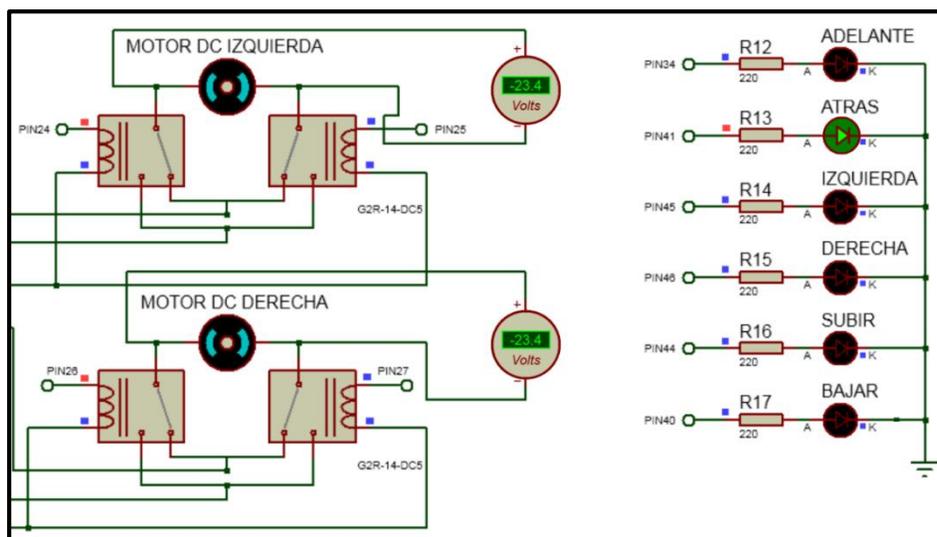


Figura 64. Simulación de los actuadores e indicadores para atrás.

Izquierda

El accionamiento del pulsador permite la activación del LED y gira únicamente el motor DC derecha con sentido horario. El circuito se muestra en la Figura 65.

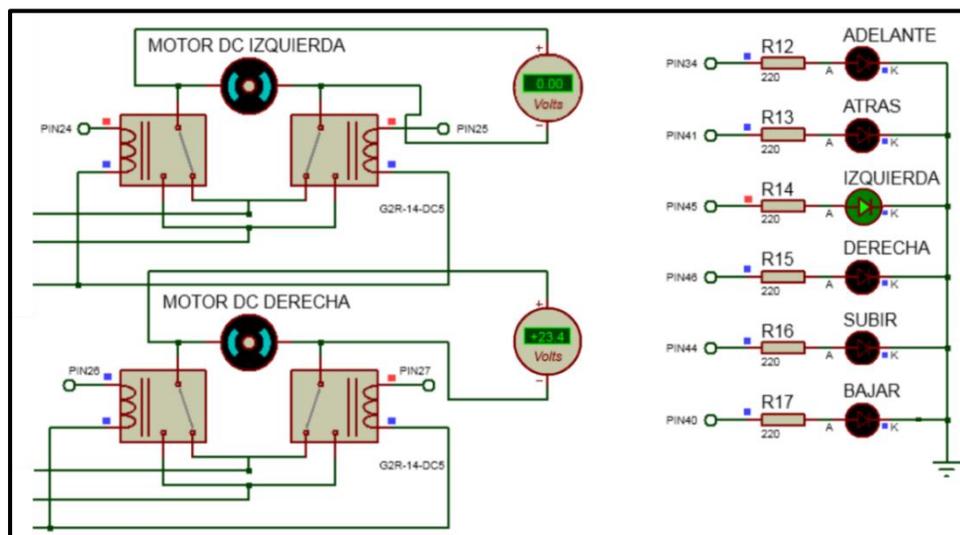


Figura 65. Simulación de los actuadores e indicadores para izquierda.

Derecha

La activación del LED se lo realizar al accionar el pulsador correspondiente lo que activa únicamente el motor DC izquierda con sentido horario, mostrado en la Figura 66.

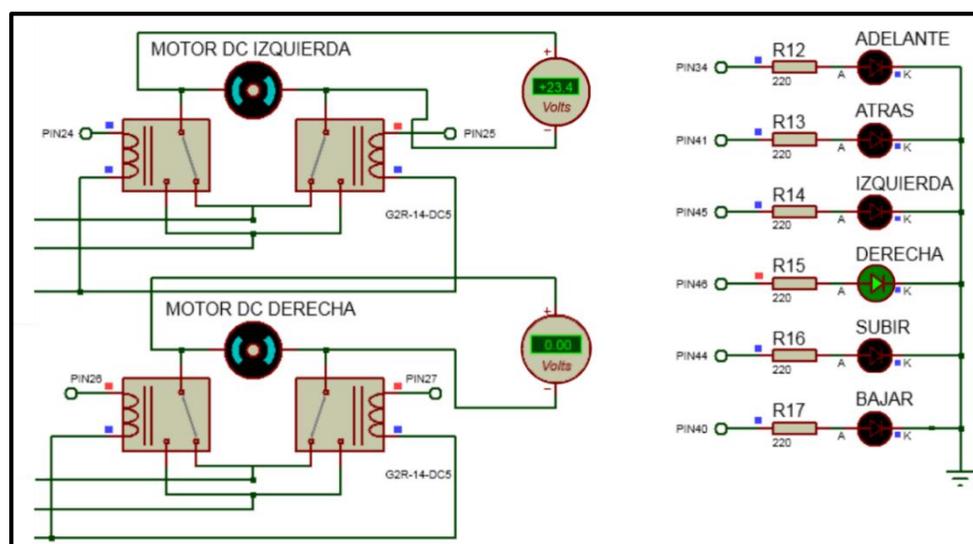


Figura 66. Simulación de los actuadores e indicadores para derecha.

Subir

La bipedestación se realiza mediante el accionamiento del pulsador que activa el LED correspondiente y se acciona el motor lineal en sentido horario indicado en la Figura 67.

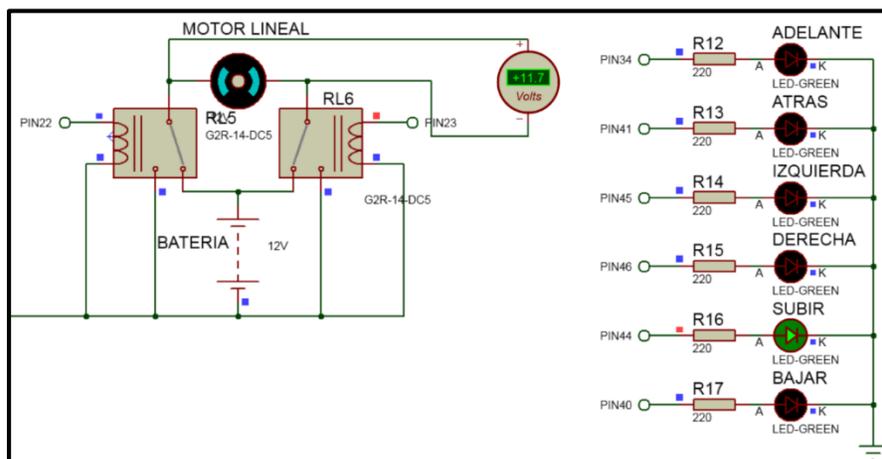


Figura 67. Simulación de los actuadores e indicadores para subir.

Bajar

La posición sentada se consigue al presionar el pulsador BAJAR, esto activa el indicador y acciona el motor lineal en sentido anti horario (Ver Figura 68).

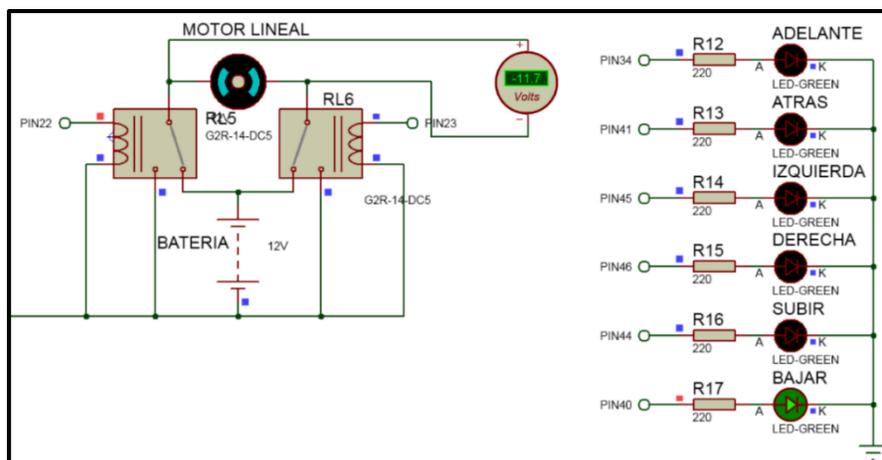


Figura 68. Simulación de los actuadores e indicadores para bajar.

Se obtiene como conclusiones de este capítulo que las dimensiones y material a utilizar para el mecanismo de bipedestación son las adecuadas para la carga máxima de trabajo, ya que comprobando mediante simulación por software no se presentó ninguna falla en ninguno de los componentes. Las características técnicas de los motores, obtenidas mediante cálculos, están disponibles en el mercado mundial.

Los circuitos descritos para controlar la silla de bipedestación, proporcionaron simulaciones adecuadas utilizando la lógica de programación descrita.

CAPÍTULO 4

En este capítulo se detalla la implementación del sistema mecatrónico, que consiste en el ensamble de subconjuntos que posteriormente permiten el ensamble total de la silla de bipedestación eléctrica, se indica además el sistema de seguridad que posee. Finalmente se muestra el sistema mecatrónico total y utilizado por una persona que posee paraplejía.

4. Implementación

Los subconjuntos que permiten el ensamble total son detallados con cada una de sus partes. En la Figura 69 se observa el bastidor, acoplado con las llantas traseras y el motor DC correspondiente, unidos mediante pernos de sujeción.

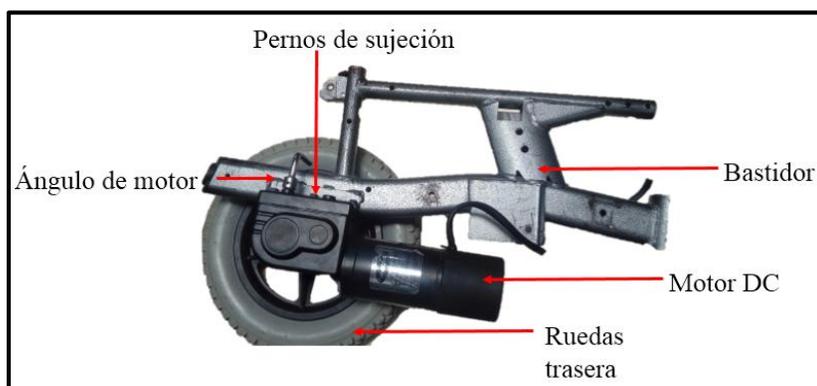


Figura 69. Ensamblaje de llantas con motor y bastidor.

El subconjunto de la Figura 70 lo conforma la estructura del espaldar con el asiento.



Figura 70. Ensamblaje del espaldar y asiento.

En la Figura 71 se puede observar el subconjunto de la estructura de reposapiernas y sus partes.

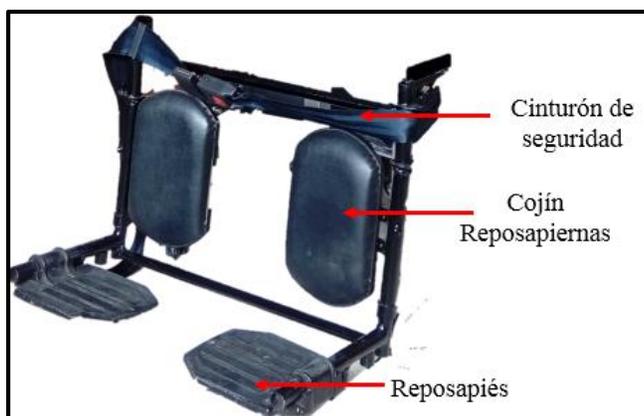


Figura 71. Ensamblaje de la estructura de reposapiernas.

Luego de realizar el ensamblaje de los subconjuntos finalmente se muestra en la Figura 72 el ensamblaje de toda la estructura indicando las partes más importantes.

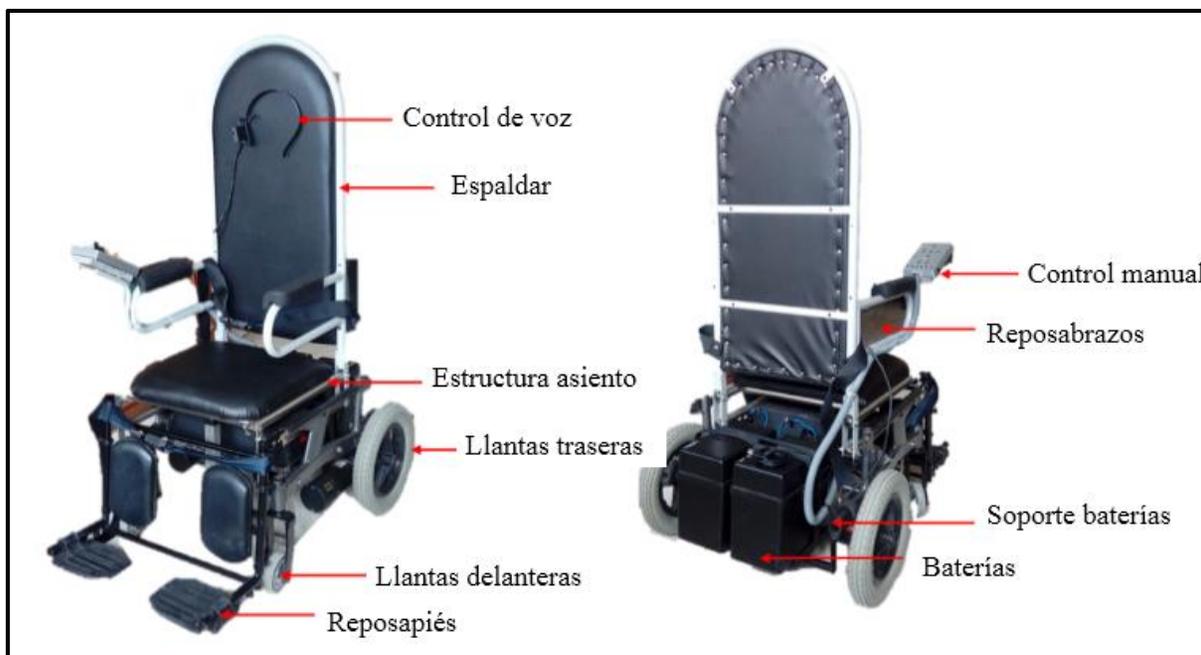


Figura 72. Ensamblaje final de la silla de bipedestación eléctrica.

4.1. Instalación de motor lineal

El motor lineal mostrado en la Figura 73 se encuentra unido a la estructura del asiento mediante un pasador que permite el movimiento rotacional y lineal del mismo.

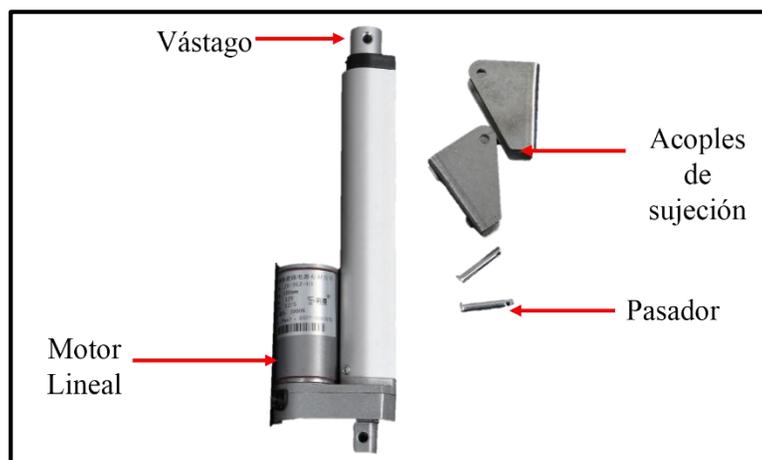


Figura 73. Colocación del motor lineal en el mecanismo de elevación.

4.2. Controles

El control manual se lo realiza por medio de pulsadores, además existen LEDs que indican la acción que se está realizando ya sea en el control manual o en el control por voz. Estos componentes están encapsulados en una caja elaborada en impresión 3D (Figura 74), que se encuentra ubicada en el reposabrazo derecho.

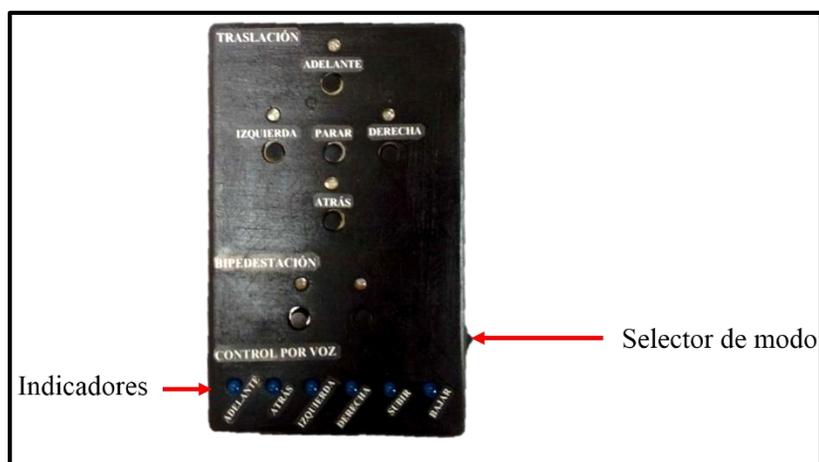


Figura 74. Control manual final.

En las Figura 75 se detalla el control por voz y sus componentes. La diadema fue elaborada en impresión 3D.



Figura 75. Componentes del control por voz.

4.3. Conexión Final

En la Figura 76 se muestra la silla de bipedestación eléctrica probada con un usuario parapléjico, se señalan las seguridades que posee:

Seguridad 1: Sujeción rígida del usuario al espaldar, su ubicación es en abdomen alto de la persona.

Seguridad 2: Sujeción de las piernas al asiento para dar mayor seguridad al usuario

Seguridad 3: Sujeción de las piernas al reposapiernas.



Figura 76. Silla de bipedestación eléctrica final.

En este capítulo se concluye que la implementación del sistema mecatrónico fue óptima, debido a que no presentó fallas durante las pruebas. Además se muestra que el sistema de seguridad que posee brinda comodidad y permite precautelar la integridad física del usuario.

CAPÍTULO 5

Este capítulo describe las pruebas y resultados que se realiza a los diferentes componentes para que la silla de bipedestación cumpla con los objetivos planteados. Se cuenta con 6 etapas, y en cada una de ellas se describe las actividades a seguir, se tabulan sus resultados y de obtenerse algún inconveniente se realiza los cambios necesarios para encontrar el funcionamiento óptimo; posteriormente se vuelve a repetir las pruebas. Finalmente se comprueba el funcionamiento del sistema mecatrónico con un paciente parapléjico.

5. Pruebas y resultados

Se comprueba el funcionamiento correcto de toda la silla de bipedestación, realizando distintas pruebas que fueron divididas en las siguientes etapas:

- Motores principales
- Motor lineal
- Reconocimiento por voz
- Control Manual
- Sistema de seguridad
- Sistema Mecatrónico en general

5.1. Prueba y resultados de motores principales

Las actividades que se realizan para comprobar el funcionamiento de los motores principales, son las siguientes:

- 1) Inspeccionar los cables de los motores y baterías
- 2) Antes de conectar los motores se realiza primero la verificación del circuito diseñado, se comprueba que al realizar un cambio de sentido de giro, disminuya la velocidad e inmediatamente después se activen los relés correctos.
- 3) Comprobar que los voltajes de salida tanto en los pines de variación de ancho de pulso como en la salida a los motores.
- 4) Correcta conexión de los cables de los motores en los relés
- 5) Encender el sistema
- 6) Variación del ancho del pulso
- 7) Comprobación de la temperatura del circuito diseñado

- 8) Cambio de sentido de giro de los motores
- 9) Comprobación de la temperatura del circuito diseñado
- 10) Apagar el sistema

5.1.1. Resultados de las pruebas realizadas a los motores principales

En la Tabla 18 se observa los resultados obtenidos al realizar la variación de ancho de pulso, se aprecia que se obtiene un ligero sonido al activarse o desactivarse los motores.

Tabla 18

Resultados de los motores principales al variar ancho de pulso.

Prueba	Resultado
Activación de los mosfet de potencia	Si
Sentido Horario	Si, con sonido
Sentido Antihorario	Si, con sonido
Sobrecalentamiento en motores	No
Sobrecalentamiento en mosfet	No

El sonido se debe a que la frecuencia con la cual viene el controlador no es la adecuada (490 Hz) para trabajar con motores, por lo cual se cambia la frecuencia a 31.37 KHz y los resultados se observan en la Tabla 19.

Tabla 19

Resultados de los motores principales al corregir la frecuencia del controlador.

Prueba	Resultado
Activación de los mosfet de potencia	Si
Sentido Horario	Si
Sentido Antihorario	Si
Sobrecalentamiento en motores	No
Sobrecalentamiento en mosfet	No

5.2. Pruebas y resultados del motor lineal

Las actividades que se realizan durante las pruebas son las siguientes:

- 1) Inspeccionar los cables del motor y batería
- 2) Comprobar conexión de los relés
- 3) Encender el sistema
- 4) Enviar señal de activación a uno de los relés

- 5) Comprobar activación
- 6) Comprobar voltaje
- 7) Enviar señal de activación al otro relé
- 8) Comprobar activación
- 9) Comprobar voltaje
- 10) Apagar sistema
- 11) Correcta conexión de los cables del motor en los relés
- 12) Encender el sistema
- 13) Enviar señal para salida del vástago
- 14) Verificar la salida del vástago
- 15) Comprobar temperatura
- 16) Enviar señal para entrada del vástago
- 17) Verificar la entrada del vástago
- 18) Comprobar temperatura
- 19) Apagar el sistema

5.2.1. Resultados de las pruebas realizadas al motor lineal

La Tabla 20 describe los resultados de las pruebas realizadas al motor lineal, se puede observar que el motor funciona de forma correcta, y no se produce ninguna clase de interferencia en su funcionamiento

Tabla 20

Resultados de las pruebas realizadas al motor lineal.

Prueba	Resultado
Activación de los relés	Si
Salida del vástago	Si
Entrada del vástago	Si

5.3. Pruebas y resultados del reconocimiento por voz

Las actividades que se realizan para comprobar el funcionamiento del módulo, luego de haber entrenado los comandos de voz, son las siguientes:

- 1) Verificación de continuidad entre los cables que van del módulo hacia el microcontrolador.
- 2) Verificar la conexión del micrófono.
- 3) Energizar el sistema.
- 4) Pronunciar 10 veces los distintos comandos entrenados previamente.
- 5) Apagar el sistema.

5.3.1. Resultados de las pruebas realizadas al módulo de control por voz.

En la Tabla 21 se puede observar los resultados obtenidos al realizar las pruebas al módulo de control de voz. Para los comandos descritos se tuvo una velocidad de respuesta de aproximadamente 2 segundos.

Tabla 21

Resultados de la primera prueba realizada al módulo de control por voz.

Acción	Comando entrenado	Resultado
Adelante	‘Adelante’	50.00%
Atrás	‘Atrás’	60.00%
Izquierda	‘Izquierda’	30.00%
Derecha	‘Derecha’	40.00%
Subir	‘Subir’	60.00%
Bajar	‘Bajar’	50.00%
Parar	‘Parar’	40.00%

El reconocimiento no es satisfactorio, por lo cual se procede a grabar otros comandos, esta vez se lo hace con palabras más cortas como se observa en la Tabla 22, obteniendo una velocidad de respuesta de aproximadamente 1 segundo.

Tabla 22

Resultados de la segunda prueba realizada al módulo de control por voz.

Acción	Comando entrenado	Resultado
Adelante	‘Uno’	70.00%
Atrás	‘Dos’	70.00%
Izquierda	‘Tres’	40.00%
Derecha	‘Cuatro’	40.00%
Subir	‘Cinco’	30.00%
Bajar	‘Seis’	40.00%
Parar	‘Siete’	30.00%

Los resultados aún son erróneos, por la cual se procede a entrenar comandos de voz compuestos por letras, esta vez se prueba repitiendo cada comando 15 veces, los resultados se observan en la Tabla 23.

Tabla 23

Resultados de la prueba final realizada al módulo de control por voz.

Acción	Comando entrenado	Resultado
Adelante	'F'	93.33%
Atrás	'A'	100.00%
Izquierda	'J'	100.00%
Derecha	'Y'	100.00%
Subir	'L'	93.33%
Bajar	'Q'	100.00%
Parar	'H'	93.33%

Las letras fueron seleccionadas de acuerdo a su fonética, ya que no se asemejan a palabras que se dice con frecuencia. Los resultados son satisfactorios ya que la velocidad de respuesta es menor a 1 segundo, para ello se requirió que el usuario tenga un entrenamiento de la pronunciación de los comandos de al menos una hora, luego de este tiempo puede operar la silla con toda seguridad.

5.4. Pruebas y resultados del control manual

Las actividades que se realizan para comprobar el funcionamiento de pulsadores son las siguientes:

- 1) Verificación de continuidad entre los pulsadores y los cables de conexión al controlador.
- 2) Energizar el sistema
- 3) Verificar la programación de prueba del controlador
- 4) Presionar cada uno de los pulsadores
- 5) Verificar lectura digital enviada por cada pulsador
- 6) Apagar el sistema

Las actividades que se realizan para comprobar el funcionamiento de los indicadores luminosos son las siguientes:

- 1) Verificación de continuidad entre los leds, con los cables de conexión al controlador.
- 2) Energizar el sistema

- 3) Enviar la programación de prueba del controlador
- 4) Verificar activación
- 5) Apagar el sistema

5.4.1. Resultados de las pruebas realizadas al control manual

En la Tabla 24 y

Tabla 25 se observan los resultados de las pruebas realizadas a los pulsadores y leds, respectivamente.

Tabla 24

Resultados de las pruebas realizadas a los pulsadores.

Prueba	Resultado
Lectura pulsador "Adelante"	Si
Lectura pulsador "Atrás"	Si
Lectura pulsador "Izquierda"	Si
Lectura pulsador "Derecha"	Si
Lectura pulsador "Parar"	Si
Lectura pulsador "Subir"	Si

Tabla 25

Resultados de las pruebas realizadas a los leds.

Tipo de control	Prueba	Resultado
Manual	Led "Adelante"	Si
	Led "Atrás"	Si
	Led "Izquierda"	Si
	Led "Derecha"	Si
	Led "Subir"	Si
	Led "Bajar"	Si
Voz	Led "Adelante"	Si
	Led "Atrás"	Si
	Led "Izquierda"	Si
	Led "Derecha"	Si
	Led "Subir"	Si
	Led "Bajar"	Si

5.5. Pruebas y resultados del sistema de seguridad

Las actividades que se realizan para comprobar la seguridad son las siguientes:

- 1) Colocar los seguros correspondientes
- 2) Encender el sistema
- 3) Activar posición de bipedestación
- 4) Comprobar ergonomía y seguridad
- 5) Activar posición sentada
- 6) Apagar el sistema

5.5.1. Resultados de las pruebas realizadas al sistema de seguridad

Inicialmente se contaba con dos cinturones de seguridad: en el estómago y rodillas, los cuales en cuanto a la opinión de 9 usuarios no tuvieron resultados satisfactorios, como se observa en la Tabla 26.

Tabla 26

Resultados de la primera prueba realizadas al sistema de seguridad.

Prueba	Resultado
Seguridad al estar en posición de bipedestación	25%
Ergonomía antes y durante la posición de bipedestación	20%

Para mejorar el sistema se añade un seguro adicional a la altura de los muslos, que consta de un cojín asegurado con velcro. Para la seguridad ubicada en el estómago se añade un cojín que proporciona más comodidad al usuario a medida que se alcanza la posición de bipedestación. En el seguro ubicado en las rodillas se añade un cojín que tiene una forma especial, este permite que el usuario al estar en bipedestación, tenga sus piernas en posición vertical y que sus rodillas no estén propensas a juntarse evitando de esta manera que la persona resbale. Los resultados de estos cambios se observan en la Tabla 27.

Tabla 27

Resultados de la prueba final realizada al sistema de seguridad.

Prueba	Resultado
Seguridad al estar en posición de bipedestación	100%
Ergonomía antes y durante la posición de bipedestación	100%

5.6. Pruebas y resultados del sistema Mecatrónico en general.

5.6.1. Prueba del mecanismo de bipedestación

Las actividades que se realizan para comprobar el funcionamiento del mecanismo de bipedestación con y sin carga en reposo, son las siguientes:

- 1) Inspeccionar los cables del motor lineal y la batería
- 2) Comprobar conexión de los relés
- 3) Correcta conexión de los cables del motor en los relés
- 4) Correcto ensamble entre el vástago y el mecanismo de elevación
- 5) Encender el sistema
- 6) Enviar señal para activar bipedestación
- 7) Comprobar el movimiento del mecanismo sin carga
- 8) Enviar señal para desactivar bipedestación
- 9) Comprobar el movimiento del mecanismo sin carga
- 10) Apagar el sistema
- 11) Comprobar el mecanismo con carga, activando y desactivando la acción de bipedestación

Resultados de las pruebas realizadas al mecanismo de bipedestación

En la Tabla 28 se detalla los resultados obtenidos al probar el mecanismo de bipedestación con y sin carga, en ambos casos se obtuvo resultados satisfactorios ya que el mecanismo no presentó ninguna clase de falla a fatiga ni en funcionamiento.

Tabla 28

Resultados de las pruebas al mecanismo de bipedestación con y sin carga.

Prueba	Resultado
Activación de posición de bipedestación sin carga	Si
Activación de posición de bipedestación con carga	Si
Activación de posición sentada sin carga	Si
Activación de posición sentada con carga	Si
Estabilidad al estar en posición de bipedestación	Si
Falla por fatiga	No

Se concluye que el material escogido para el mecanismo cumple con lo establecido en la característica principal a tomar en cuenta, detallada en la matriz QFD del apartado 3.1.5. El

tiempo en alcanzar la posición de bipedestación debe ser lento para evitar que el usuario sufra algún accidente, por lo cual se tiene un tiempo de bipedestación igual a 25 segundos, que es un tiempo que depende de la velocidad del motor lineal y el peso del usuario.

5.6.2. Pruebas y resultados del sistema mecatrónico

En la Figura 77 se observa el sistema total probado por un paciente parapléjico.



Figura 77. Prueba del sistema mecatrónico total.

Las actividades que se realizan para comprobar el funcionamiento del sistema total, son las siguientes:

- 1) Configuración de la velocidad de los motores en el controlador
- 2) Encender el sistema
- 3) Verificación de la velocidad
- 4) Comprobación de la temperatura del circuito diseñado
- 5) Verificación de cambio de sentido de giro
- 6) Comprobación de la temperatura del circuito diseñado
- 7) Apagar el sistema
- 8) Probar el sistema con carga

- 9) Encender el sistema
- 10) Activar mediante pulsadores o mediante la voz los movimientos de la silla
- 11) Activar mediante la voz los movimientos de la silla
- 12) Parar el sistema
- 13) Iniciar acción de bipedestación
- 14) Activar mediante pulsadores los movimientos de la silla
- 15) Parar el sistema
- 16) Activar mediante la voz los movimientos de la silla
- 17) Parar el sistema
- 18) Regresar a la posición sentada
- 19) Apagar sistema

Resultados de las pruebas realizadas al sistema mecatrónico

En la Tabla 29 se detalla los resultados obtenidos al probar el sistema total con un paciente parapléjico de 56 años de edad, 1.62 [m] de estatura y 60 [kg] de masa.

Tabla 29

Resultados de las pruebas realizadas al sistema mecatrónico.

Tipo de control	Prueba	Resultado
Manual	Activación de posición de bipedestación con carga	Si
	Activación de posición sentada con carga	Si
	Traslación en posición de bipedestación	Correcto
	Traslación en posición sentada	Correcto
Voz	Activación de posición bipedestación con carga	Si
	Activación de posición sentada con carga	Si
	Traslación en posición de bipedestación	Correcto
	Traslación en posición sentada	Correcto
	Falla del mecanismo de bipedestación por fatiga	No
	Estabilidad al estar en posición de bipedestación	Si
	Seguridad al estar en posición de bipedestación	100%
	Ergonomía antes y durante la posición de bipedestación	100%

Las pruebas realizadas con un paciente parapléjico resultaron favorables en todos los aspectos, por lo cual se concluye para este capítulo que el diseño y las pruebas son totalmente confiables y el sistema es adecuado para personas discapacitadas.

CAPÍTULO 6

En este capítulo se detalla los costos directos e indirectos del proyecto. Al obtener el costo total se realiza una comparación con sillas de bipedestación comerciales.

6. Análisis económico y financiero

Tabla 30

Costos directos: materia prima.

Ítem	Descripción	Cantidad	Precio Unitario	Subtotal
Tubo de acero inoxidable	φ 1" x 2mm	6 m	8.33	50.00
Tubo negro ISO 2	φ 1" x 2mm	4 m	5.00	20.00
Platina de acero inoxidable	25 x 3 mm	3 m	2.55	7.65
Platina de acero	20 x 3 mm	1 m	3.00	3.00
Platina de acero	38 x 6 mm	1 m	6.00	6.00
Platina de acero	25 x 6 mm	0.5 m	3.80	1.90
			Total	88.55

Tabla 31

Costos directos: elementos mecánicos.

Ítem	Descripción	Cantidad	Precio Unitario	Subtotal
Silla de ruedas	Silla especial	1	250.00	250.00
Pernos acero inoxidable	5/16" x 2"	12	0.24	2.88
Pernos acero inoxidable	5/16" x 1"	6	0.15	0.90
Pernos acero inoxidable	5/16" x 1 ½"	2	0.20	0.40
Pernos acero	5/16" x 3"	2	0.35	0.70
Pernos acero	1/4" x 1 ½"	4	0.05	0.20
Rodelas de presión	5/16"	12	0.02	0.24
Rodelas finas cromadas	5/16"	28	0.03	0.84
Tuercas acero inoxidable	5/16"	12	0.08	0.96
Tornillos para madera	Tornillos 30mm	22	0.02	0.44
Broca para acero inoxidable	M8	1	6.00	6.00
Llantas pequeñas	Rueda de 4"	2	3.39	6.78
Llantas grandes	Rueda de 12.5"	2	25.00	50.00

Tabla 32*Costos directos: elementos eléctricos y electrónicos.*

Ítem	Descripción	Cantidad	Precio Unitario	Subtotal
Controlador	Arduino Mega 2560	1	60.00	60.00
Motores reductores	24V, 350W	2	300.00	600.00
Motor lineal	12V, 6"	1	90.00	90.00
Módulo de voz	Elechouse VR3	1	100.00	100.00
Módulo 4 relés	24V, 10A	1	6.50	6.50
Módulo 2 relés	24V, 10A	1	4.00	4.00
Mosfet de potencia	Mosfet IRFZ44N	2	15.00	30.00
Disipadores	Disipadores Mosfet	2	0.65	1.30
Capacitores	1000 uF, 35V	2	1.50	3.00
Octoacopladores	PC817	2	0.60	1.20
Diodo	6A10 MIC	2	1.00	2.00
Resistencia	220 ohms	19	0.02	0.38
Pulsadores	4 pines	7	0.25	1.75
Leds	Alto brillo	12	0.10	1.20
Buzzer	5 V	1	0.58	0.58
Borneras	2 entradas	3	0.30	0.90
Borneras	3 entradas	2	0.40	0.80
Ventiladores	12V, 0.15A	2	3.50	7.00
Cable	Rígido	25 m	0.25	6.25
Cable	AWG 16	6 m	0.50	3.00
Batería	12V, 55Ah	2	90.00	180.00
Baquelita	10 x 20 cm	2	2.50	5.00
Ácido	Funda de 50g	5	0.50	2.50
Broca	φ 1 mm	1	0.20	0.20
Estaño	Rollo	1	2.75	2.75
Fusible	10 A	2	0.15	0.30
Porta fusible	Fusibles largos	2	0.50	1.00
			Total	1111,61

Tabla 33*Costos directos: otros elementos.*

Ítem	Descripción	Cantidad	Precio Unitario	Subtotal
Cinturones de seguridad	Cinturones para vehículo	2	7.00	14.00
Esponja blanca	15 x 5 cm	1	4.00	4.00
Esponja negra	Ancho 3 cm	1	5.00	5.00
Esponja amarilla	Ancho 5 cm	1	7.00	7.00
Velcro	Velcro negro 10cm	1 m	1.20	1.20
Velcro	Velcro negro 2.5cm	0.5 m	0.26	0.13
Tela Damasco	Tapicería automotriz	6 m	0.50	3.00
Tela corosil	Tapicería general	2 m	2.00	4.00
Seguridad inferior	Seguro para piernas	1	8.00	8.00
			Total	46.33

Tabla 34*Costos indirectos: mano de obra.*

Ítem	Descripción	Costo (\$/h)	Tiempo	Subtotal
Manufactura	Proceso de corte, soldadura y ensamblaje.	3.00	40	120.00
Soldadura	Puntos de la placa de circuito impreso	0.30	12	3.60
Diseño	Diseño del sistema mecatrónico	5.00	40	200.00
Planos mecánicos	Planos de los elementos mecánicos	12.50	12	150.00
Planos eléctricos	Plano de la conexión de los elementos eléctricos y electrónicos	12.50	3	37.50
			Total	511.10

Tabla 35*Costos totales.*

Ítem	Subtotal
Costos directos	1563.83
Costos indirectos	511.10
Total	2074.93

Se concluye que la silla de bipedestación eléctrica desarrollada en este proyecto se considera de bajo costo, comparada con las sillas de bipedestación comerciales, ya que es 63.73% más barata. En la Tabla 36 se aprecia la comparación mencionada.

Tabla 36

Comparación con sillas de bipedestación comerciales.

Equipo	Silla de bipedestación eléctrica controlada por voz	Silla de bipedestación 18.68E HI LO (Guzman, 2018)	Dragón Vertic (Guzman, 2018)
Foto			
Precio	\$2074.93	\$5721.00	\$7066.00

7. Conclusiones

Se diseñó e implementó un prototipo de silla de bipedestación eléctrica para personas cuadripléjicas de grado C6 a C8; la activación se realizó mediante comandos de voz compuestos por letras que fueron reconocidas en un 93.33% probadas en un ambiente no ruidoso y responden únicamente al usuario que los entrenó previamente; en su fabricación se utilizó componentes mecánicos y electrónicos de bajo costo, resultando ser 63.73% más barata que una silla de bipedestación comercial.

El sistema de bipedestación para la silla de ruedas se diseñó a partir de una variación del mecanismo del paralelogramo; acoplando un motor lineal de 6'' de elongación, que posee una fuerza de empuje máxima de 150 kilogramos; se logró alcanzar la posición de bipedestación en un tiempo de 25 segundos con un usuario cuyo peso es 60 kilogramos, obteniendo así que el usuario se ponga de pie de forma estable y segura; mediante el uso de motores de corriente

continua especiales para silla de ruedas eléctrica y el circuito electrónico que los controla, al momento de trasladar la silla con el usuario no se produjo ninguna clase de accidente; por lo cual el sistema de bipedestación, seguridad y traslación fueron los adecuados.

8. Recomendaciones

Se recomienda trabajar en el control de voz, para que este tenga la capacidad de reconocimiento en cualquier ambiente.

Se sugiere realizar una investigación sobre materiales mecánicos, que permitan que la silla sea más liviana sin perder su resistencia.

El sistema de sujeción es una parte importante para la bipedestación, por lo cual se recomienda buscar alternativas de sistemas de seguridad para el usuario.

Las sillas de ruedas eléctricas comerciales funcionan en diferentes tipos de piso, por lo cual se sugiere mejorar el equipo para que alcance esta característica.

Se recomienda mejorar el sistema de alimentación del microcontrolador, esto para dar mayor independencia a la silla de bipedestación.

9. Referencias

Ahmed, H., Karim, K. E., & Helal-An-Nahiyen. (2015). Design, Simulation and Construction of an Automatic Wheelchair. *International Conference on Mechanical, Industrial and Materials Engineering*.

Amazon. (2017). *Zoom Industrial Actuator*. Recuperado el 21 de octubre de 2017, de https://www.amazon.com/Zoom-Industrial-Actuator-Feedback-Resistant/dp/B0713YWQQ1/ref=pd_sbs_201_3?_encoding=UTF8&pd_rd_i=B0713YWQQ1&pd_rd_r=MAQ88J2XF3G7E2EK2EQN&pd_rd_w=TJu3C&pd_rd_wg=IVAtj&psc=1&refRID=MAQ88J2XF3G7E2EK2EQN

Amazon. (2018). *Motor Wheelchair*. Recuperado el 16 de mayo de 2018, de https://es.aliexpress.com/store/product/brush-gear-power-wheelchair-motor-350w-with-electro-magnetic-PEWM-03/1470068_32537565366.html?spm=a219c.search0204.3.2.799e29d5aU1hR1&ws_ab_t est=searchweb0_0,searchweb201602_3_10152_10151_10065_10344_10068_5722815_1

- Association Connecting Electronics Industries. (2018). *IPC*. Obtenido de Association Connecting Electronics Industries: <http://www.ipc.org>
- Ayodeji, S. P., Mukondeleli, G. K., & Kanisuru, A. M. (2015). Modification and Performance Evaluation of Height Adjustable Paraplegic Wheelchair. *Proceedings of the 2015 International Conference on Industrial Engineering and Operations Management*, (pág. 8). Dubai.
- Brutti, C., Sattler, A., Cuesta, J., Canavelli, A., & Donisi, C. (2010). Motorización de Sillas de Ruedas Convencionales. *Actas de Ingeniería Clínica y Tecnología Médica*, 110-125.
- Budynas, R., & Nisbett, K. (2008). *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley* (Octava ed.). McGraw Hill.
- CONADIS, & Ministerio de Relaciones Laborales. (2013). *Manual de buenas prácticas para la inclusión laboral de personas con discapacidad*. Manual, Quito.
- Dr. Vintimilla, J., Ing. Segovia, R., Ing. Loyola, D., Ing. Zalamea, S., & Crespo, X. (2018). *Norma Técnica Ecuatoriana NTE INEN 2 195:2000*. Norma, Quito.
- El Universal. (2015). *La tetraplejia*. Recuperado el 12 de septiembre de 2017, de http://interactivo.eluniversal.com.mx/online/PDF_16/lesion-pana.pdf
- Elechouse. (9 de Mayo de 2014). *Voice Recognition Module V3*. Obtenido de Speak to Control (Arduino compatible): https://www.elechouse.com/elechouse/images/product/VR3/VR3_manual.pdf
- EYCOM. (Octubre de 2011). *Documento Técnico*. Obtenido de Cálculo de la capacidad de corriente: http://www.eycom.com.ar/tecnica/descargas/Calculo_capacidad_de_corriente_en_pistas.pdf
- Flores, T. (2015). *Análisis biomecánico de los miembros inferiores de una persona de movilidad restringida grado IV usando una silla bipedestadora con una capacidad de carga de 100 kg*. Trabajo de titulación, Universidad Politécnica Salesiana, Ingeniería Mecánica, Quito.
- Ghani, A., & Tokhi, M. (7 de Marzo de 2016). Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Control Mechanisms of Two-Wheeled Wheelchair. (P. Vena, Ed.) *Journal of Biomechanical Engineering*, 138, 12.
- Giardino, S., & Sales, S. (2007). Enfrentamento à lesão medular traumática. *scielo*, 57-63.

- González, J. R. (03 de octubre de 2011). *Portales Médicos*. Recuperado el 12 de septiembre de 2017, de <https://www.portalesmedicos.com/publicaciones/articulos/3680/6/Riesgo-de-aparicion-de-ulceras-por-presion>
- Guzman, O. (15 de mayo de 2018). *OrtopediaGuzman.com*. Recuperado el 14 de mayo de 2018, de <https://www.ortopediaguzman.com/productos/silla-de-ruedas-electrica-de-bipedestacion1868e-hi-lo/6359/#>
- Habiba, U., Barua, S., Ahmed, F., Dey, G. K., & Ahmmed, K. T. (2015). 3rd Hand: A Device to Support Elderly and Disabled Person. *Proceedings of International Conference on Electrical Information and Communication Technology* (pág. 6). Khulna: IEEE Conference Publications.
- Herrera, P., & Mayoral, D. (2011). Ergonomía para la discapacidad. Una propuesta de silla de ruedas ergonómica y económica. *Revista Académica e Institucional Arquetipo*, 95-108.
- Infineon. (2011). *IRF44N*. Obtenido de <https://www.infineon.com/dgdl/irfz44n.pdf?fileId=5546d462533600a40153563b3575220b>
- IPC. (Mayo de 2018). *IPC organization*. Obtenido de <http://www.ipc.org/TOC/IPC-2221.pdf>
- Ivan Bohman C.A. (2016). *Catálogo de Productos*. Catálogo, Guayaquil.
- Kasper, D., Fauci, A., Hauser, S., Longo, D., Jameson, J. L., & Loscalzo, J. (2016). *Harrison Principios de Medicina Interna* (19 ed.).
- Kowka. (2017). *Tienda Electrónica*. Obtenido de http://www.kowka.cl/tienda/product.php?id_product=96
- Méndez, A. (01 de enero de 2016). *Universidad Politécnica de Catalunya*. Recuperado el 03 de junio de 2018, de http://ieb-srv1.upc.es/gieb/tecniques/pdf/disipadores_termicos.pdf
- Méndez, V. M., Sánchez, I., & de la Iglesia, Y. R. (2016). Presentación de un caso de rehabilitación psicosocial en una paciente con paraplejia flácida. *Información Científica*, 1009-1018.
- Pérez, J. I., & Garaigordobil, M. (2014). Discapacidad motriz: autoconcepto, autoestima y síntomas psicopatológicos. *Estudios de Psicología*, 343-357.
- Pinho, V., Garanhani, M., & Shizufo, D. (2010). Representaciones sociales de la silla de ruedas para la persona con lesión de la médula espinal. *Rev. Latino-Am. Enfermagem*.

- Quiñones, K., Robayo, A., & Garcia, A. (11 de noviembre de 2013). Diseño de un prototipo de bipedestador para pacientes pediátricos con espina bífida. *Rev. Fac. Med.*, 61(4), 423-429.
- Saavedra, R., García, E., & Antonio, T. S. (Abril de 2013). Diseño de un equipo de bipedestación. *Revista Ingeniería UC*, 20(1), 25-33.
- San Antonio, T., López, J., Sánchez, C., & Urrutia, F. (Mayo-Agosto de 2015). Metodología para incentivar la inserción laboral de personas en sillas de ruedas: una propuesta para Ecuador. *Revista de la Universidad Industrial de Santander*, 47(2), 215-217.
- Strassburguer, K., Hernández, Y., & Barquín, E. (s.f.). *Guía para el manejo integral del paciente con lesión medular crónica*. ASPAYM Madrid.
- UNAM. (2010). *Diseño de hardware*. Recuperado el 20 de Abril de 2018, de Capítulo 1 : <http://www.ptolomeo.unam.mx:8080/xmlui/bitstream/handle/132.248.52.100/756/A4.pdf?sequence=4>
- Villamarín, F. (12 de septiembre de 2017). *CONADIS*. Recuperado el 13 de septiembre de 2017, de <http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadistica/index.html>
- Wang, D., & Yu, H. (2017). Development of the control system of a voice-operated wheelchair with multi-posture characteristics. *2nd Asia-Pacific Conference on Intelligent Robot Systems* (págs. 151-155). Wuhan: IEEE Conference Publications.