



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**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
RUEDAS AUTÓNOMA ACCIONADA MEDIANTE ONDAS
CEREBRALES, PARA LA ASOCIACIÓN DE LIMITADOS
PLÉJICOS DE TUNGURAHUA (ASOPLEJICAT)**

AUTOR: NÉSTOR DAMIÁN LASLUIA GARCÉS

DIRECTOR: MAURICIO CRUZ

CODIRECTOR: MARCO SINGAÑA

LATACUNGA

2015



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

CERTIFICACIÓN

Certificamos que el trabajo de titulación, “***DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA SILLA DE RUEDAS AUTÓNOMA ACCIONADA MEDIANTE ONDAS CEREBRALES, PARA LA ASOCIACIÓN DE LIMITADOS PLÉJICOS DE TUNGURAHUA (ASOPLEJICAT)***” realizado por el señor ***NÉSTOR DAMIÁN LASLUIA GARCÉS***, ha sido revisado en su totalidad, el mismo cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, por lo tanto nos permitimos acreditarlo y autorizar al señor ***NÉSTOR DAMIÁN LASLUIA GARCÉS*** para que lo sustente públicamente.

Latacunga, 07 de diciembre del 2015

GUILLERMO MAURICIO CRUZ ARCOS

DIRECTOR

MARCO ADOLFO SINGAÑA AMAGUAÑA

CODIRECTOR



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

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Yo, **NÉSTOR DAMIÁN LASLUISA GARCÉS**, con cédula de identidad N° 1803577855, declaro que este trabajo de titulación "**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA SILLA DE RUEDAS AUTÓNOMA ACCIONADA MEDIANTE ONDAS CEREBRALES, PARA LA ASOCIACIÓN DE LIMITADOS PLÉJICOS DE TUNGURAHUA (ASOPLEJICAT)**" ha sido desarrollado considerando los métodos de investigación existentes, así como también se ha respetado los derechos intelectuales de terceros considerándose en las citas bibliográficas.

Consecuentemente declaro que este trabajo es de mi autoría, en virtud de ello me declaro responsable del contenido, veracidad y alcance de la investigación mencionada.

Latacunga, 07 de diciembre del 2015

NÉSTOR DAMIÁN LASLUISA GARCÉS

C.C.: 1803577855

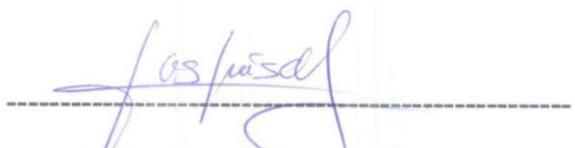


**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

AUTORIZACIÓN

Yo, **NÉSTOR DAMIÁN LASLUIA GARCÉS**, autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar en la biblioteca Virtual de la institución el presente trabajo de titulación “**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA SILLA DE RUEDAS AUTÓNOMA ACCIONADA MEDIANTE ONDAS CEREBRALES, PARA LA ASOCIACIÓN DE LIMITADOS PLÉJICOS DE TUNGURAHUA (ASOPLEJICAT)**” cuyo contenido, ideas y criterios son de mi autoría y responsabilidad.

Latacunga, 07 de diciembre del 2015


NÉSTOR DAMIÁN LASLUIA GARCÉS

C.C.: 1803577855

DEDICATORIA

El presente trabajo va dedicado a DIOS, a mis padres, hermanos, a mi abuelo que me cuida desde el cielo y demás personas a las cuales amo y estimo.

Damián Lasluisa

AGRADECIMIENTO

Agradezco a DIOS, a mis padres, hermanos y a todas las personas que han sido parte de mi vida y han intervenido en mi formación personal y académica.

Damián Lasluisa

ÍNDICE DE CONTENIDO

CARÁTULA.....	i
CERTIFICACIÓN	ii
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD	iii
AUTORIZACIÓN (PUBLICACIÓN BIBLIOTECA VIRTUAL)	iv
DEDICATORIA	v
AGRADECIMIENTO	vi
ÍNDICE DE CONTENIDO	vii
ÍNDICE DE TABLAS	xi
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xii
RESUMEN	xvi
ABSTRACT	xvii

CAPÍTULO I

1. GENERALIDADES.....	1
1.1. Definición de tetraplejía	1
1.1.1. Causas de la tetraplejía	1
1.1.2. Síntomas de la tetraplejía	2
1.1.3. Tratamiento para la tetraplejía.....	3
1.2. Clases de sillas de ruedas.....	3
1.2.1. Silla de ruedas manual	3
1.2.2. Silla de ruedas eléctrica	4
1.3. Elementos de una silla de ruedas eléctrica	8
1.3.1. Chasis.....	8
1.3.2. Llantas.....	10
1.3.3. Motores.....	13
1.3.4. Controladores para motores	17
1.3.5. Sistemas de control	18
1.3.6. Sistemas de control avanzado.....	22
1.3.7. Microcontroladores.....	24
1.3.8. Dispositivos y accesorios de control	27

1.3.9	Baterías.....	32
1.3.10	Cargador de baterías	36
1.3.11	Accesorios de soporte para el usuario.....	36
1.4	Funcionamiento de las sillas de ruedas eléctricas	38
1.5	Introducción a las interfaces cerebro computador.....	39
1.5.1	El cerebro	39
1.5.2	Neuronas.....	42
1.5.3	Métodos de medición de la actividad cerebral	43
1.5.4	EEG (Electroencefalografía).....	45
1.5.5	Interfaces cerebro computador (BCI)	55
1.5.6	Funcionamiento de las BCI	55
1.5.7	Empresas productoras de BCI	56

CAPÍTULO II

2.	DISEÑO Y SELECCIÓN DE ELEMENTOS MECÁNICOS.....	59
2.1	Parámetros de diseño	59
2.2	Diseño y selección de materiales.....	59
2.3	Diseño del chasis.....	59
2.3.1	Diseño del soporte del asiento	60
2.3.2	Soporte para los motores	69
2.3.3	Soporte para las ruedas delanteras.....	74
2.3.4	Reposapiés.....	81
2.4	Selección de los motores	93
2.5	Selección de la rueda motriz	100
2.6	Selección de las ruedas direccionales	102

CAPÍTULO III

3.	DISEÑO Y SELECCIÓN DE ELEMENTOS ELÉCTRICOS, ELECTRÓNICOS E INFORMÁTICOS.....	104
3.1	Parámetros de diseño	104
3.2	Diseño de la interfaz de control de la silla de ruedas y selección de materiales	104

3.3	Selección del sensor de ondas cerebrales	106
3.3.1	Software SDK LITE	107
3.4	Selección del microcontrolador	115
3.5	Selección del driver para los motores.....	118
3.5.1	Circuito de control del driver Sabertooth.....	120
3.5.2	Circuito de potencia del driver Sabertooth	121
3.5.3	Selección del modo de operación del driver Sabertooth	122
3.6	Selección del acelerómetro	124
3.6.1	Pines del acelerómetro MMA7361LC $\pm 1.5/6g$	125
3.7	Selección del sensor de proximidad.....	126
3.7.1	Distribución de pines del módulo HC-SR04.....	127
3.8	Selección de las baterías	128
3.9	Selección del cargador de las baterías.....	131
3.10	Diseño del indicador del nivel de carga de las baterías.....	132
3.11	Selección del software de control del dispositivo	135
3.12	Detalles de programación entre Arduino, Emotiv y Labview	135
3.12.1	Arduino y Labview	136
3.12.2	Emotiv y Labview	145

CAPÍTULO IV

4.	PRUEBAS Y RESULTADOS.....	148
4.1	Procedimiento	148
4.2	Pruebas del Emotiv Epoc Headset	148
4.2.1	Prueba de la señal inalámbrica del sensor	148
4.2.2	Prueba del Modo Expresivo.....	149
4.2.3	Prueba del Modo Cognitivo.....	150
4.2.4	Prueba del Mouse Emulator (giroscopio).....	154
4.3	Pruebas de adquisición de las señales cerebrales.....	156
4.4	Pruebas de comunicación entre Arduino y Labview.....	160
4.4.1	Pruebas de los sensores ultrasónicos HC-SR04	160
4.5	Pruebas de la estructura de la silla de ruedas	161
4.6	Pruebas de los diferentes modos de control de la silla de ruedas	163

4.6.1	Control de la silla de ruedas en Modo Expresivo	163
4.6.2	Control de la silla de ruedas en Modo Cognitivo/Expresivo	165
4.6.3	Control de la silla de ruedas en Modo Giroscopio	166
4.7	Pruebas de distancia recorrida	168
4.8	Alcances y limitaciones	168
4.8.1	Alcances.....	168
4.8.2	Limitaciones.....	169

CAPÍTULO V

5.	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	171
5.1	Conclusiones.....	171
5.2	Recomendaciones.....	172

BIBLIOGRAFÍA.....	174
--------------------------	------------

LINKOGRAFÍA	175
--------------------------	------------

ANEXOS.....	182
--------------------	------------

ANEXO A - Especificaciones técnicas de los tubos de Acero

ANEXO B - Propiedades físicas de los tubos de Acero

ANEXO C - Planos mecánicos

ANEXO D - Especificaciones técnicas de los motores

ANEXO E - Programación de funciones

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1	Propiedades de los materiales para sillas de ruedas.....	9
Tabla 2	Características de los motores DC.....	16
Tabla 3	Niveles de tensión / Porcentaje de carga.....	35
Tabla 4	Comparación de los motores utilizados por Invacare y Pride.....	99
Tabla 5	Comparación de Ruedas motrices utilizadas por Invacare.....	101
Tabla 6	Comparación de ruedas direccionales.....	102
Tabla 7	Especificaciones de los dispositivos Mindwave y Emotiv Eloc.....	106
Tabla 8	Características de las placas Arduino Uno y Arduino Mega.....	116
Tabla 9	Características de los drivers Roboclaw, Syren y Sabertooth.....	119
Tabla 10	Características de los acelerómetros Pololu.....	124
Tabla 11	Características de los sensores de proximidad.....	126
Tabla 12	Características de las baterías de ciclo profundo.....	130
Tabla 13	Características de los cargadores CTE.....	131
Tabla 14	Niveles de carga de las baterías de Plomo-ácido.....	133
Tabla 15	Prueba del nivel de señal inalámbrica.....	149
Tabla 16	Prueba del sensor Emotiv en Modo Expresivo.....	150
Tabla 17	Prueba del sensor Emotiv en Modo Cognitivo.....	154
Tabla 18	Prueba del giroscopio del sensor Emotiv.....	156
Tabla 19	Distancia obtenida por los sensores ultrasónicos.....	161
Tabla 20	Prueba estática del chasis de la silla de ruedas.....	162
Tabla 21	Prueba dinámica del chasis.....	162
Tabla 22	Desplazamiento sobre obstáculos de la silla de ruedas.....	163
Tabla 23	Distancia recorrida por silla de ruedas.....	168

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1	Lugar de la lesión que provoca Tetraplejía	1
Figura 2	Silla de ruedas para baloncesto	4
Figura 3	Silla de ruedas eléctrica “RUMBA” para interior/externo	5
Figura 4	Modelos de sillas eléctricas para exterior.....	6
Figura 5	Sillas eléctricas híbridas.....	7
Figura 6	Secuencia de posicionamiento de las sillas bipedestadoras.....	7
Figura 7	Silla de ruedas plegable.....	8
Figura 8	Silla de ruedas de fibra de carbono.....	10
Figura 9	Llanta motriz	11
Figura 10	Llanta motriz	12
Figura 11	Llanta direccional	13
Figura 12	Esquema de un motor con escobillas y sin escobillas.....	14
Figura 13	Servomotor y sus partes	15
Figura 14	Motor paso a paso	15
Figura 15	Motor para silla de ruedas	17
Figura 16	Controlador de servomotor	18
Figura 17	Esquema de un sistema de control en lazo abierto	19
Figura 18	Diagrama de un sistema de control en lazo cerrado	19
Figura 19	Control On/Off	20
Figura 20	Diagrama de un control PID	22
Figura 21	Partes del microcontrolador	24
Figura 22	Placa Diecimila de Arduino.....	26
Figura 23	Joystick de barbilla	28
Figura 24	Silla de ruedas con sensores de presencia.....	29
Figura 25	Silla de ruedas controlada mediante ondas cerebrales	30
Figura 26	Accesorios para el mando por soplado/absorción.....	31
Figura 27	Batería AGM.....	33
Figura 28	Baterías de gel.....	33
Figura 29	Asiento para silla de ruedas	37
Figura 30	Reposabrazos de silla de ruedas desmontable	37
Figura 31	Reposapiés para silla de ruedas	38
Figura 32	El cerebro ocupa el 85% del encéfalo	39
Figura 33	Hemisferios cerebrales.....	40
Figura 34	Lóbulos cerebrales	41
Figura 35	Composición de la neurona.....	42
Figura 36	Adquisición de señales cerebrales por FMRI	43
Figura 37	Adquisición de señales cerebrales por PET	44
Figura 38	MRS en una persona sana y otra con lesión	44
Figura 39	Equipo para obtener una imagen por ultrasonidos 2D.....	45
Figura 40	Electrodos adheridos.....	46
Figura 41	Electrodos de contacto	46
Figura 42	Secuencia de posicionamiento de las sillas bipedestadoras.....	47
Figura 43	Distribución de electrodos en el sistema 10-20.....	49

Figura 44 Configuración de electrodos	49
Figura 45 Ondas Delta	50
Figura 46 Ondas Theta	50
Figura 47 Ondas Alpha	51
Figura 48 Ondas Beta	51
Figura 49 Artefactos de procedencia endógena y exógena.....	51
Figura 50 Registro EEG de una persona adulta.....	54
Figura 51 Teorema de Parseval aplicado al registro EEG.....	54
Figura 52 Esquema de funcionamiento de las BCI.....	56
Figura 53 Emotiv EPOC HEADSET.....	57
Figura 54 MindWave.....	57
Figura 55 Control On/Off	58
Figura 56 Análisis de tensión y flexión en la columna	63
Figura 57 Factor de diseño en la columna	64
Figura 58 Diagrama de esfuerzos en la viga horizontal inferior	65
Figura 59 Análisis de tensión y flexión en la viga horizontal.....	69
Figura 60 Factor de diseño en la viga horizontal	69
Figura 61 Diagrama de esfuerzos en el soporte de los motores.....	70
Figura 62 Factor de diseño en el soporte del motor.....	74
Figura 63 Dimensiones del tubo cuadrado seleccionado	74
Figura 64 Punto de aplicación de la fuerza F	75
Figura 65 Sistema resultante, equivalente al de la Figura 64	75
Figura 66 Diagrama de esfuerzos sobre los soportes delanteros	77
Figura 67 Diagrama de esfuerzos sobre la viga del reposapiés	82
Figura 68 Análisis de carga axial y flexión sobre la viga del chasis	86
Figura 69 Factor de diseño en la viga del chasis	86
Figura 70 Diagrama de esfuerzos sobre el soporte del reposapiés	87
Figura 71 Análisis axial y de flexión del soporte del reposapiés.....	90
Figura 72 Factor de diseño del soporte del reposapiés.....	91
Figura 73 Esfuerzo de von Mises en la plancha del reposapiés.....	91
Figura 74 Diseño final del chasis de la silla de ruedas eléctrica.....	92
Figura 75 Diagrama de cuerpo libre en un terreno horizontal	94
Figura 76 Análisis de carga axial y flexión sobre la viga del chasis	95
Figura 77 Diagrama de cuerpo libre en un terreno inclinado de bajada	97
Figura 78 Motor seleccionado para la silla de ruedas de este proyecto	100
Figura 79 Rueda motriz seleccionada para la silla de este proyecto	102
Figura 80 Rueda direccional seleccionada para la silla de este proyecto	103
Figura 81 Diagrama de flujo de la silla de ruedas eléctrica.....	105
Figura 82 Sensor de ondas cerebrales EMOTIV EPOC.....	107
Figura 83 Opción de descarga del software Emotiv SDK Lite	108
Figura 84 Software EmoComposer	108
Figura 85 Nivel de señal inalámbrica en el software	109
Figura 86 Nivel de batería en el software	109
Figura 87 Modo cognitivo en el software	110
Figura 88 Modo expresivo en el software	110

Figura 89 Creación de un perfil de usuario para utilizar el software	111
Figura 90 Status del sensor en el software	111
Figura 91 Pestañas para el acceso a las funcionalidades del sensor	111
Figura 92 Estado de los electrodos del sensor	112
Figura 93 Modo Expresivo en el software.....	113
Figura 94 Modo afectivo en el software	113
Figura 95 Modo cognitivo en el software	114
Figura 96 Giroscopio en el software	115
Figura 97 Arduino Mega 2560 R3.....	117
Figura 98 Pantalla de programación del microcontrolador	118
Figura 99 Driver Sabertooth 2 X 25 V2.....	120
Figura 100 Circuito de control del driver Sabertooth 2 X 25	121
Figura 101 Conexión del circuito de potencia del driver Sabertooth 2 X 25	121
Figura 102 Selección del modo análogo	122
Figura 103 Posicionamiento de los DIP switches	123
Figura 104 Filtro RC a la salida de las señales PWM de Arduino	123
Figura 105 Vista inferior de la tarjeta MMA7361LC $\pm 1.5/6g$	125
Figura 106 Sensor HC-SR04	127
Figura 107 Diagrama de pulsos TTL utilizados en los pines Trig y Echo.....	128
Figura 108 Batería sellada de ciclo profundo ExpertPower de tipo AGM	130
Figura 109 Cargador para baterías de plomo ácido.....	132
Figura 110 Divisor de voltaje a la entrada del puerto analógico de Arduino	133
Figura 111 Indicador del nivel de baterías en Labview	135
Figura 112 Descarga de la aplicación LIFA	136
Figura 113 Programa LIFA_Base.ino	136
Figura 114 Archivo LabVIEWInterface editado en LIFA_Base.ino.....	137
Figura 115 VI's de Arduino en Labview	137
Figura 116 VI Init	138
Figura 117 VI Analog Read Port	138
Figura 118 VI Set Digital Pin Mode.....	138
Figura 119 VI Digital Read Port	139
Figura 120 VI Digital Write Port	139
Figura 121 VI PWM Configure Port.....	139
Figura 122 VI PWM Write Port.....	140
Figura 123 Conexión del PWM Configure y Write Port	140
Figura 124 VI Ultrasonic Sensor	140
Figura 125 VI Analog Read Pin seleccionado	141
Figura 126 VI Analog Read Pin	141
Figura 127 Programación en el diagrama de bloques del VI Analog Read Pin	141
Figura 128 Edición de la programación del VI Analog Read Pin	142
Figura 129 Case 0x35 añadido a la programación LIFA_Base.ino.....	142
Figura 130 Edición de la programación del VI Analog Read Pin	142
Figura 131 Edición de la programación del VI Analog Read Pin	143
Figura 132 Edición de la programación del VI Analog Read Pin	143
Figura 133 Edición de la programación del VI Analog Read Pin	143

Figura 134 Edición de la programación del VI Analog Read Pin	144
Figura 135 Edición de la programación del VI Analog Read Pin	144
Figura 136 Edición terminada/Programación del VI Ultrasonic Sensor.....	144
Figura 137 Adición del VI Ultrasonic Sensor en la paleta de Arduino.....	145
Figura 138 Descarga de la aplicación Emotiv Toolkit.....	145
Figura 139 VI Emotiv Create Task	146
Figura 140 Adición del archivo edk.dll para habilitar la comunicación	146
Figura 141 VI Emotiv Start Task	146
Figura 142 VI Emotiv Read	147
Figura 143 VI Load Profile	147
Figura 144 VI Emotiv Create Task	147
Figura 145 Acción mirar izquierda / derecha detectada por el sensor	150
Figura 146 Figura asociada al movimiento hacia ARRIBA	151
Figura 147 Figura asociada al movimiento a la IZQUIERDA	151
Figura 148 Figura asociada al movimiento a la DERECHA.....	152
Figura 149 Selección del movimiento Right.....	152
Figura 150 Cubo 3D desplazado hacia arriba.....	153
Figura 151 Selección de los movimientos Lift, Left y Right	153
Figura 152 Giroscopio detectando un levantamiento de la cabeza	155
Figura 153 Barra de calibración del giroscopio.....	155
Figura 154 Formas de onda al parpadear	157
Figura 155 Formas de onda al parpadear	158
Figura 156 Formas de onda al mirar a la izquierda.....	158
Figura 157 Formas de onda al mirar a la izquierda.....	158
Figura 158 Formas de onda al mirar a la derecha.....	159
Figura 159 Formas de onda al fruncir el ceño.....	159
Figura 160 Formas de onda al fruncir el ceño.....	159
Figura 161 Programa para adquirir los valores del puerto analógico.....	160
Figura 162 Medida registrada por el sensor ultrasónico	161
Figura 163 Activación de movimientos mediante el modo expresivo.....	164
Figura 164 Activación de movimientos mediante el Modo giroscopio.....	167

RESUMEN

El presente proyecto muestra el diseño y construcción de una silla de ruedas autónoma, accionada mediante ondas cerebrales, para personas con tetraplejia. El dispositivo desarrollado es una máquina mecatrónica, ya que involucra el aspecto mecánico en la fabricación de la estructura metálica y la selección de elementos de movilidad y soporte; el aspecto electrónico en la selección e implementación de sensores y dispositivos de control; y el aspecto informático en la programación de software. El control de la silla de ruedas se realiza mediante las señales adquiridas por un electroencefalograma comercial llamado Emotiv Epoc, el cual se comunica inalámbricamente con una PC portátil. Con los datos en la PC se utiliza Labview para programar los diversos desplazamientos del dispositivo. Se realiza una comunicación vía USB entre Labview y el microcontrolador de Arduino, mediante el cual se envían señales PWM a una tarjeta de control, para la activación de los motores. Gracias a las potencialidades del Emotiv Epoc, la silla de ruedas se controla mediante tres modos: modo expresivo, modo cognitivo/expresivo y modo giroscopio.

PALABRAS CLAVE:

- **INGENIERÍA MECATRÓNICA**
- **ONDAS CEREBRALES**
- **ELECTROENCEFALOGRAMA**
- **TETRAPLEJIA**
- **SENSORES ELECTRÓNICOS**

ABSTRACT

This project shows the design and construction of an autonomous wheelchair, driven by brain waves, for people with quadriplegia. The developed device is a mechatronics machine because it involves the mechanical aspect in the manufacture of the metal structure and the selection of elements of mobility and support; electronic aspect in the selection and implementation of sensors and control devices; aspect computer and software programming. The control of the wheelchair is performed by the signals acquired by a commercial electroencephalogram called Emotiv Epoc, which communicates wirelessly with a portable PC. The data in the PC is used by Labview to program the displacements of the device. Labview and the Arduino microcontroller are communicated via USB; the last one sends PWM signals to a control board, for activation of the motors. Thanks to the potential of Emotiv Epoc, the wheelchair is controlled by three modes: expressive way, cognitive / expressive way and gyroscope way.

KEYWORDS:

- **MECHATRONICS ENGINEERING**
- **BRAIN WAVES**
- **ELECTROENCEPHALOGRAM**
- **QUADRIPLEGIA**
- **ELECTRONIC SENSORS**

CAPÍTULO I

1. GENERALIDADES

1.1. Definición de tetraplejía

Según **(Disgoo, 2012)** la Tetraplejía es el término médico que indica que “una persona tiene una lesión por encima de la primera vértebra torácica, la parálisis generalmente afecta a los nervios cervical espinal y resulta en parálisis de las 4 extremidades”.

La tetraplejía, hemiplejía (parálisis de un lado del cuerpo) y paraplejía (parálisis de las extremidades inferiores) son afecciones que se encuentran englobados en la Plejía, la cual se define como la ausencia de movimiento. **(Plejía, 2014)**



Figura 1: Lugar de la lesión que provoca Tetraplejía.

Fuente: (Cagriotti, 2010)

En la Figura 1 se puede apreciar dentro de los círculos color naranja, el lugar de la lesión que provoca inmovilidad en la parte superior e inferior del cuerpo humano.

1.1.1. Causas de la tetraplejía

Esta afección es producida por diversas causas, ya sea por factores externos como accidentes, o por factores internos como patologías. A continuación se enumeran las causas más frecuentes **(Discapnet, 2009)**:

- Accidentes de coche: 35%
- Caídas: 16.5%
- Problemas médicos: 10.8%
- Deportes: 6.7%
- Otros accidentes de vehículos a motor: 6.2%
- Accidentes de trabajo: 5.3%
- Otros: 19.5%

En cuanto a las enfermedades causantes, se tienen:

- El síndrome de compresión medular: Afectación a las vértebras y al espacio epidural que se presenta en pacientes con estadíos avanzados de cáncer. **(Alvarado, 2015)**
- Absceso y hematoma epidural: Acumulación de sangre que ocurre entre la duramadre (capa que rodea el sistema nervioso central) y el cráneo. **(Jiménez, 2014)**
- Siringomielia: Trastorno que deriva en la formación de un quiste en la médula espinal. **(Nih, 2005)**
- Trastornos vasculares.
- Infarto medular.
- Malformaciones arteriovenosas.
- Paraparesia espástica hereditaria: Enfermedad rara causal de desórdenes neurológicos que afectan a las neuronas motoras altas, produciendo rigidez y debilidad en las piernas. **(Téxum, 2010)**
- Mielitis transversa aguda: Trastorno neurológico causado por inflamación en ambos lados de un nivel, o segmento de la médula espinal. **(Nih, 2012)**
- Traumatismo medular.

1.1.2 Síntomas de la tetraplejía

Los síntomas varían dependiendo del nivel de la lesión en la médula espinal, aquellas lesiones más elevadas producen más parálisis. A pesar de ello muchas personas tienen cierta sensación en las partes paralizadas de su cuerpo, sensación de tacto o dolor.

En el caso de parálisis cerebral los síntomas son diversos y generalmente relacionados con problemas de motricidad. Entre los más comunes se tienen **(Arrazola, 2007)**:

- Debilidad muscular o parálisis en el tronco, los brazos o las piernas.
- Pérdida de la sensibilidad en el tronco, los brazos o las piernas.
- Espasticidad de los músculos: “Trastorno motor del sistema nervioso en el que algunos músculos se mantienen permanentemente contraídos”. **(Isha, 2008)**
- Problemas para respirar.
- Alteraciones de la presión sanguínea y el pulso.
- Problemas digestivos.
- Pérdida del control de la vejiga y el intestino.
- Disfunción sexual.

1.1.3 Tratamiento para la tetraplejía

El tratamiento para la Tetraplejía es específico en cada paciente, aunque generalmente se enfoca en mejorar la sensibilidad de ciertas áreas del cuerpo, en el correcto funcionamiento de órganos y en la parte emocional. Además se toma especial cuidado en úlceras, heridas, desbridamiento de tejido necrótico (eliminación de tejido muerto, dañado o infectado), nutrición y la minimización de la espasticidad muscular. **(Truven, 2014)**

1.2 Clases de sillas de ruedas

Existen diversos tipos de sillas de ruedas, las cuales se diseñan y fabrican según la necesidad de cada usuario. Una clasificación general describe dos tipos de sillas de ruedas: silla de ruedas manual y silla de ruedas eléctrica.

1.2.1 Silla de ruedas manual

La silla de ruedas manual es impulsada por el propio ocupante, es decir, están diseñadas para personas que disponen de fuerza y movilidad en

sus extremidades superiores, como es el caso de parapléjicos, o a su vez para ser desplazadas por ayudantes, en el caso de tetrapléjicos. Se construyen con acero, aluminio y otros materiales ligeros para facilitar su traslado. Existen de chasis plegable y de chasis rígido, así como diversos modelos para cada actividad del usuario como las sillas para practicar deportes, solo para transportarse, etc.



Figura 2: Silla de ruedas para baloncesto.

Fuente: (Tecnum, 2013)

En la Figura 2 se puede apreciar una silla de ruedas para baloncesto, la cual dispone de un parachoques en su parte delantera y las ruedas tienen cierta inclinación para evitar golpes o remordimientos en las manos y dedos.

1.2.2 Silla de ruedas eléctrica

Estos dispositivos son impulsados por motores, alimentados por baterías y controlados generalmente por joystick. Por seguridad, las velocidades de traslación son bajas, oscilando de 1 a 8 km/h. **(Tecnum, 2014)**

Existen varios tipos de sillas de ruedas eléctricas, las cuales dependen de la necesidad de cada usuario. Para elegir correctamente, se deben considerar aspectos como el uso de la silla, la distancia promedio a recorrer, el costo, la necesidad de plegado para su transporte, el tipo de control, el espacio para maniobrar. A continuación se describen algunos tipos:

a. Sillas de ruedas eléctricas para interior/exterior

(Ares, 2012) Este tipo de sillas cuentan con ruedas de tracción cuyo diámetro oscila alrededor de 30 centímetros y ruedas estabilizadoras cuyo diámetro oscila alrededor de 15 cm. En cuanto a sus dimensiones de largo y ancho, están diseñadas para poder maniobrar en espacios reducidos. Existen de tracción trasera, delantera y central, lugar en el que se colocan las ruedas de mayor tamaño (ruedas de tracción).

Las sillas de tracción delantera brindan mayor facilidad para salvar obstáculos, pero su maniobrabilidad es complicada en espacios angostos; las de tracción trasera son muy utilizadas por ser fáciles de conducir, pero su maniobrabilidad se dificulta en terrenos irregulares; las sillas de tracción central brindan características intermedias en cuanto al desplazamiento por terrenos accidentados y la maniobrabilidad por espacios reducidos.



Figura 3: Silla de ruedas eléctrica “RUMBA” para interior/exterior.

Fuente: (Ortoweb, 2013)

En la Figura 3 se observa una silla de ruedas eléctrica de tracción trasera con chasis plegable para maniobrar en interiores y exteriores.

b. Sillas de ruedas eléctricas para exteriores

(Ares, 2012) Son las de mayores tamaños existentes en el mercado, tienen mayor autonomía de recorrido y accesorios adicionales como

suspensiones, sube bordillos, entre otros. El chasis es fijo y son más pesadas debido a sus baterías más grandes y demás componentes de refuerzo.



Figura 4: Modelos de sillas eléctricas para exterior

Fuente: (Ortoweb, 2014)

En la Figura 4 se distingue un modelo de silla de ruedas eléctrica para exteriores, la cual está provista de llantas más grandes y reforzadas con relación a las demás sillas de ruedas existentes en el mercado, y cuenta con control de desplazamiento por joystick.

c. Silla eléctrica híbrida

(Ares, 2012) Es una silla de ruedas manual desmontable, a la cual se le pueden añadir accesorios para convertirla en una silla de ruedas eléctrica. No poseen gran autonomía debido a que llevan baterías pequeñas, para poder ser impulsadas con facilidad.

El control de desplazamiento se ejecuta como en una silla manual, en la cual el aro detecta la fuerza ejercida sobre ellos y activa los motores. Este tipo especial está diseñado para personas que no quieren dejar de ejercitar los brazos pero necesitan ayuda en caso de recorridos difíciles y extensos.

Existen kits de motorización, los cuales pueden ser instalados en sillas de ruedas manuales compatibles.



Figura 5: Sillas eléctricas híbridas

Fuente: (Motordeh, 2010)

En la Figura 5 se distingue una silla de ruedas híbrida, cuyo diseño se asemeja a las sillas de ruedas manuales, pero cuenta con accesorios que facilitan su propulsión.

d. Sillas Bipedestadoras

(Ares, 2013) Son sillas eléctricas que pueden cambiar su estructura, permitiendo cambiar la postura del usuario de sentado a parado y viceversa. Estas sillas de ruedas permiten liberar la presión que sufren los órganos internos del cuerpo humano y mejorar la circulación de la sangre, dichas circunstancias son provocadas por permanecer sentado extensos períodos de tiempo.



Figura 6: Secuencia de posicionamiento de las sillas bipedestadoras.

Fuente: (Sunrisemedical, 2015)

En la Figura 6 se aprecian las secuencias para el cambio de postura de la silla de ruedas. Esta opción es importante ya que brinda relajación y descanso al usuario.

1.3 Elementos de una silla de ruedas eléctrica

La silla de ruedas eléctrica con tracción trasera es la más común en el mercado y consta generalmente de las siguientes partes: chasis, llantas, motores, sistema de control, baterías y accesorios de soporte para el usuario.

1.3.1 Chasis

Según **(Gómez, 1999)**, el chasis es el bastidor donde van montadas las demás piezas y accesorios que conforman la silla. Existen chasis rígidos y plegables, los rígidos son más livianos, más económicos, más resistentes y requieren mucho menor mantenimiento, en tanto que los plegables pueden reducir su espacio de ocupación y poder ser llevado dentro de los diferentes medios de transporte, su desventaja es que necesita más potencia para transportarla, debido a las pérdidas de energía en sus articulaciones.



Figura 7: Silla de ruedas plegable
Fuente: (Comprarsilladeruedas, 2014)

En la Figura 7 se indica una silla de ruedas para ser impulsada manualmente, plegable, de acero, modelo ECTR06, con neumáticos sólidos para evitar pinchazos.

Los materiales más utilizados en su fabricación son: acero, aluminio, titanio y fibra de carbono, sus principales características se detallan en la Tabla 1.

Tabla 1
Propiedades de los materiales para sillas de ruedas

MATERIAL	PROPIEDADES FÍSICAS Y MECÁNICAS
ACERO	<ul style="list-style-type: none"> - Resistente - Económico - Fácil adquisición - Baja resistencia a la corrosión - Alta conductividad térmica y eléctrica - Resistencia de tracción en aceros estructurales: 310 MPa - Densidad de 7850 Kg/m³
ALUMINIO	<ul style="list-style-type: none"> - Duradero - Económico - Fácil adquisición - Alta resistencia a la corrosión - Buen conductor térmico y eléctrico - La aleación Serie 6000 ideal para perfiles y estructuras alcanza una resistencia a la tracción de 290 MPa - Densidad de 2700 kg/m³
TITANIO	<ul style="list-style-type: none"> - Muy resistente - Alta resistencia a la corrosión - Elevado costo - Poca conductividad térmica y eléctrica - Biocompatible - Resistencia a la tracción del Titanio puro (grado 2) de 345 MPa y de la aleación de Titanio más usada (grado 5) de 896 MPa - Densidad de 4507 Kg/m³
FIBRA DE CARBONO	<ul style="list-style-type: none"> - Alta resistencia mecánica - Buena resistencia a la corrosión y al fuego - Conductor eléctrico y térmico - Elevado costo de producción - Se requieren moldes para el conformado deseado - Su fabricación implica un alto impacto ambiental - Resistencia de tracción de la fibra de bajo módulo (LM) va de 1380 a 3100 MPa - Densidad de 1750 Kg/m³

Fuente: (Gómez, 1999)



Figura 8: Silla de ruedas de fibra de carbono

Fuente: (Saavedra, 2014)

En la Figura 8 se observa una silla de ruedas fabricada a base de fibra de carbono. Se arma y desarma al estilo Lego, pesa 8.5 [Kg], posee engranajes sin aceite en sus ruedas y tiene gran resistencia.

1.3.2 Llantas

(Gómez, 1999) Las sillas de ruedas cuentan con dos tipos de llantas: motrices y direccionales, las cuales permiten el desplazamiento y soportan el peso de la silla de ruedas. Las llantas motrices son las de mayor tamaño y reciben la potencia de los motores, en tanto que las llantas direccionales (ruedas estabilizadoras) facilitan las maniobras en el desplazamiento.

Las llantas de menor tamaño permiten maniobrar en áreas pequeñas, pero brindan menor estabilidad y amortiguación en terrenos irregulares. Las llantas grandes permiten subir o bajar bordillos con buena amortiguación, desplazarse por terrenos irregulares, pero no son adecuadas para interiores por su baja maniobrabilidad. Existen opciones intermedias ideales para espacios interiores y exteriores, cuya medida standard es 200 mm de diámetro y 50 mm de ancho.

a. Llantas motrices

Constan de las siguientes partes:

- **Cubierta.** La cubierta está se encuentra en contacto directo con el suelo. Existen diversas opciones para la cubierta de la llanta, siendo las opciones más utilizadas los neumáticos de caucho, los cuales brindan muy buena amortiguación pero requieren mantenimiento periódico; las cubiertas sintéticas de goma maciza brindan buena amortiguación aunque en menor proporción que los neumáticos de caucho, pero son más pesadas, su ventaja radica en que no requieren mantenimiento.
- **Cuerpo.** El cuerpo es la parte central de la llanta, la cual se fabrica generalmente en acero, aluminio, titanio y materiales plásticos (fibra de carbono, composite, etc.). Los materiales metálicos son los más utilizados especialmente el acero debido a su bajo coste, gran resistencia y fácil acceso, aunque es más pesado que el aluminio y el titanio.
- **Eje.** Es el espacio central de la llanta, el cual permite el ensamble de la misma con el motor actuador mediante chaveta de arrastre o rodamiento.



Figura 9: Llanta motriz

Fuente: (Covaid, 2012)

En la Figura 9 se muestra una llanta motriz con cubierta neumática de caucho, además cuenta con cuerpo de acero y eje con rodamiento para ensamble directo al motor.



Figura 10: Llanta motriz

Fuente: (Ortosanitas, 2013)

En la Figura 10 se puede observar una llanta de acero con cubierta sintética de goma maciza y chaveta de arrastre para el ensamble con el motor.

b. Llantas direccionales

Constan de las siguientes partes:

- **Ruedas.** Las ruedas tienen las mismas características en referencia a la cubierta y al cuerpo de las ruedas motrices, se diferencian de éstas en su eje, el cual consta de un rodamiento hermético.
- **Horquilla y vástago.** Se fabrican con los mismos materiales que el cuerpo de la rueda (generalmente acero) y son ensamblados a la misma a través de su eje. La base de la horquilla y el vástago deben estar posicionados a 90 grados para evitar deformaciones de estos elementos.
- **Casquillo.** Es el espacio donde se aloja y gira el vástago, es decir, el lugar que permite a la rueda girar libremente alrededor de su eje vertical y perpendicular al suelo. El casquillo cumple la función de una chumacera.

Además cabe indicar que el tamaño de la rueda va de 75 a 200 mm, siendo las más pequeñas las adecuadas para espacios interiores y las ruedas más grandes para terrenos irregulares.



Figura 11: Llanta direccional
Fuente: (HowiRollSports, 2011)

En la Figura 11 se puede distinguir una llanta direccional para silla de ruedas, la misma que está fabricada de acero y tiene una cubierta de goma maciza, además su horquilla y vástago también son de acero.

1.3.3 Motores

Son los que determinan la velocidad y dirección de la silla, necesariamente se requieren de corriente continua (DC). Existen algunos tipos de motores DC, los cuales se describen a continuación (**lhs, 2011**):

a. Motor con escobillas

Conmuta mecánicamente mediante bloques de carbón unidos a resortes, estos resortes ejercen presión y facilitan el contacto con el bobinado del rotor.

b. Motor sin escobillas

Conmuta electrónicamente utilizando sensores basados en el efecto Hall o microcontroladores para conocer la posición del rotor, es decir no requiere de carbones y colector para realizar la conexión.

Un motor sin escobillas tiene mayor eficiencia, mejor desempeño, menor tamaño, menor peso, menor mantenimiento, menor ruido en relación a un motor con escobillas con las mismas características de potencia, pero son mucho más costosos por su fabricación y por el requerimiento de circuitos de control para ponerlos en marcha.

Este tipo de motores son utilizados en aplicaciones donde se requiere un control preciso de velocidad, además tienen como característica que conservan el par en cualquier rango de velocidad.

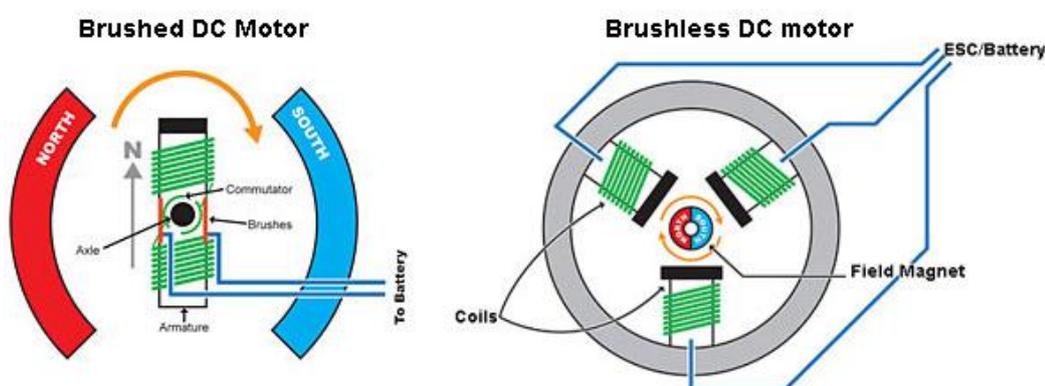


Figura 12: Esquema de un motor con escobillas y sin escobillas

Fuente: (Esky, 2010)

En la Figura 12 se observan los esquemas de un motor con escobillas (izquierda) y otro sin escobillas (derecha), a simple vista se distingue una conmutación mecánica en el primero y una conmutación magnética producto de un control electrónico en el segundo.

c. Servomotor

Según (**Orientalmotor, 2013**), el servomotor es una conjunción de un motor con escobillas o de un motor sin escobillas y un detector de rotación montado en el lado del eje posterior del motor, para medir la posición y la velocidad del mismo.

Este tipo de motores se pueden utilizar en aplicaciones donde se requiere un posicionamiento preciso y de alta velocidad con control digital.

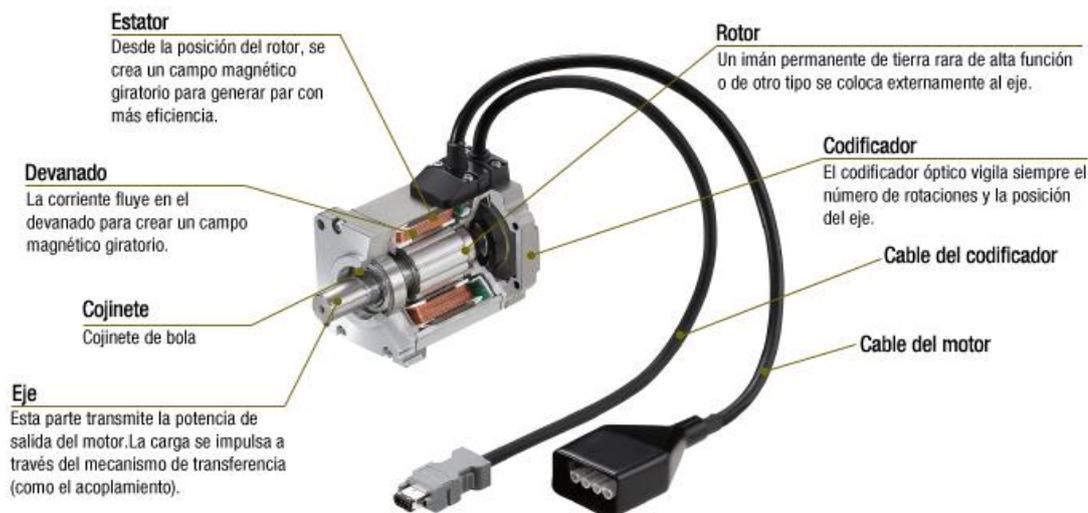


Figura 13: Servomotor y sus partes

Fuente: (Orientalmotor, 2013)

En la Figura 13 se observa un servomotor industrial con la descripción de sus elementos principales.

d. Motor a pasos

Gira con un ángulo de paso fijo, de forma análoga a la manecilla de segundos de un reloj. Para operar este tipo de motores se requiere energizar las bobinas con pulsos sincronizados. Este motor es utilizado en aplicaciones que requieren un posicionamiento rápido en distancias cortas. Además, tiene como características adicionales un elevado par y bajas velocidades.



Figura 14: Motor paso a paso.

Fuente: (Orientalmotor, 2013)

En la Figura 14 se observa un motor a pasos de 24 VDC, 1.8 grados de paso, de la serie CMK, con su respectivo controlador.

Tabla 2

Características de los motores DC

MOTOR	CARACTERÍSTICAS
CON ESCOBILLAS	<ul style="list-style-type: none"> - Son los más comunes en sillas de ruedas eléctricas comerciales. - Accionamiento simple, basta con conectar a la fuente de alimentación. - Si se requiere control de velocidad y sentido de giro es necesario implementar un driver o tarjeta de control. - Costo accesible.
A PASOS	<ul style="list-style-type: none"> - No requieren de caja reductora para operar a bajas velocidades. - Es necesario agregar un control para ponerlo en marcha. - Es utilizado en tareas que requieren precisión de posicionamiento. - En sillas de ruedas pueden utilizarse para tareas de regulación y posicionamiento de accesorios, así como en la activación de frenos o marchas.
SERVOMOTOR	<ul style="list-style-type: none"> - Incorpora un circuito de control para velocidad y posición. - Son utilizados en aplicaciones críticas y de mucha precisión como en aviones, helicópteros, etc. - Su consumo y tamaño es reducido en comparación a los demás motores DC. - Existen con potencias de 0.5 a 100 hp. - Tienen mayor costo. - En sillas de ruedas pueden ser utilizados para la locomoción de la misma, en situaciones donde se requiere un control preciso de velocidad y posición.

Fuente: (Kosow, 1993)

En la Tabla 2 se describen las características y aplicaciones más importantes de algunos motores DC (motor con escobillas, motor paso a paso y servomotor).



Figura 15: Motor para silla de ruedas

Fuente: (ElectroCraft, 2005)

En la Figura 15 se puede apreciar un motor reductor para silla de ruedas de la serie MobilePower fabricado por Electrocraft. Este motor está diseñado para operar a bajos voltajes y en aplicaciones de alto torque.

1.3.4 Controladores para motores

(Ihs, 2011) Son amplificadores o módulos de poder que sirven de interfaz entre el control y el motor DC. Estos módulos de poder son llamados en ocasiones controladores de velocidad variable debido a que la mayoría de éstos modifican la velocidad del eje de los motores. En la industria se utilizan controladores de lógica programable para regular la velocidad, el torque y la dirección de un motor DC.

Dichos controladores pueden ser diseñados por personas con conocimientos necesarios, se pueden emular de varias bibliotecas web, o a su vez, se los puede adquirir en tiendas electrónicas, los cuales presentan grandes prestaciones y siguen estándares de calidad. La selección del controlador ideal, depende de varios factores, los cuales se resumen a continuación:

- Tipo de motor a ser controlado.
- Número de motores a ser controlados.
- Variables de control (velocidad, posición, dirección, torque, etc.).
- Voltajes requeridos.
- Corrientes de operación (corriente de control, corriente de potencia).

- Tipo de batería de alimentación.
- Tipo de control (PWM, comunicación serial, etc.).
- Protecciones: ante cortocircuitos, ante sobrecargas, etc.
- Características físicas: dimensiones, peso, etc.
- Ambiente de operación.



Figura 16: Controlador de servomotor

Fuente: (CNCdrive, 2008)

En la Figura 16 se observa un controlador de servomotor, modelo Whale3 DC, el cual puede manejar actuadores que operen en voltajes de 12 a 80 Voltios y puede suministrar una corriente continua de hasta 20 Amperios.

1.3.5 Sistemas de control

“Un sistema de control está constituido por un conjunto de componentes que regulan el comportamiento de sí mismos o de otro sistema para lograr un objetivo”. (**Alegsa, 2010**)

Los sistemas de control son la respuesta a las necesidades industriales, se usan para reemplazar a los humanos en diversas tareas peligrosas, tediosas, con el fin de precautelar su salud y de mejorar la productividad en las empresas. Se los encuentra en dos tipos de configuración: lazo abierto y lazo cerrado.

a. Sistema de control en lazo abierto

En este control, las variables que determinan el proceso circulan en una sola dirección como se indica en la Figura 17. Esto significa que no hay

retroalimentación hacia el controlador, para que éste pueda ajustar la acción de control de manera automática. **(Castiñeira, 2013)**

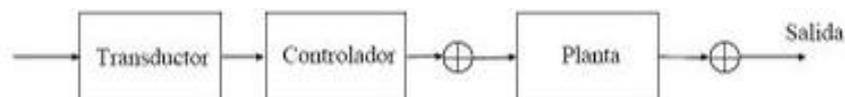


Figura 17: Esquema de un sistema de control en lazo abierto

Fuente: (Automatizacion, 2010)

b. Sistema de control en lazo cerrado

En estos sistemas la acción de control se determina de manera automática, mediante una comparación entre la señal de entrada (setpoint SP) y la señal de salida (variable del proceso PV), como se indica en la Figura 18. **(García, 2009)**

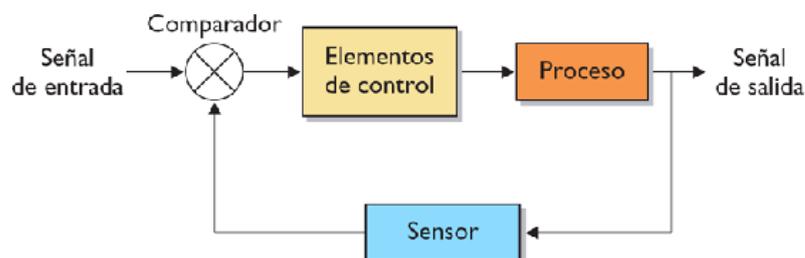


Figura 18: Diagrama de un sistema de control en lazo cerrado

Fuente: (Lara, 2001)

Los sistemas de control en lazo cerrado tienen las siguientes características:

- Son complejos.
- La señal de salida se compara con la de entrada, influyendo en el control del sistema.
- Son más estables ante perturbaciones.

Dentro de los controles en lazo cerrado se encuentran los llamados sistemas de control tradicional, entre los cuales se tienen:

- **Control On/Off.** Los controles on/off son los sistemas más básicos. Estos encienden un actuador cuando la señal de entrada es menor

que un nivel de referencia, y lo apagan cuando la señal es mayor que la referencia, o a su vez pueden ser configurados en forma inversa. Este tipo de controladores no se estabilizan en el valor predeterminado por el usuario, sino que fluctúan alrededor del mismo como se indica en la Figura 19.

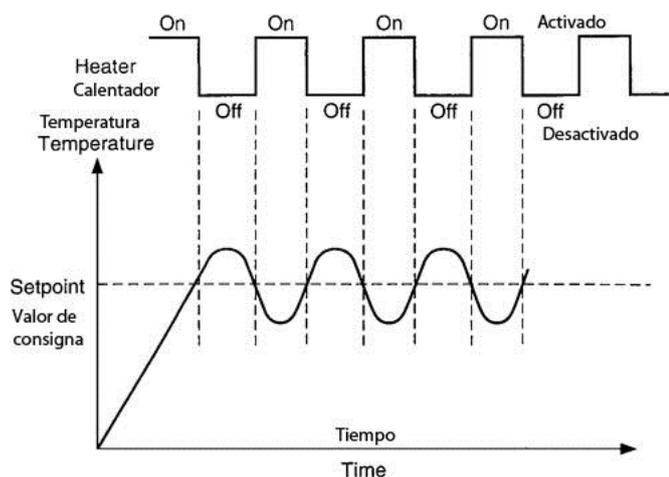


Figura 19: Control On/Off

Fuente: (Tecnoficio, 2011)

- **Control Proporcional (P).** En estos sistemas, la salida del controlador es proporcional a la señal de error, que es la diferencia entre el setpoint (SP) y la variable de proceso (PV). Algunos sistemas automáticos de iluminación utilizan un sistema proporcional (P) para determinar con qué intensidad encender las lámparas dependiendo de la luminosidad ambiental.

Internamente el controlador realizará el cálculo del porcentaje de salida mediante la siguiente ecuación (**Torres, 2012**):

$$P(t) = K_p * e(t) \quad \text{Ec. 1.1}$$

Donde:

P = Salida del controlador P (%)

K_p = Ganancia proporcional

e(t) = Error de proceso instantáneo en el tiempo t.

- **Control Proporcional derivativo (PD).** En este sistema, la velocidad de cambio de la señal de entrada se utiliza para determinar la ganancia calculando la derivada de la señal. La derivada de la señal de error ayuda a corregir la misma antes de que ésta sea excesiva. A esta acción se la denomina anticipativa, es decir se añade sensibilidad al sistema y aumenta su estabilidad.

Este sistema se puede expresar matemáticamente de la siguiente manera (**Torres, 2012**):

$$m(t) = Kp * e(t) + Kd * \frac{de(t)}{dt} \quad \text{Ec. 1.2}$$

Donde:

m = Salida del controlador PD (%)

Kp = Ganancia proporcional

e(t) = Error de proceso instantáneo en el tiempo t

Kd = Ganancia derivativa

- **Control Proporcional integral (PI).** La forma definitiva para solucionar el problema del error estacionario en los controles proporcionales, es agregar un ajuste automático (reset action), lo cual se consigue con una acción integral. Esta acción realiza correcciones tomando en cuenta la magnitud del error y el tiempo que éste ha permanecido.

Matemáticamente este tipo de sistemas se expresa de la siguiente manera (**Torres, 2012**):

$$O(t) = Kp * e(t) + Ki * \int e(t) \quad \text{Ec. 1.3}$$

Donde:

O = Salida del controlador PI

Kp = Ganancia proporcional

$e(t)$ = Error de proceso instantáneo en el tiempo t

K_d = Ganancia derivativa

K_i = Ganancia Integral

- **Control Proporcional integral derivativo (PID).** Un control PID es un controlador proporcional con acción derivativa e integral, simultáneamente superpuestos como se indica en la Figura 20.

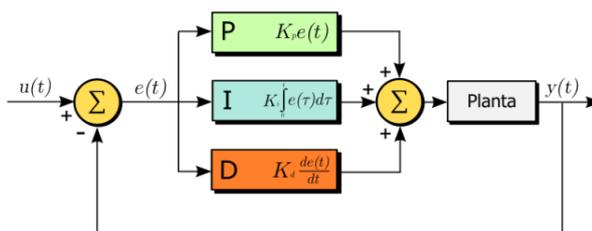


Figura 20: Diagrama de un control PID

Fuente: (Urquiza, 2014)

Matemáticamente el control PID se expresa de la siguiente manera:

$$O(t) = K_p * e(t) + K_d * \frac{de(t)}{dt} + K_i * \int e(t) \quad \text{Ec. 1.4}$$

Donde:

O = Salida del controlador PID

K_p = Ganancia proporcional

$e(t)$ = Error de proceso instantáneo en el tiempo t

K_d = Ganancia derivativa

K_i = Ganancia Integral

1.3.6 Sistemas de control avanzado

Existen procesos que por su grado de complejidad no pueden ser controlados por los sistemas tradicionales, es por ello que se utilizan los sistemas llamados 'de control avanzado'. Este tipo de controles no se los

puede encontrar de forma comercial (a excepción de los sistemas de lógica difusa) sino que se los debe programar de forma específica para cada proceso.

Entre los sistemas de control avanzado que han trascendido el ámbito académico se encuentran **(Fernández, 2006)**:

a. Control Experto

Este tipo de control se basa en la recopilación de información y conocimiento del proceso por parte de 'expertos' en el mismo, dicho conocimiento se traduce posteriormente en reglas heurísticas del tipo Si: $x_1, x_2, x_3...$ ENTONCES: $y_1, y_2, y_3...$ (Operadores IF, THEN), donde x representa los antecedentes e y las consecuencias.

El control experto más utilizado es el sistema Borroso, Difuso o de Lógica Difusa. Fue planteado por Lofti Zadeh y funciona con parámetros que tratan de comprender y emular el pensamiento humano.

b. Control Óptimo

Se basa en la definición de una función que incluye el error de control y la acción de control, añadiendo criterios de optimización que se ajusten a los objetivos de control. El controlador Óptimo más representativo es el Control Predictivo por Modelo, el cual utiliza técnicas matemáticas para predecir el comportamiento del sistema en el futuro, ante presencia de agentes externos y las posibles acciones de control a aplicar.

c. Control Adaptativo

Este tipo de sistemas ajustan automáticamente los parámetros de control para adaptarse a las variaciones del proceso. Se pueden aplicar en sistemas no lineales y en sistemas que varíen en el tiempo. El control Adaptativo puede adaptarse a sistemas en lazo abierto a través de señales medibles del

proceso, que permitan predecir los posibles cambios en el mismo y determinar las acciones de corrección.

d. Control Neuronal

El control por redes neuronales utiliza procesos informáticos para manejar la información y los procesos de manera análoga al cerebro animal. Este tipo de control comprende dos etapas, la etapa de entrenamiento y la etapa de validación. La etapa de entrenamiento es un proceso de aprendizaje, en el cual se selecciona información con todas las situaciones a las que va a estar expuesto el sistema y se realizan acciones de control sobre las mismas. La etapa de validación, es una etapa de prueba, en la cual se ingresan datos y situaciones no especificadas en la etapa anterior, esperando que el sistema tome decisiones acertadas, caso contrario se debe continuar con la etapa de aprendizaje.

1.3.7 Microcontroladores

Los microcontroladores son circuitos electrónicos de tamaño reducido que constan de unidad central de procesamiento, unidades de memoria, puertos de entrada y salida, conversores analógicos/digitales y periféricos como se indica en la Figura 21. (**Electrónica Estudio, 2006**)

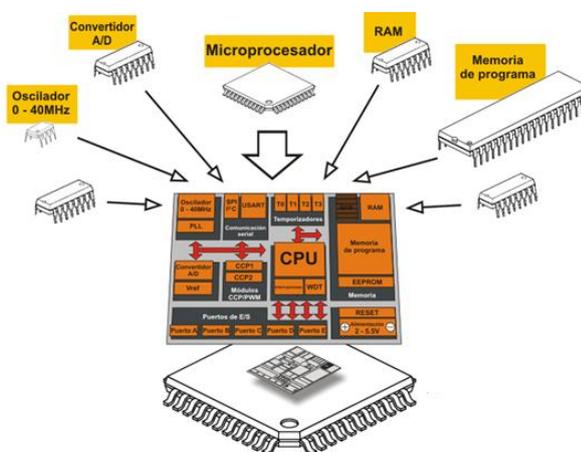


Figura 21: Partes del microcontrolador.

Fuente: (Mikroelektronika, 2010)

a. Lenguajes de Programación del Microcontrolador

Para poner en marcha estos dispositivos es necesario escribir los programas y cargarlos, sin lo cual carecen de utilidad. Debido a que los programas se cargan en la memoria FLASH, éstos pueden ser reemplazados una y otra vez, permitiendo corregir errores de programación y cambiar de aplicación con mucha facilidad.

La programación contiene datos binarios llamados Conjunto de Instrucciones que son leídos y ejecutados por el microcontrolador. Estos datos son difíciles de escribir en forma binaria por el programador, por ello se crearon Lenguajes de Programación, los cuales permiten escribir instrucciones de manera simple y con palabras usadas por los humanos. Estos lenguajes facilitan la escritura de programas y traducen las instrucciones al código binario entendible para el microcontrolador. En la actualidad son muy utilizados los lenguajes de alto nivel, entre los cuales se tienen: ensamblador, C, BASIC.

b. Consideraciones para elegir un microcontrolador

Debido a la variedad de microcontroladores existentes en el mercado, es importante tomar en cuenta ciertas características que pueden influir en la correcta elección de dicho elemento. Los aspectos y características a considerar son:

- Contar con abundante información sobre el proyecto a desarrollar: conocer número de entradas y salidas, necesidad de conversores A/D, interrupciones, tipo de comunicación, puertos PWM, etc.
- Considerar los costos de adquisición.
- Consultar si se dispone de libre acceso a información y herramientas del microcontrolador.
- Conocer las formas de acceder a softwares de programación y compilación.
- Averiguar las maneras de programar y cargar los programas al microcontrolador.

c. Microcontroladores más utilizados

Como se mencionó anteriormente existen varios fabricantes de microcontroladores: Texas Instruments, ATMEL, Motorola, Intel, Toshiba, Microchip, etc., siendo los más populares en nuestro medio el PIC de Microchip y AVR de ATMEL.

- **Microchip.** Microchip provee soluciones de alto rendimiento, con microcontroladores PIC en el rango de 8, 16 y 32 bits de alta arquitectura, tecnología de memoria flexible, herramientas de desarrollo de fácil comprensión, amplia documentación técnica y soporte a través de una red global. (**Microchip, 2013**)
- **ATMEL.** Provee microcontroladores AVR de 8 y 32 bits, fáciles de usar, con bajo consumo de potencia y alto nivel de integración. Son dispositivos muy flexibles y pueden ser programados en lenguaje C y ensamblador. Cuentan con amplio soporte en línea. (**Atmel, 2013**)

d. Arduino

Arduino es una plataforma de código abierto que incorpora hardware y software en dispositivos de fácil acceso y utilización. Las placas de Arduino incorporan microcontroladores ATMEL MEGA AVR y todos los componentes para facilitar su operación, programación, comunicación y conexiones para las diversas aplicaciones como se indica en la Figura 22. (**Arduino, 2013**)

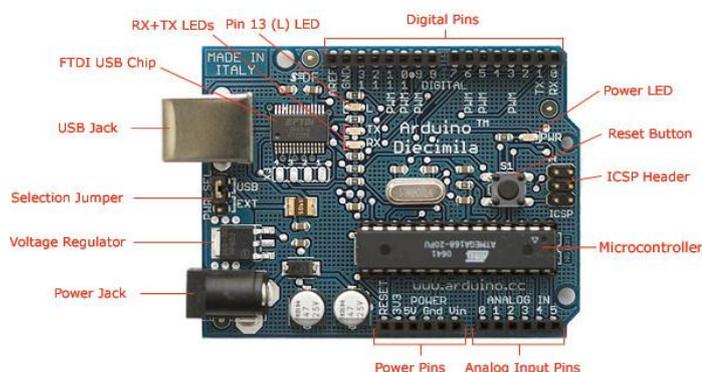


Figura 22: Placa Diecimila de Arduino.

Fuente: (Arduino, 2007)

Entre las diversas plataformas existentes, Arduino es muy utilizado debido a las siguientes características:

- Placas con costos accesibles.
- El software de Arduino es gratuito y está diseñado para Windows, MAC y LINUX, además es de código abierto.
- Su entorno de programación está basado en Processing, es de fácil comprensión y uso.
- El hardware facilita la implementación de diversas aplicaciones y Arduino facilita los planos y conexiones de cada placa.
- No se requieren circuitos adicionales para borrar, cargar y subir los programas al microcontrolador.
- Proporciona librerías de comunicación con softwares como Processing, Labview, Matlab y otros.
- Incorpora librerías para manejar fácilmente actuadores, sensores, displays, etc.
- Se pueden encontrar dispositivos exclusivos para Arduino (sensores, módulos, kits de comunicación, etc.) los cuales facilitan la implementación de proyectos.

Arduino ofrece gran cantidad de placas, cuya elección depende del tipo de aplicación a implementar, entre las placas más populares se tienen:

- Arduino UNO es ideal para iniciantes, es muy robusto y cuenta con 14 puertos I/O.
- Arduino MEGA es ideal para aplicaciones complejas, cuenta con 54 puertos I/O y es recomendado para proyectos robóticos.
- Arduino ZERO tiene un procesador de 32 bits y se alimenta con 3.3 V.
- Arduino YUN soporta redes Ethernet y WIFI.

1.3.8 Dispositivos y accesorios de control

En la actualidad existen diversas e innovadoras maneras de controlar y accionar sillas de ruedas eléctricas, la selección del accesorio de control depende de las necesidades de cada usuario y del nivel de lesión de los

mismos. Una persona tetraplégica no podrá accionar una silla de la misma forma que una persona parapléjica, es por ello que se diseñan varias formas de control, entre las cuales se tienen:

a. Joystick

Es una palanca de mando, la cual puede ser operada con distintas partes del cuerpo humano (manos, mentón, pies). Este mando transforma los movimientos en impulsos eléctricos, los cuales se procesan en tarjetas de control y permiten accionar la silla de ruedas. **(Oyp, 2007)**

Existen palancas de mando sencillas, las cuales conmutan eléctricamente y activan circuitos específicos, dependiendo de la posición en la que se encuentren. Cuando se requiere mayor precisión, se utilizan potenciómetros y conversores analógicos digitales, de esta manera se mejora la sensibilidad y además se puede controlar la velocidad de la silla de forma proporcional a la fuerza con que se presiona el mando.

En joysticks de silla de ruedas es común encontrar la palanca de mando en la parte central, un regulador de velocidad (analógico o digital), un activador sonoro (pito) y un panel indicador de ON/OFF y del estado de la batería.



Figura 23: Joystick de barbilla

Fuente: (Ottobock, 2014)

En la Figura 23 se puede observar un mando de barbilla, ideal para personas tetraplégicas.

b. Reconocedor de voz

Transforma las órdenes de movimiento pronunciadas por el usuario, en impulsos eléctricos que son enviados al controlador para su posterior análisis. Es decir, hace de interfaz entre la orden verbal del usuario y la orden a ejecutar por la máquina. Este tipo de control es ideal para personas tetrapléjicas. **(Alcubierre, 2005)**

c. Sensores de presencia

Son elementos encargados de detectar obstáculos, los cuales permiten accionar la silla de ruedas sin la intervención del usuario. Entre estos se encuentran: infrarrojos, ultrasónicos y cámaras digitales. **(Twenergy, 2013)**

Los sensores infrarrojos activos emiten rayos infrarrojos y detectan la radiación que proviene del reflejo en el objeto detectado. Estos sensores tienen la desventaja de verse afectados por la luz ambiental y no pueden detectar superficies blancas, porque el rayo no se refleja.

Los sensores ultrasónicos activos emiten ondas sonoras fuera del rango de audición humana y permiten captar cualquier clase de objeto (incluyendo vidrio, objetos transparentes y láminas delgadas) que esté dentro su rango de alcance. Estos sensores son muy robustos ya que son inmunes al ruido, al polvo, a la luz ambiental y el eco se puede reflejar en cualquier superficie.



Figura 24: Silla de ruedas con sensores de presencia

Fuente: (Actis, 2013)

En la Figura 24 se observa una silla de ruedas equipada con sensores de obstáculos, los cuales permiten ejecutar acciones dependiendo de la ubicación del obstáculo con respecto a la silla.

d. Navegador satelital

Es un sistema GPS, diseñado para guiar al usuario a su destino deseado, mediante una laptop o dispositivo con red activa, instalado en la silla de ruedas. Este dispositivo brinda autonomía, permitiéndole trasladarse con tan sólo describir mediante voz, el punto de destino. Por su autonomía en cuanto al desplazamiento, este tipo de dispositivos son ideales para personas tetrapléjicas. (Yarzabal, 2007)

e. Sistemas de control mediante ondas cerebrales

Estos sistemas se están expandiendo debido a la comercialización de electroencefalogramas no invasivos a costos accesibles. Esta forma de controlar sillas de ruedas aún se encuentra en investigación y alrededor del mundo se elaboran prototipos con diversas características. La señal de entrada es la actividad eléctrica del cerebro, captada por los electrodos del electroencefalograma, dicha señal es enviada inalámbricamente a una PC, en la cual se procesa la información y se programan los movimientos deseados conforme a las señales captadas.



Figura 25: Silla de ruedas controlada mediante ondas cerebrales.

Fuente: (Pijamasurf, 2009)

En la Figura 25 se aprecia un prototipo de silla de ruedas controlada mediante ondas cerebrales desarrollada por TOYOTA y HONDA, en la esquina superior derecha se enmarca un electroencefalograma con sus respectivos electrodos sobre el cuero cabelludo, los cuales captan la señal eléctrica del cerebro.

f. Sistema de soplido/absorción

Permite controlar la silla de ruedas mediante los soplos o absorciones de aire, que realiza el usuario a través de una manguera, que debe estar insertada en su boca. Es muy utilizada en personas tetraplégicas, pero tienen la desventaja, de que un acompañante debe retirar dicha manguera cuando el usuario requiere hablar o comer, además debe ser limpiada constantemente porque suele introducirse flema y saliva en exceso.

Este mando cuenta con botones en el lateral para encender o apagar con la mejilla, además todas las opciones de soplos o absorciones son personalizables, por ejemplo un soplido largo puede accionar la silla para que recorra ciertos metros hacia adelante o una absorción corta puede hacer que la silla gire determinados grados. (Ceapat, 2003)



Figura 26: Accesorios para el mando por soplado/absorción

Fuente: (Ottobock, 2014) (Ottobock, 2014)

En la Figura 26 se observan accesorios (mangueras, sensores, botones) del mando soplido/absorción los cuales se adaptan a la silla de ruedas.

1.3.9 Baterías

Son las encargadas de alimentar eléctricamente los dispositivos de la silla que requieren de esta energía. Según (**Renobat, 2014**) existen de diversa composición: Plomo-ácido, alcalina, Níquel-Hierro, alcalina de Manganeso, Níquel-Cadmio, Níquel-hidruro metálico, iones de Litio, polímero de Litio, siendo las baterías de Plomo ácido las utilizadas en automóviles y medios de transporte que requieren energía eléctrica para su propulsión.

Según (**Regenbat, 2008**) las baterías de Plomo ácido se clasifican de la siguiente forma:

a. Por el tipo de placas

Se dividen en placas planas empastadas, placas tubulares y placas planté.

b. Por el tipo de aleación

Existen de Aleación de Plomo Antimonio, aleación de Plomo Selenio y aleación de Plomo Calcio.

c. Por el tipo de mantenimiento requerido

Se dividen en: mantenida (alto contenido de antimonio), bajo mantenimiento (plomo selenio), libre mantenimiento (de plomo calcio) y sin mantenimiento (batería sellada).

d. Por tipo de electrolito

El fluido de la batería es una solución de ácido sulfúrico diluido en agua destilada; este fluido puede estar en estado líquido, gelificado (GEL) o absorbido (AGM). Las baterías selladas se fabrican con electrolito gelificado o absorbido. Aquellas de electrolito gelificado utilizan la aleación Plomo Calcio, los voltajes de carga son menores en relación a las demás baterías

de Plomo ácido, son muy sensibles a la sobrecarga y pueden soportar ciclos de descarga muy alta; en tanto que las baterías de electrolito absorbido entregan y absorben tasas más altas de corriente eléctrica durante su carga/descarga y son más eficientes si no se permite una descarga menor del 50 %.

En la Figura 27 se observa una batería sellada de tipo AGM.



Figura 27: Batería AGM

Fuente: (MecanicaBasica, 2015)

En la Figura 28 se observa una batería sellada con fluido gelificado.

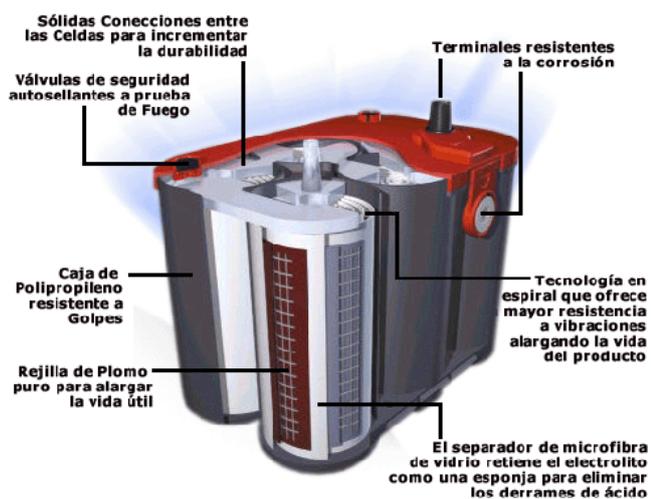


Figura 28: Baterías de gel

Fuente: (Innobat, 2012)

e. Según su uso

Se clasifican en baterías de arranque, baterías de tracción, baterías para energía solar y eólica, baterías estacionarias (para usos en comunicaciones). Las baterías de arranque están diseñadas para proporcionar gran cantidad de energía en cortos períodos de tiempo. Estos almacenadores de energía no admiten descargas profundas, por lo cual se las debe mantener siempre al máximo de su capacidad, como ejemplo se tiene a las baterías de los automóviles, las cuales están cargándose constantemente por medio del alternador.

Las baterías de tracción, de ciclo profundo o descarga profunda como su nombre lo indica soportan ciclos de gran descarga, aunque es recomendable no descargarlas a menos del 50% de su capacidad. Éstas no son capaces de entregar gran cantidad de energía instantánea pero pueden alimentar maquinarias y sus componentes por períodos prolongados de tiempo, por ello son utilizadas en sillas de ruedas eléctricas, carros de golf, carretillas eléctricas, etc.

Existen ciertos aspectos y conceptos que caracterizan a las baterías, los cuales influyen en la selección de las mismas. Dentro de estos aspectos se pueden destacar los siguientes: la tensión, la capacidad y la corriente máxima.

- **Tensión.** La tensión total de la batería depende del número de celdas que la componen, generalmente se fabrican celdas con 2 Voltios de tensión cada una. Para aplicaciones industriales son comunes las baterías de 12 V, aunque se pueden encontrar de 6V, 24V y 36V. No se comercializan baterías de Plomo-ácido con altos valores de voltaje debido a que resultarían muy pesadas, de gran tamaño y difíciles de contenerlas.

En la Tabla 3 se indican los valores de tensión de una batería de Plomo ácido de 12 V con distintos niveles de carga y a una temperatura ambiente de 30 °C.

Tabla 3
Niveles de tensión / Porcentaje de carga

BATERÍA DE PLOMO – ÁCIDO	
Tensión	% de carga
12.84	100
12.78	90
12.72	80
12.6	70
12.42	60
12.36	50
12.3	40
12.18	30
12	20
11.94	10
11.82	0

Fuente: (RegenBat, 2010)

- **Capacidad.** La capacidad de una batería es la cantidad de energía que dispone y que puede ser entregada a una carga durante cierto período de tiempo. La unidad utilizada para denotar capacidad es el Amperio – hora. Por ejemplo una batería con capacidad de 100 A-h, podrá suministrar una corriente de 100 Amperios durante una hora, 200 Amperios en 30 minutos, etc.
- **Corriente máxima.** Es el máximo valor de corriente que puede suministrar brevemente la batería, sin que ésta llegue a mermar su capacidad.

Es importante seguir los siguientes consejos y recomendaciones en la manipulación y uso de las baterías de Plomo:

- No poner los terminales en cortocircuito.
- Evitar que el electrolito de la batería entre en contacto con el cuerpo humano.
- Cargar las baterías en un ambiente ventilado.
- Reciclar las baterías.
- No dejar más de dos meses una batería sin recargarla.

- No permitir que la batería se descargue por completo.
- No utilizar las baterías en ambientes muy calientes (60-70 grados C).

1.3.10 Cargador de baterías

El cargador como su nombre lo indica tiene la función de recargar eléctricamente las baterías. Para su funcionamiento, éste debe conectarse a la red eléctrica residencial, teniendo en cuenta los requerimientos de voltaje y frecuencia del mismo.

El cargador debe ser seleccionado para el tipo de batería utilizado, según lo cual se deben considerar los siguientes aspectos:

- Voltaje de recarga disponible.
- Corriente a suministrar.
- Voltaje y frecuencia de la red.
- Dimensiones y peso del dispositivo.
- Protecciones ante sobrecorrientes o cortocircuitos.
- Características adicionales (Inhibición, apagado automático, etc.).

1.3.11 Accesorios de soporte para el usuario

La silla de ruedas cuenta con otros accesorios que brindan soporte y confort al usuario, entre los accesorios más importantes se tienen **(Gómez, 1999)**:

a. Asiento

Es el elemento que brinda descanso al usuario, está compuesto por un asiento y respaldo, soporta principalmente la pelvis y el tronco. Existen de diversos materiales y formas, teniendo como principal objetivo el confort del el usuario. Para la selección de este dispositivo se debe considerar:

- Ergonomía
- Peso
- Material

- Dimensiones
- Costo
- Adaptabilidad a la silla de ruedas



Figura 29: Asiento para silla de ruedas

Fuente: (Ortopediaenvalencia, 2014)

En la Figura 29 se muestra un asiento anatómico, diseñado para minimizar los efectos que provoca permanecer sentado por mucho tiempo.

b. Reposabrazos

Se pueden adaptar al asiento de la silla de ruedas o al chasis de la misma, tienen como función principal brindar descanso a los brazos del usuario, pero además sirven de punto de apoyo para embarcar y desembarcar al usuario de la silla de ruedas. En la Figura 30 se aprecia un reposabrazos desmontable adaptado al asiento.



Figura 30: Reposabrazos de silla de ruedas desmontable

Fuente: (AyudasDinamicas, 2011)

c. Reposapiés

Sirven de apoyo a los pies del usuario. Normalmente forman parte del chasis, aunque existen desmontables para minimizar espacio como el que se indica en la Figura 31.



Figura 31: Reposapiés para silla de ruedas

Fuente: (Dismosur, 2014)

1.4 Funcionamiento de las sillas de ruedas eléctricas

Las sillas motorizadas están diseñadas para brindar confort a usuarios que requieren de este tipo de dispositivos, cuentan con los elementos descritos en el Capítulo 1.3 y una vez ensambladas todas las partes, la silla motorizada funciona de la siguiente forma:

- Se enciende la silla (mediante pulsador, comando de voz, etc.) y en ese instante son energizados todos los dispositivos eléctricos mediante las baterías.
- Se activan los movimientos mediante dispositivos de control (joystick, voz, sensores, etc.)
- Las señales de movimiento son captadas por el procesador o controlador de la máquina, el cual ejecuta las órdenes, dependiendo de su programación.
- El controlador emite señales aceptables por los Drivers de motores.
- Los drivers de los motores accionan dichos dispositivos y comienza el movimiento de la silla motorizada.

1.5 Introducción a las interfaces cerebro computador

Las interfaces cerebro computador (BCI) datan de varios años atrás, tiempo en el cual eran de uso exclusivo de investigadores. Hoy en día se diseñan y ofertan en el mercado BCI con finalidades de entretenimiento, pero a su vez estas nuevas tecnologías abren la puerta al desarrollo de proyectos 'mágicos' ante la vista humana, ya que una de las amplias aplicaciones es controlar o accionar objetos con ciertos patrones del pensamiento. (Pagán, 2013)

1.5.1 El cerebro

Según (Adserá, 2013) el cerebro “es la parte más evolucionada y grande del encéfalo”. El cráneo cubre al encéfalo, por lo que comúnmente se confunde entre cerebro y encéfalo. El cerebro ocupa el 85% del encéfalo (Figura 32), su peso aproximado es de 1150 gramos en el hombre y 1000 gramos en la mujer. El cerebro es el órgano pensante y el que controla los músculos de movimiento voluntario.



Figura 32: El cerebro ocupa el 85% del encéfalo

Fuente: (KidsHealth, 2013)

a. Estructura del cerebro

Esta masa de tejido gris-rosáceo está compuesta internamente por alrededor de 100000 millones de células nerviosas (neuronas), conectadas unas con otras y responsables del control de todas las funciones mentales.

En la parte superficial del cerebro, se pueden distinguir dos mitades a cada lado de la cabeza, divididas por una cisura sagital profunda (cisura inter cerebral), estas mitades son llamadas hemisferio derecho y hemisferio izquierdo. Ambos hemisferios están conectados y se comunican entre sí por medio del cuerpo caloso, permitiendo que trabajen simultáneamente.

Existen estudios que relacionan la mitad derecha del cerebro con aspectos abstractos (música, colores, formas) y la mitad izquierda con aspectos cognitivos (razonamiento, lógica, habla). Se afirma que el hemisferio derecho controla la parte izquierda del cuerpo y que el hemisferio izquierdo controla la parte derecha, (ver Figura 33). **(KidsHealth, 2014)**

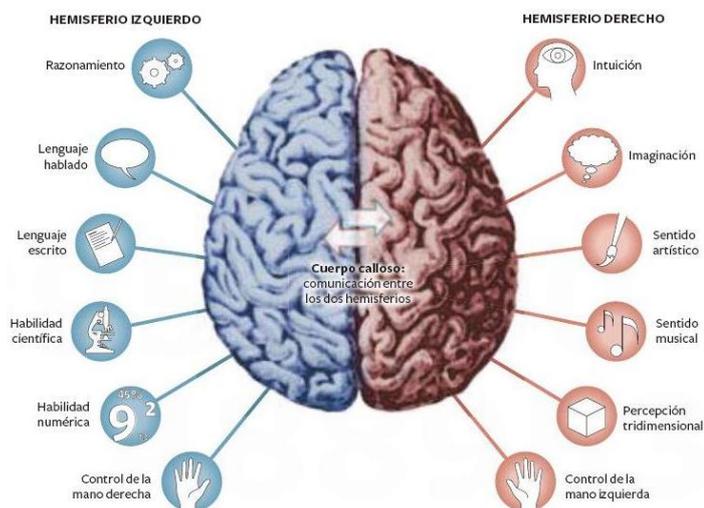


Figura 33: Hemisferios cerebrales

Fuente: (Catedu, 2001)

Cada hemisferio cerebral está dividido en cuatro partes llamadas lóbulos. Los lóbulos están situados debajo de huesos, de los cuales toman sus nombres:

b. Lóbulo Frontal

Está situado en la parte frontal de los hemisferios cerebrales. Se encarga del razonamiento, de la resolución de problemas, dirige los movimientos del cuerpo y de la producción del habla. **(Adserá, 2013)**

c. Lóbulo Parietal

Está situado atrás del lóbulo frontal, en la zona superior posterior de los hemisferios cerebrales. Es el encargado de procesar la percepción de estímulos sensoriales externos, su parte en el hemisferio izquierdo realiza los cálculos matemáticos y la zona cercana al lóbulo temporal se ocupa de la comprensión de la lectura. **(Adserá, 2013)**

d. Lóbulo Occipital

Está ubicado en la zona posterior inferior del cerebro, detrás de los lóbulos temporal y parietal. Se encarga del procesamiento visual espacial, la percepción del movimiento y la discriminación de los colores. **(Adserá, 2013)**

e. Lóbulo Temporal

Está localizado en la zona lateral de los hemisferios cerebrales, aproximadamente detrás de cada sien. Se lo relaciona con tareas visuales complejas (reconocimiento facial), el proceso de audición, la comprensión del lenguaje verbal, la memoria y el olfato; también regula emociones y motivaciones como la ansiedad, el placer y la ira. **(Adserá, 2013)**

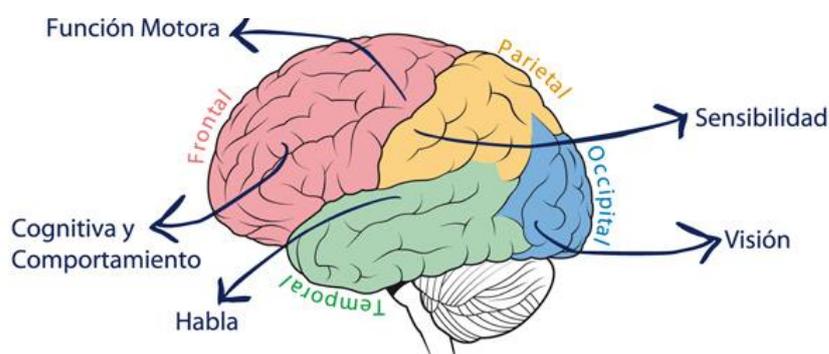


Figura 34: Lóbulos cerebrales

Fuente: (Nuraid, 2014)

En la figura 34 se indica la ubicación de los lóbulos cerebrales (Frontal, parietal, occipital y temporal) con su principal característica y/o función.

1.5.2 Neuronas

Según (**Schultz, 1999**) las neuronas son las células principales y fundamentales del sistema nervioso, encargadas de transmitir los impulsos nerviosos de característica eléctrica, a través del cuerpo humano. Están compuestas por el cuerpo celular o soma, una o varias prolongaciones cortas llamadas dendritas que reciben impulsos de otras neuronas y las envían al soma celular, y una prolongación larga llamada axón que conduce los impulsos desde el soma hacia otro otro lugar del sistema (ver Figura 35).

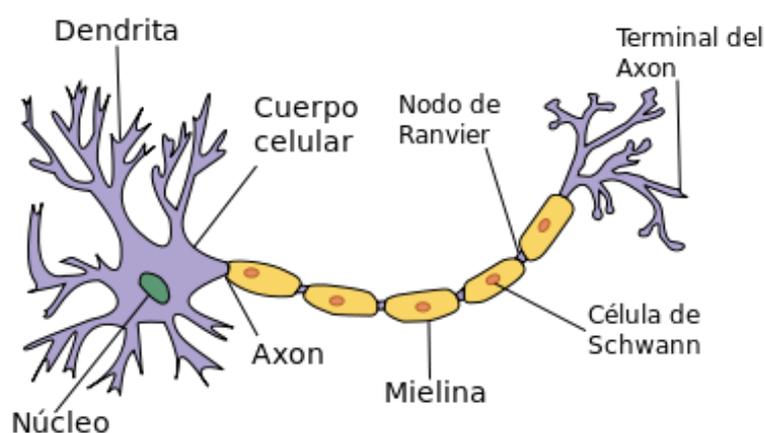


Figura 35: Composición de la neurona

Fuente: (Acracia, 2007)

El cerebro humano cuenta con alrededor de cien mil millones de neuronas, cada una con carga eléctrica. Estas células propagan dicha carga eléctrica gracias a la existencia de una diferencia de potencial (alrededor de -70 mV en reposo) en su membrana. Es necesario que la carga absoluta de todas las células en reposo sea negativa, esto permite que una célula con carga positiva tienda a descargar hacia la célula negativa, haciéndola positiva, y sucesivamente descargar a las células adyacentes negativas; mientras que las células ya descargadas vuelven a su estado de reposo.

La velocidad de transmisión de los impulsos eléctricos depende de la mielinización (recubrimiento de las conexiones neuronales) del axón y del diámetro de la neurona. En grandes neuronas con fibras mielinizadas las velocidades de conducción pueden alcanzar los 120 m/s. (**Lopartegui, 2005**)

1.5.3 Métodos de medición de la actividad cerebral

Según **(Pagán, 2013)**, existen diversos métodos de adquirir las señales cerebrales, los cuales se clasifican en: invasivos y no invasivos. Los métodos invasivos requieren cirugía para colocar receptores o emisores en áreas cercanas al cerebro. Este tipo de adquisición proporciona los valores más exactos pero debe ser ejecutado por un profesional calificado.

Los métodos no invasivos toman medidas sin necesidad de cirugías. Entre los principales métodos no invasivos se tiene: imágenes por resonancia magnética funcional (fMRI), tomografía de emisión de positrones (PET), resonancia magnética espectroscópica (MRS), tomografía cerebral por computación activa de microondas (EMIT), imagen por ultrasonidos en 2 dimensiones (2D UI), electroencefalografía (EEG). **(Botones, 2007)**

a. fMRI

Es el uso de resonancia magnética funcional para medir la respuesta de los flujos sanguíneos durante la actividad neuronal, en el cerebro o en la médula espinal (ver Figura 36).

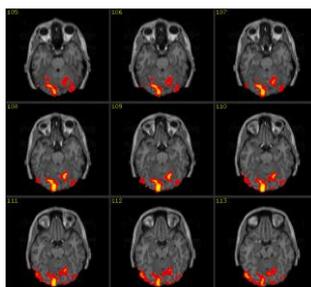


Figura 36: Adquisición de señales cerebrales por fMRI

Fuente: (Csulb, 2005)

b. PET

Permite observar el flujo sanguíneo o el metabolismo en una parte del cerebro (ver Figura 37). Al usuario se le administra una sustancia radioactiva, la cual es detectada en las áreas más activas del cerebro.

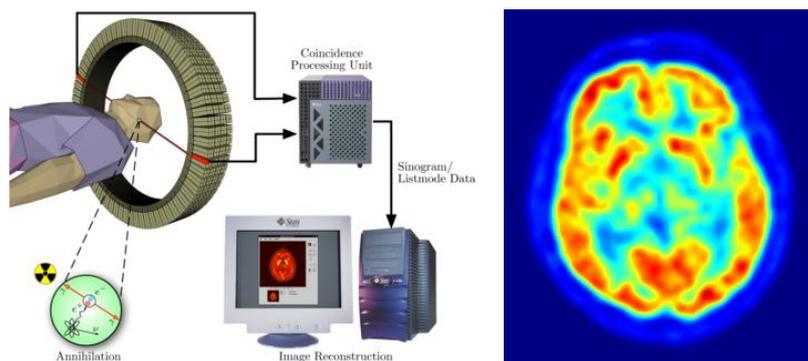


Figura 37: Adquisición de señales cerebrales por PET

Fuente: (Fatadella, 2010)

c. MRS

En esta técnica se basa en procesos de valoración de las funciones del cerebro vivo. Existen dos tipos de experimentos: los in vitro con imanes de altas prestaciones y los in vivo con equipos más básicos, que producen señales de menor calidad, y mayormente utilizados en ámbitos clínicos. En la Figura 38 se indica los resultados de un MRS aplicado a una persona sana y a otra con lesión cerebral.

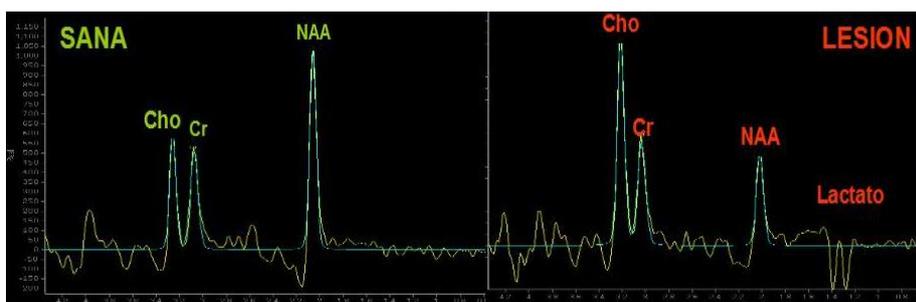


Figura 38: MRS en una persona sana y otra con lesión

Fuente: (Infodocor, 2013)

d. EMIT

Permite medir las propiedades fisiológicas de los tejidos y órganos en tiempo real, basado en la diferenciación de las propiedades dieléctricas de los tejidos.

e. Imagen por ultrasonidos - 2D

Utiliza la generación de imágenes en dos dimensiones por ultrasonidos en tiempo real, capaz de medir y visualizar el metabolismo (ver Figura 39).



Figura 39: Equipo para obtener una imagen por ultrasonidos 2D

Fuente: (Avance tecnologíaneurociencia, 2010)

1.5.4 EEG (Electroencefalografía)

Según (**Barea, 2001**), la EEG es un método de medición de las señales cerebrales, el cual puede ser invasivo o no invasivo y consiste en un análisis neurofisiológico para visualizar la actividad eléctrica del cerebro, por medio de electrodos colocados generalmente sobre el cuero cabelludo, en la base del cráneo y en casos especiales en el cerebro expuesto o en localizaciones cerebrales profundas (neurocirugía). La respuesta obtenida es la adición de los potenciales de las neuronas en el cerebro.

Estos dispositivos tienen una menor resolución, debido a que el cráneo debilita las señales generadas en su interior. La forma de la señal EEG depende de múltiples factores: la edad, el estado de reposo o alerta, la realización de tareas cognitivas o motoras, entre otros.

La electroencefalografía es de bajo costo en comparación con los métodos de medición de señales cerebrales descritos anteriormente.

a. Electrodoos en el registro EEG

Para captar las señales eléctricas del cerebro se utilizan diferentes tipos de electrodoos (**Barea, 2001**):

- **Electrodoos adheridos.** Son pequeños discos metálicos de 5 mm de diámetro (ver Figura 40). Se adhieren con pasta conductora y se fijan con un aislante. Tienen una impedancia baja (1 - 2 kilo ohmios).



Figura 40: Electrodoos adheridos
Fuente: (NeurocirugialIntegral, 2012)

- **Electrodoos de contacto.** Son pequeños tubos de plata clorada roscados a soportes de plástico. En su extremo de contacto se coloca una almohadilla que se humedece con solución conductora. En ocasiones se sujetan al cráneo con bandas elásticas y se conectan con pinzas de cocodrilo (ver Figura 41).



Figura 41: Electrodoos de contacto
Fuente: (Emotiv, 2014)

- **Electrodoos en casco de malla.** Estn incluidos en una especie de casco elástico (Figura 42). Se sujetan con cintas a una banda

torácica. Brindan comodidad, inmunidad a artefactos y precisión en su colocación, permitiendo registros de larga duración.



Figura 42: Electrodo en casco de malla

Fuente: (Nieto, 2009)

- **Electrodos basales.** Se aplican en la base del cráneo sin necesidad de procedimiento quirúrgico. Permiten explorar la cara interna del hemisferio cerebral y su base.
- **Electrodos faríngeos.** Registran la actividad eléctrica de la base del cerebro. Consisten en un tubo de plata de 12.5 cm de largo x 2.5 mm de grosor, contorneado y aislado excepto en el extremo. Estos electrodos no siempre permiten obtener registros adecuados debido a que la mucosa faríngea añade gran resistencia.
- **Electrodos timpánicos.** Consiste en un tubo de plata de 6 cm de largo x 2.5 mm de espesor, contorneado para adaptarlo a la curvatura del conducto auditivo externo. El electrodo se pone en contacto con el tímpano y registra la actividad eléctrica de la base del lóbulo temporal.
- **Electrodos esfenoidales.** Permiten explorar la cara basal de la parte anterior lóbulo temporal. Consisten en una aguja hipodérmica de acero de 5cm de largo x 0.6 mm de diámetro, aislada por baquelita, excepto en la punta.
- **Electrodos duros.** Son de tipo quirúrgico, registran la actividad eléctrica del cerebro a través de la duramadre. Son poco utilizados.
- **Electrodos corticales.** Son de tipo quirúrgico, registran la actividad eléctrica del cerebro a través de craniotomía. El contacto con la

corteza cerebral se hace con bolas de plata sujetadas por un resorte liviano, evitando que el cerebro sufra presión y que se produzcan daños en la corteza cerebral.

- **Electrodos intracerebrales.** Son de tipo quirúrgico. Existen de implantación temporal, que se introducen mientras se realiza el registro y se retiran en una sola intervención; y de implantación crónica debido a que se insertan y deben permanecer en el lugar durante tiempo prolongado.

b. Ubicación de electrodos en el registro EEG

Según (**Barea, 2001**) existen algunos sistemas que indican el posicionamiento de electrodos para realizar el registro EEG, siendo el Sistema Internacional Diez-Veinte (ver Figura 43) el método más recomendado y reconocido a nivel mundial.

En este sistema se distinguen los siguientes aspectos:

- Emplea 21 electrodos, localizados en la superficie del cuero cabelludo;
- Se basa en la relación entre la ubicación de un electrodo y el área subyacente del córtex cerebral.
- Las distancias entre electrodos adyacentes son 10% o 20% de la distancia total del cráneo desde adelante hacia atrás o desde la derecha hacia la izquierda.
- Los electrodos con números impares (1, 3, 5, 7) designan el hemisferio izquierdo, y los que tienen números pares (2, 4, 6, 8) el hemisferio derecho.
- Los números indicativos aumentan desde el centro hacia afuera.
- La línea intercerebral se identifica con la letra z.
- Las letras utilizadas se relacionan con los lóbulos: Fp (pre frontal), F (frontal), C (central), T (temporal), P (parietal), O (occipital), A (auricular) y Pg (faríngeo nasal).
- Se utilizan dos puntos de referencia anatómicos: el nasión (Nz), área deprimida entre los ojos, está por encima del puente de la nariz; y el

inion (Iz), punto más bajo del cráneo desde la parte posterior de la cabeza, donde existe una protuberancia prominente.

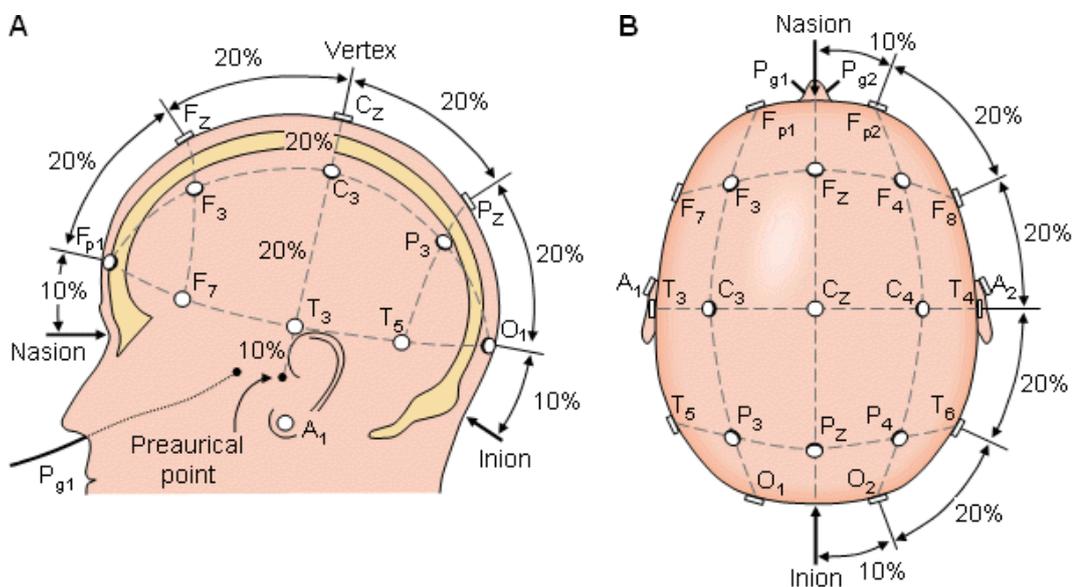


Figura 43: 'Distribución de electrodos en el sistema 10-20.

Fuente: (Bioelectromagnetism, 2008)

Además del uso de sistemas de posicionamiento de electrodos, existen dos tipos de configuración para electrodos: bipolar y monopolar.

- **Configuración bipolar.** Se mide la diferencia de potencial entre cada par electrodos activos.
- **Configuración monopolar.** Se compara el potencial de cada electrodo activo con el de referencia, ubicado en la parte posterior de la oreja, o a su vez, con el promedio de todos los electrodos activos.

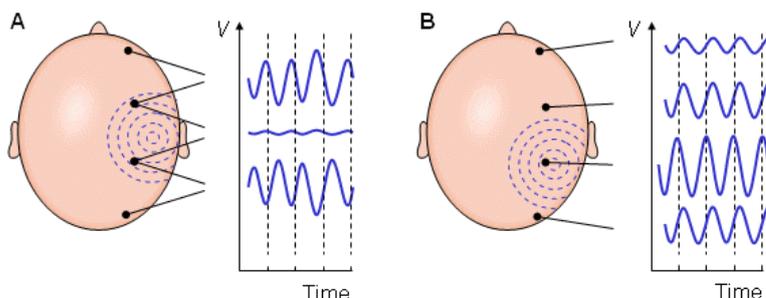


Figura 44: Configuración de electrodos

Fuente: (Bioelectromagnetism, 2008)

En la Figura 44 se muestran las dos clases de configuración de electrodos utilizadas en el registro EEG: Configuración Bipolar (A) y Configuración Monopolar (B).

c. Ondas cerebrales

La señal EEG se caracteriza mediante su espectro de potencias. Según la banda de frecuencia (Hz) en la que se encuentran, las ondas cerebrales se clasifican en (**Barea, 2001**):

- **Ondas Delta.** De alta intensidad (centenares de μV). Se presentan en la infancia, etapas de sueño profundo y enfermedades cerebrales graves. Se encuentran por debajo de los 3.5 Hz (ver Figura 45).



Figura 45: Ondas Delta

Fuente: (Hipnosis24hs, 2013)

- **Ondas Theta.** Aparecen en la infancia, en adultos y adolescentes se asocia a situaciones emocionales, al estrés o a desórdenes psíquicos. Se las registran en las zonas parietal y temporal. Se encuentran en el rango de frecuencias de 4 a 7 Hz (ver Figura 46).



Figura 46: Ondas Delta

Fuente: (Hipnosis24hs, 2013)

- **Ondas Alpha.** Se encuentran en el rango de amplitud de 20 a 100 μV , ubicándose en la zona occipital. Se registran en personas sanas despiertas. Estas ondas se atenúan al abrirse los ojos, con la somnolencia y el sueño. Se encuentran en el rango de frecuencias de 7 a 14 Hz (ver Figura 47).



Figura 47: Ondas Delta

Fuente: (Hipnosis24hs, 2013)

- **Ondas Beta.** Se registran en las zonas parietal y frontal. Son las más frecuentes, aparecen en estados de conciencia, procesos cognitivos y estados de alerta. Se dividen en ondas beta uno y beta dos. Se encuentran en el rango de frecuencia de 14 a 30 Hz (ver Figura 48).



Figura 48: Ondas Delta

Fuente: (Hipnosis24hs, 2013)

Además, aparecen ondas en el registro EEG, las cuales son alteraciones de procedencia endógena y exógena y se denominan artefactos. Algunos ejemplos de artefactos de procedencia endógena (biológicos) son producidos por: el sudor, el parpadeo de los ojos, el pulso, la actividad muscular, el movimiento ocular, la ECG (actividad eléctrica del corazón); como ejemplos de artefactos de procedencia exógena se tienen: el movimiento del electrodo, el movimiento corporal, el ruido, etc. En la Figura 49 se observan las formas de onda de diversos artefactos.

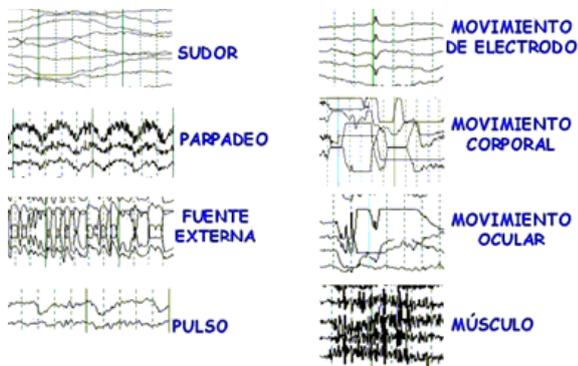


Figura 49: Artefactos de procedencia endógena y exógena

Fuente: (NeurofisiologiaMalaga, 2009)

d. Análisis del registro EEG

Según (Martín, Mazo, Palazuelos & Sánchez, 2001), el análisis de las señales registradas en el EEG consiste en la extracción de la información relevante para la identificación de los estados mentales. Las señales registradas son producto de la superposición de los potenciales de células nerviosas del cerebro, sumados al ruido eléctrico del resto de generadores que existen en el cuerpo (electrocardiograma ECG, electromiograma EMG, artefactos, etc.) y el ruido generado por los propios instrumentos de medida.

Las señales resultantes son muy pequeñas y complejas. Es por ello necesaria una fase de tratamiento de la señal, que extraiga la información relacionada con el estado mental del individuo.

Existen algunas técnicas para realizar el tratamiento de estas señales, entre las cuales se tienen: la Transformada Wavelet y la Transformada de Fourier.

- **Transformada Wavelet.** La transformada wavelet es una técnica de análisis de señal multi-resolución. Es decir, es capaz de variar la resolución de los parámetros que analiza (frecuencia y tiempo) a lo largo del análisis.

$$WTx(\tau, a) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) h * \left(\frac{t - \tau}{a} \right) dt \quad \text{Ec. 1.5}$$

Donde:

WTx = Transformada de Wavelet

a = Inverso de la frecuencia (a=1/f)

h = Transformada Wavelet madre

1/√a = Factor que normaliza la energía de la señal.

La principal característica de esta transformada es que permite conocer las frecuencias que componen una señal a cada instante. Para altas frecuencias, consigue una buena resolución en el tiempo que permite saber su exacta localización temporal, aún a cambio de

perder resolución frecuencial; para bajas frecuencias permite conocer su frecuencia aún a costa de perder resolución temporal.

La ventaja del uso de esta transformada es la capacidad que tiene de localizar con exactitud en el tiempo diversos artefactos y permite conocer de forma precisa la frecuencia de las señales de baja frecuencia, que mayor información aportan acerca del estado mental.

- **Transformada de Fourier.** Mediante esta transformada se obtiene una función en el dominio de la frecuencia a partir de una función en el dominio del tiempo. **(Tombesi, 2012)**

Para determinar el contenido del registro electroencefalográfico se utiliza la Transformada discreta de Fourier, mediante la siguiente fórmula:

$$F(w) = \frac{1}{N} \sum_{x=0}^{N-1} f(x) e^{-i2\pi \frac{wx}{N}} \quad \text{Ec. 1.6}$$

Donde:

$F(w)$ = Transformada de Fourier

$W = 0, 1, 2, \dots, n-1$

N = Número de muestras del EEG

$f(x)$ = Contenido frecuencial del muestreado.

Calculada la transformada de Fourier, se obtiene el Periodograma con la siguiente ecuación:

$$S(w) = \frac{1}{N} [F(w)]^2 \quad \text{Ec. 1.7}$$

Donde:

$S(w)$ = Periodograma

N = Número de muestras del EEG

$F(w)$ = Transformada de Fourier

Los resultados obtenidos pueden ser mejorados mediante un Periodograma modificado de la siguiente manera:

$$S'(n) = \frac{1}{L} \sum_{i=1}^L S_i(n) \quad \text{Ec. 1.8}$$

Donde:

$S'(n)$ = Periodograma modificado

L = División de N, en segmentos de longitud M (N=LM)

Para cuantificar los ritmos cerebrales (alfa, beta, theta, gamma) se utiliza el teorema de Parseval con la siguiente ecuación:

$$\sum_{X=0}^{LN-1} f^2(x) = \frac{1}{N} \sum_{W=0}^{N-1} [F(w)]^2 \quad \text{Ec. 1.9}$$

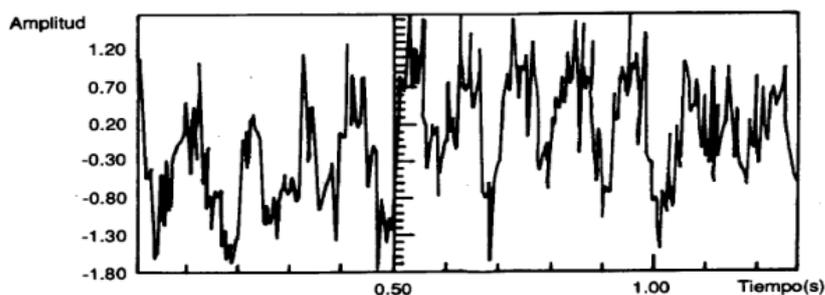


Figura 50: Registro EEG de una persona adulta

Fuente: (Tombesi, 2014)

En la Figura 50 se observa el registro EEG de una persona adulta, ejecutado en zona derecha del lóbulo occipital.

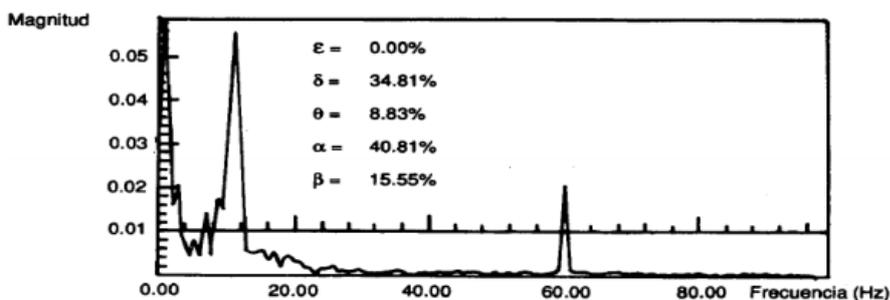


Figura 51: Teorema de Parseval aplicado al registro EEG

Fuente: (Tombesi, 2014)

En la Figura 51 se observan los ritmos cerebrales (alfa, theta, beta, gamma) cuantificados porcentualmente mediante el teorema de Parseval, aplicado a las señales registradas por el electroencefalograma de la Figura 50.

1.5.5 Interfaces cerebro computador (BCI)

Según (**Pagán, 2013**), las interfaces cerebro computador (BCI) están conformadas por sistemas que miden la actividad cerebral, la procesan para obtener características de interés y finalmente permiten la interacción con un entorno físico o virtual de la manera requerida por el usuario.

El objetivo de las BCI es desarrollar sistemas que permitan la inclusión de personas con discapacidades extremas, las cuales se encuentran totalmente paralizadas o aisladas a causa de enfermedades, trastornos que les impiden desenvolverse y comunicarse con autonomía. (**Ebrahimi, 2007**)

1.5.6 Funcionamiento de las BCI

Según (**Galindo, 2008**), las BCI cumplen con lo siguiente (ver Figura 52):

a. Adquisición de señal

Es el registro de la actividad cerebral por medio de sensores (electrodos). Las señales captadas son amplificadas, digitalizadas y enviadas al siguiente bloque de trabajo.

b. Procesamiento de la señal

En este bloque se realizan 3 operaciones secuenciales:

- **Cancelación de artefactos** Aquí se eliminan los artefactos, aunque en muchas ocasiones se excluye esta etapa, considerando la importancia de aplicación de este tipo de señales.

- **Obtención de características** La señal es traducida y asociada a las intenciones del usuario.
- **Traducción de características** Una vez obtenidas las características, éstas se transforman en comandos de control para su posterior aplicación.

c. Aplicación

Los comandos de control pasan por un módulo de potencia, permitiendo el accionamiento de los dispositivos requeridos.

d. Configuración

Permite determinar los parámetros con los que el usuario desea interactuar. Por ejemplo visualizar el estado cognitivo y meditativo de una persona, o ambos a la vez.

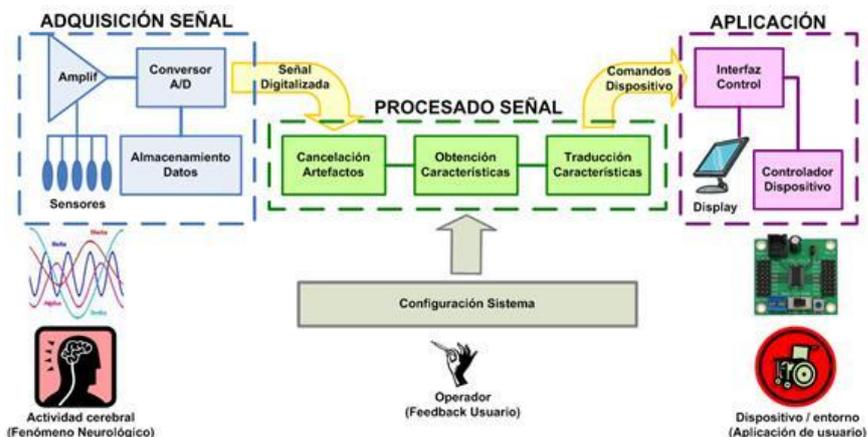


Figura 52: Esquema de funcionamiento de las BCI

Fuente: (Galindo, 2008)

1.5.7 Empresas productoras de BCI

Existen compañías dedicadas a la producción y comercialización de BCI, específicamente aquellos con métodos de adquisición no invasivos. Entre las principales empresas se tienen **(Galindo, 2009)**:

a. Emotive System

(Emotiv, 2014) Es una empresa fabricante de sistemas inalámbricos EEG. Estos dispositivos cuentan con algoritmos avanzados que permiten detectar estados emocionales, expresiones faciales, comandos mentales entrenados por el usuario y poder controlar diversas aplicaciones y juegos como si se tratara de magia. El principal producto de Emotiv es el EPOC Headset (ver Figura 53).



Figura 53: Emotiv EPOC HEADSET

Fuente: (Emotiv, 2014)

b. Neurosky

(Neurosky, 2014) Son fabricantes de dispositivos portátiles de monitoreo y análisis de señales cerebrales. El principal objetivo de Neurosky es brindar la capacidad de supervisar y mejorar el rendimiento mental de los usuarios. El principal producto de Neurosky es el MindWave (ver Figura 54).



Figura 54: MindWave

Fuente: (Neurosky, 2014)

c. Gtec

Esta empresa introdujo al mercado el primer sistema BCI (Interfaz Cerebro Computador) en 1999. Los dispositivos de Gtec permiten la detección de imágenes motor, señales P300, SSVEP y potenciales corticales lentos. **(Gtec, 2014)**

Entre los principales productos se tienen: G Nautilus, MindBEAGLE.

d. Interactive Productline

Interactive desarrolla y comercializa productos EEG, para entrenar las habilidades de relajación y atención. Sus productos más importantes son el Mindball Game (ver Figura 55) y Mindball Trainer. **(Interactive Productline, 2013)**



Figura 55: Mindball Trainer

Fuente: (Interactive Productline, 2013)

CAPÍTULO II

2. DISEÑO Y SELECCIÓN DE ELEMENTOS MECÁNICOS

2.1 Parámetros de diseño

Para la elaboración de la silla de ruedas se ha tomado en consideración los siguientes aspectos:

- Carga máxima de la persona: 300 libras (136 Kilogramos)
- Dimensiones aproximadas de la silla: L 90 x A 60 x H 90 cm
- Inclinación máxima de la calzada: 8°
- Velocidad de desplazamiento: 1-5 Km/h
- Autonomía: 10 Km
- Factor de diseño: $N \geq 4$.

2.2 Diseño y selección de materiales

El presente diseño se realizó analizando diversos modelos de sillas de ruedas, tomando en cuenta las diferentes alternativas, se eligió la silla de ruedas para interior/exterior de armazón rígido, es decir aquella que puede utilizarse en espacios reducidos y amplios, y gracias a su estructura rígida no existen las pérdidas energéticas comunes en las sillas plegables.

2.3 Diseño del chasis

El chasis es el esqueleto de la silla de ruedas, encargado de brindar soporte a la persona, así como a los demás elementos constitutivos de la silla como son: motores, baterías, llantas, accesorios, dispositivos eléctricos/electrónicos y demás.

Tomando como referencia la norma NTE INEN 2415, se seleccionaron tubos de ACERO ASTM A500 grado A como elemento de construcción del chasis de la silla de ruedas. A continuación se describen algunas especificaciones del tubo de acero (**Novacero, 2014**):

- Límite de fluencia (mínimo) $F_y = 2400 \text{ Kg/cm}^2 = 235.36 \text{ MPa}$
- Módulo de elasticidad $E = 200 \text{ GPa}$
- Diámetro o dimensión exterior $\pm 0.5\%$
- Acabado: Negro o Galvanizado
- Espesor: $\pm 7\%$.

Según **(Mott, 2006. p.185)**, existe un parámetro en el diseño de estructuras estáticas y elementos de máquina: el factor de diseño (N) para materiales dúctiles, el cual debe estar en el rango de 2.5-4.0 cuando existe cierta incertidumbre acerca de las cargas dinámicas aplicadas, de las propiedades de los materiales, del análisis de esfuerzos o del ambiente. Por ello se seleccionó el valor de '4' como el mínimo requerido en este proyecto.

$$N = 4; \text{Factor de diseño} \quad \text{Ec. 2.1}$$

2.3.1 Diseño del soporte del asiento

El soporte del asiento consta de dos partes: la viga vertical o columna, la cual facilita el ensamble del asiento; y las vigas horizontales, que son los elementos que soportan la mayor carga (asiento y persona).

a. Determinación de las dimensiones de la columna

La columna tiene las funciones de permitir el ensamble del asiento y además soportar su peso y el del usuario. Este elemento va empotrado en sus extremos a las vigas horizontales, las mismas que se sujetan al resto del chasis de la silla. Debido a la forma circular de la base del asiento, es necesario que la columna sea un tubo redondo para facilitar su ensamblaje y además se requiere que tenga un diámetro interior mínimo de 40 mm.

Se selecciona el tubo redondo de acero ASTM A500 grado A, de 44.45 mm de diámetro exterior, 2 mm de espesor y 254 mm de longitud.

A continuación, se comprueba que la viga vertical sea capaz de soportar las cargas aplicadas sin sufrir fallo o deformación alguna. Según **(Mott,**

2006. pp. 232-241), en primer lugar se determina si la columna es corta o larga, calculando la relación de esbeltez con la siguiente ecuación:

$$\text{Relación de esbeltez} = \frac{KL}{r}, \quad \text{Ec. 2.2}$$

Donde:

$K = 0.65$. Depende del tipo de sujeción de los extremos de la columna.

$L = \text{Longitud de la columna} = 254 \text{ [mm]}$

$r = \text{Radio de giro de la sección transversal} = 15.02 \text{ [mm]}$

$$\text{Relación de esbeltez} = \frac{0.65(254 \text{ [mm]})}{15.02 \text{ [mm]}}$$

$$\text{Relación de esbeltez} = 11$$

Determinación de la constante de la columna:

$$C_c = \sqrt{\frac{2\pi^2 E}{S_y}} \quad \text{Ec. 2.3}$$

Donde:

$C_c = \text{Constante de la columna}$

$E = \text{Módulo de elasticidad del material (acero)} = 200 \text{ [GPa]}$

$S_y = \text{Resistencia de fluencia del material} = 235.36 \text{ [MPa]}$

$$C_c = \sqrt{\frac{2\pi^2(200000 \text{ [MPa]})}{235.36 \text{ [MPa]}}}$$

$$C_c = 129.51$$

Con los resultados obtenidos se comparan las ecuaciones 2.2 y 2.3. Si $\frac{KL}{r}$ es menor a C_c , la columna es corta y se utiliza la fórmula de J. B. Jhonson, caso contrario la columna es larga y se utiliza la fórmula de Euler.

$$\frac{KL}{r} < C_c$$

$$11 < 129.51$$

Debido a que la relación de esbeltez es menor a la constante de la columna, se utiliza la fórmula de Johnson para calcular la carga crítica en vigas cortas:

$$P_{cr} = AS_y \left[1 - \frac{S_y(KL/r)^2}{4\pi^2 E} \right] \quad \text{Ec. 2.4}$$

Donde:

P_{cr} = Carga crítica en la columna

A = Área de la sección transversal de la columna = 266.72 [mm²]

S_y = Resistencia de fluencia (acero ASTM A500 a) = 235.36 [MPa]

Relación de esbeltez = $\frac{KL}{r} = 11$, (Ver Ec. 2.2)

E = Módulo de elasticidad del material (acero) = 200 [GPa]

$$P_{cr} = (266.72 \text{ [mm}^2\text{)})(235.36 \text{ [MPa)}) \left[1 - \frac{235.36 \text{ [MPa)}(11)^2}{4\pi^2(200000 \text{ [MPa)})} \right]$$

$$P_{cr} = 62549.08 \text{ [MPa} \cdot \text{mm}^2\text{]}$$

$$P_{cr} = 62549.08 \frac{\text{MN}}{\text{m}^2} \cdot \text{mm}^2 \cdot \frac{(1 \text{ m})^2}{(1000 \text{ mm})^2}$$

$$P_{cr} = 62.54 \text{ [KN]}$$

Una vez calculada la carga crítica P_{cr} , se determina la carga admisible o carga máxima que puede soportar la columna:

$$P_{adm} = \frac{P_{cr}}{N} \quad \text{Ec. 2.5}$$

Donde:

P_{adm} = Carga admisible

P_{cr} = Carga crítica de pandeo = 62.54 [KN] , (Ver Ec. 2.4)

N = Factor de diseño = 4

$$P_{adm} = \frac{62.54 \text{ [KN]}}{4}$$

$$P_{adm} = 15.6 \text{ [KN]}$$

La carga real aplicada a la columna debe ser menor a la carga admisible:

$$P = mg$$

Donde:

$P = \text{Carga real aplicada a la columna}$

$m = \text{masa del asiento} + \text{masa de la persona} = 173 \text{ [kg]}$

$g = \text{gravedad} = 9.8 \text{ m/s}^2$

$$P = (173 \text{ [kg]}) \left(9.8 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right] \right)$$

$$P = 1695.4 \text{ [N]}$$

$$P_{adm} > P$$

$$15600 > 1695.4$$

La carga admisible (P_{adm}) es mayor que la carga real aplicada (P), por lo tanto el tubo redondo seleccionado es adecuado para el diseño.

Para verificar los resultados, se utiliza **SIMULATION** de SOLIDWORKS. Se determina el esfuerzo axial, la flexión y el factor de diseño para la viga, como se indica en la Figura 56 y Figura 57.

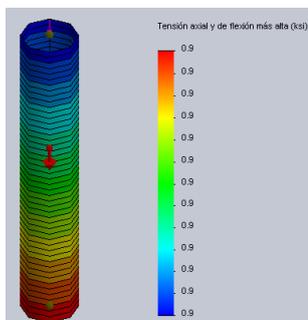


Figura 56: Análisis de tensión y flexión en la columna

Fuente: (Solidworks, 2012)

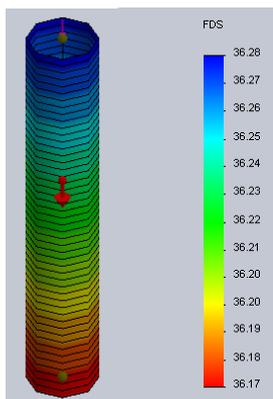


Figura 57: Factor de diseño en la columna

Fuente: (Solidworks, 2012)

b. Determinación de las dimensiones de las vigas horizontales

Existen dos vigas horizontales (superior e inferior) sujetas en cada extremo de la columna, la viga inferior es la más importante de determinar, debido a que es el elemento del chasis que soporta la mayor carga. Una vez determinadas y comprobadas sus dimensiones, se la podrá tomar como referencia para el resto de elementos del chasis.

Se selecciona el tubo cuadrado de acero ASTM A500 grado A de 25 [mm] de lado, 1.5 [mm] de espesor y 280 [mm] de longitud.

Debido a que la columna que sostiene al asiento va empotrada a cada viga en su extremo superior e inferior, el peso total se distribuye en ambas vigas horizontales:

$$\text{Peso máximo sobre la viga inferior } (m) = 86.5 \text{ [kg]}$$

$$W = mg$$

$$W = (86.5 \text{ kg}) \left(9.8 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right)$$

$$W = 847.7 \text{ [N]}$$

Con la ayuda del Software MDSolids, se realiza el diagrama de cargas cortantes y momentos de flexión sobre la viga horizontal inferior (Figura 58), cabe señalar que la carga es aplicada en el centro de la misma.

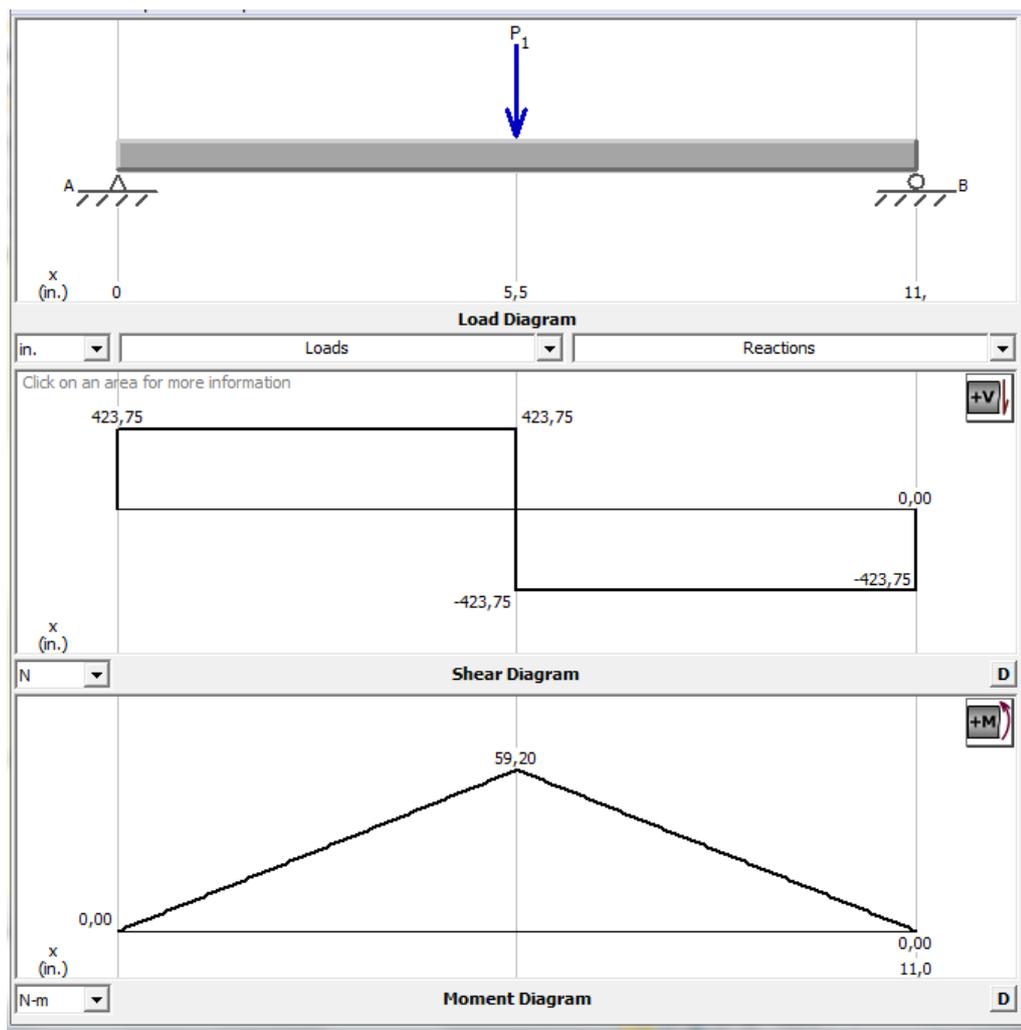


Figura 58: Diagrama de esfuerzos en la viga horizontal inferior

Fuente: (MDSolids, 2013)

De la Figura 58 se obtienen los valores críticos de carga cortante (V) y momento de flexión (M). El punto crítico de la viga se encuentra en su parte central:

$$V = 847 \text{ [N]}$$

$$M = 59 \text{ [Nm]}$$

Según (Mott, 2006. Cap. 3), se procede a calcular el esfuerzo de flexión sobre la viga inferior, provocado por el momento flexionante M :

$$\sigma_{x \text{ flex}} = \frac{M}{S} \quad \text{Ec. 2.6}$$

Donde:

$\sigma_{x flex} =$ Esfuerzo debido a flexión en el eje X sobre la viga inferior

$M =$ Momento flexionante = 59 [Nm]

$S =$ Módulo de Sección = 1042.46 [mm³]

$$\sigma_{x flex} = \frac{59 [Nm]}{1042.46 [mm^3]}$$

$$\sigma_{x flex} = 56.6 [MPa]$$

A continuación se calcula el esfuerzo cortante que actúa sobre la viga inferior, provocado por la carga cortante V:

$$\tau_{xy corte} = \frac{3V}{2A} \quad \text{Ec. 2.7}$$

Donde:

$\tau_{xy corte} =$ Esfuerzo cortante en el plano xy sobre la viga inferior

$V =$ Fuerza de corte = 847 [N]

$A =$ Área de la sección transversal = 141 [mm²]

$$\tau_{xy corte} = \frac{3(847 [N])}{2(141 [mm^2])}$$

$$\tau_{xy corte} = 9.01 [MPa]$$

Según (Mott, 2006. Cap. 4), una vez calculados los esfuerzos que actúan sobre la viga horizontal inferior, se determinan los esfuerzos principales. A continuación se calcula el esfuerzo principal máximo:

$$\sigma_1 = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} + \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + (\tau_{xy})^2} \quad \text{Ec. 2.8}$$

Donde:

$\sigma_1 =$ Esfuerzo principal máximo

$\sigma_x =$ Esfuerzo normal sobre el eje axial de la viga

$$\sigma_x = \sigma_{x flex} + \sigma_{x axial}$$

$$\sigma_x = 56.6 \text{ [MPa]} + 0; \text{ (ver Ec. 2.6)}$$

$$\sigma_x = 56.6 \text{ [MPa]}$$

$$\sigma_y = \text{Esfuerzo total en el eje } y = 0$$

$$\tau_{xy} = \text{Esfuerzo cortante en el plano } xy$$

$$\tau_{xy} = \tau_{xy \text{ corte}} + \tau_{xy \text{ torsión}}$$

$$\tau_{xy} = 9.01 \text{ [MPa]} + 0; \quad \text{(ver Ec. 2.7)}$$

$$\tau_{xy} = 9.01 \text{ [MPa]}$$

$$\sigma_1 = \frac{(56.6 + 0) \text{ MPa}}{2} + \sqrt{\left(\frac{56.6 \text{ MPa} - 0 \text{ MPa}}{2}\right)^2 + (9.01 \text{ MPa})^2}$$

$$\sigma_1 = 58 \text{ MPa}$$

Ahora se calcula el esfuerzo principal mínimo:

$$\sigma_2 = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} - \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + (\tau_{xy})^2} \quad \text{Ec. 2.9}$$

Donde:

$$\sigma_2 = \text{Esfuerzo principal mínimo}$$

$$\sigma_x = \text{Esfuerzo normal en el eje axial de la viga} = 56.6 \text{ [MPa]}$$

$$\sigma_y = \text{Esfuerzo total en el eje } y = 0$$

$$\tau_{xy} = \text{Esfuerzo cortante en el plano } xy = 9.01 \text{ [MPa]}$$

$$\sigma_2 = \frac{(56.6 + 0) \text{ MPa}}{2} - \sqrt{\left(\frac{56.6 \text{ MPa} - 0 \text{ MPa}}{2}\right)^2 + (9.01 \text{ MPa})^2}$$

$$\sigma_2 = -1.3 \text{ [MPa]}$$

Según (**Mott, 2006. Cap. 5**), una vez encontrados los esfuerzos principales máximo y mínimo, se determina el esfuerzo de von Mises con la siguiente ecuación:

$$\sigma' = \sqrt{(\sigma_1)^2 + (\sigma_2)^2 - (\sigma_1)(\sigma_2)} \quad \text{Ec. 2.10}$$

Donde:

σ' = Método de la energía de distorsión para esfuerzos estáticos biaxiales en materiales dúctiles (Esfuerzo de von Mises)

σ_1 = Esfuerzo principal máximo = 58 [MPa] , (Ver Ec. 2.8)

σ_2 = Esfuerzo principal mínimo = -1.3 [MPa] , (Ver Ec. 2.9)

$$\sigma' = \sqrt{(58 \text{ MPa})^2 + (-1.3 \text{ MPa})^2 - (58 \text{ MPa})(-1.3 \text{ MPa})}$$

$$\sigma' = 58.6 \text{ [MPa]}$$

Con el esfuerzo de von Mises calculado, se determina el factor de diseño en la viga:

$$N = \frac{S_y}{\sigma'} \quad \text{Ec. 2.11}$$

Donde:

N = Factor de diseño

S_y = Resistencia de fluencia (acero ASTM A500 a) = 235.36 [MPa]

σ' = Esfuerzo de von Mises = 58.6 [MPa] , (Ver Ec. 2.10)

$$N = \frac{235.36 \text{ [MPa]}}{58.6 \text{ [MPa]}}$$

$$N = 4.02$$

El factor de diseño calculado (N=4.02) es mayor que el factor de diseño requerido (N=4), por lo tanto el tubo cuadrado seleccionado es adecuado para el diseño.

Los resultados calculados son verificados utilizando el Análisis estático del software SOLIDWORKS, obteniendo los valores de carga axial como se indica en la Figura 59 y los valores del factor de diseño como se indica en la Figura 60.

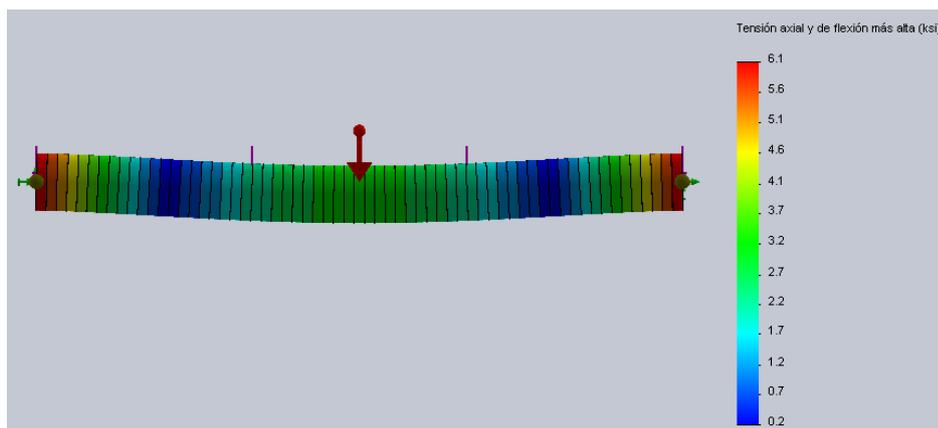


Figura 59: Análisis de tensión y flexión en la viga horizontal
Fuente: (Solidworks, 2012)

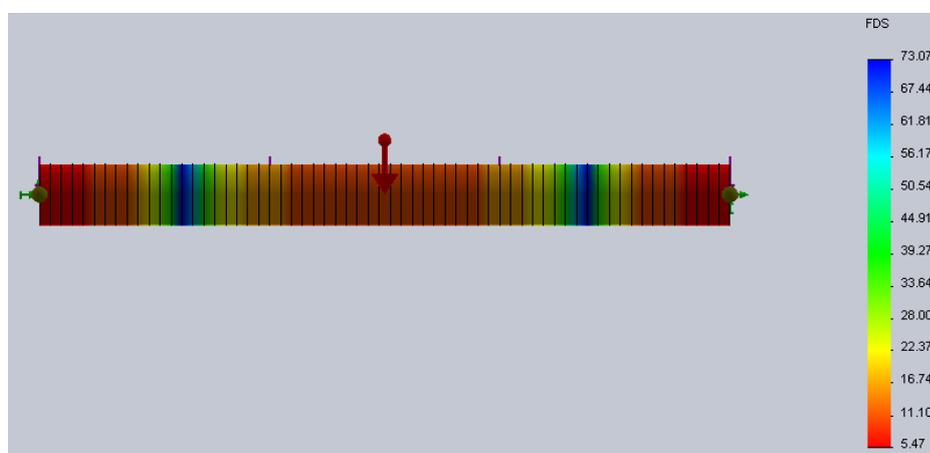


Figura 60: Factor de diseño en la viga horizontal
Fuente: (Solidworks, 2012)

2.3.2 Soporte para los motores

Este elemento forma parte del chasis y permite el ensamble de los motores y de las llantas a los costados de la silla de ruedas.

Para la construcción del soporte se selecciona el tubo cuadrado estructural de acero ASTM A500 grado A de 12.7 [mm] de lado, 0.75 [mm] de espesor y 400 [mm] de longitud.

Para realizar el diagrama de esfuerzos es necesario conocer las cargas que actúan sobre el miembro estructural. La única carga presente es la fuerza que ejerce el ensamble motor-llanta sobre el soporte:

Carga del motor y la llanta (m) = 16 [lbs] = 7.3 [kg]

$$W = mg$$

$$W = (7.3 \text{ [kg]}) \left(9.8 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}^2}\right]\right)$$

$$W = 71.54 \text{ [N]}$$

Con los datos obtenidos se realiza el diagrama de esfuerzos con la ayuda de MDSolids (ver Figura 61):

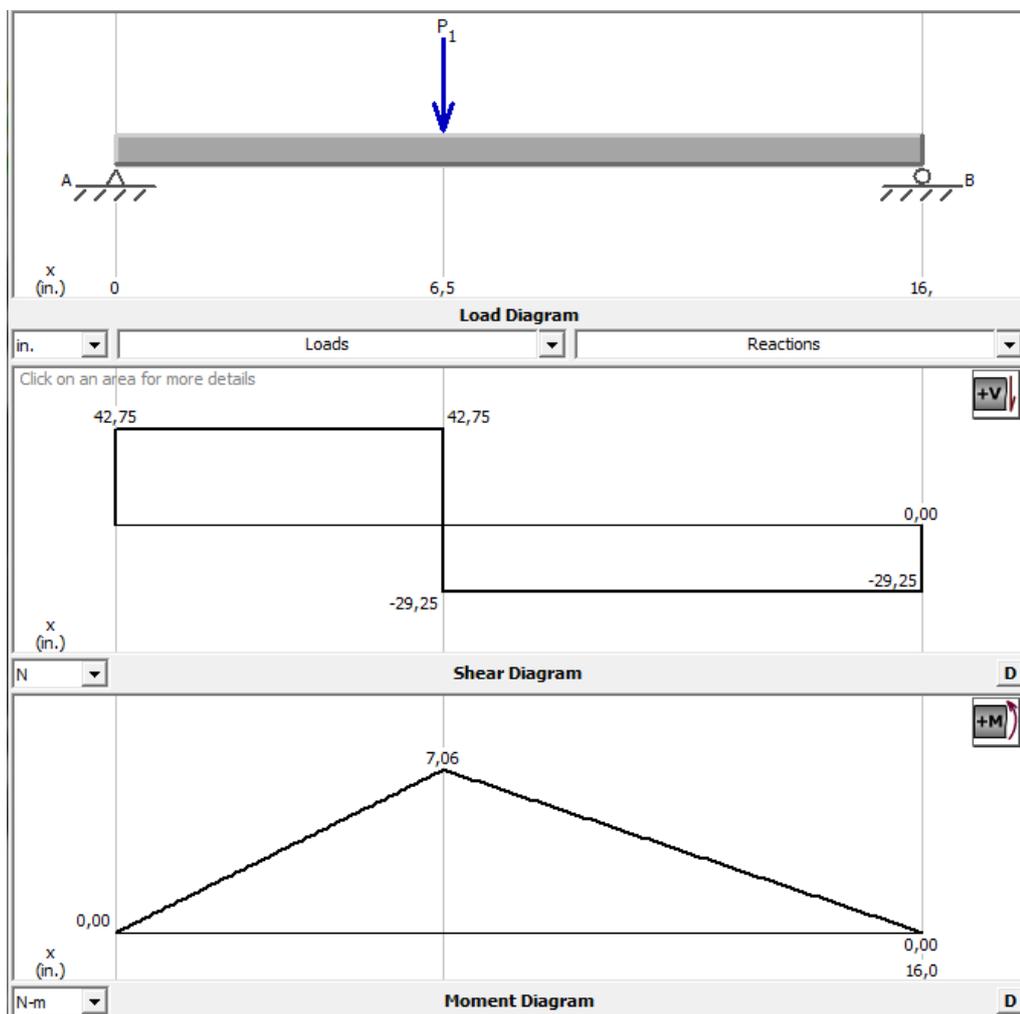


Figura 61: Diagrama de esfuerzos en el soporte de los motores

Fuente: (MDSolids, 2013)

De la Figura 61 se obtienen los valores de carga cortante (V) y momento flexionante (M):

$$V = 72 \text{ [N]}$$

$$M = 7.06 \text{ [Nm]}$$

Se realiza el cálculo del esfuerzo de flexión que actúa sobre el miembro estructural:

$$\sigma_{x \text{ flex}} = \frac{M}{S} \quad \text{Ec. 2.12}$$

Donde:

$\sigma_{x \text{ flex}}$ = Esfuerzo debido a flexión en el eje X sobre la viga inferior

M = Momento de flexión = 7.06 [Nm]

S = Módulo de Sección = 134.9 [mm³]

$$\sigma_{x \text{ flex}} = \frac{7.06 \text{ Nm}}{134.9 \text{ mm}^3} = 52.33 \text{ [MPa]}$$

Ahora se procede a calcular el esfuerzo de corte:

$$\tau_{xy \text{ corte}} = \frac{3V}{2A} \quad \text{Ec. 2.13}$$

Donde:

$\tau_{xy \text{ corte}}$ = Esfuerzo cortante en el plano xy sobre la viga inferior

V = Fuerza de corte vertical = [72 N]

A = Área de la sección transversal = 35.85 [mm²]

$$\tau_{xy \text{ corte}} = \frac{3(72 \text{ N})}{2(35.85 \text{ mm}^2)}$$

$$\tau_{xy \text{ corte}} = 3.01 \text{ MPa}$$

Se obtienen los esfuerzos principales máximo y mínimo:

$$\sigma_1 = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} + \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + (\tau_{xy})^2} \quad \text{Ec. 2.14}$$

Donde:

σ_1 = Esfuerzo principal máximo

$\sigma_x =$ Esfuerzo normal en el eje x

$$\sigma_x = \sigma_{x \text{ flex}} + \sigma_{x \text{ axial}}$$

$$\sigma_x = 52.33 \text{ [MPa]} + 0; \quad (\text{ver Ec. 2.12})$$

$$\sigma_x = 52.33 \text{ [MPa]}$$

$\sigma_y =$ Esfuerzo normal en el eje $y = 0$

$\tau_{xy} =$ Esfuerzo cortante en el plano xy

$$\tau_{xy} = \tau_{xy \text{ corte}} + \tau_{xy \text{ torsión}}$$

$$\tau_{xy} = 3.01 \text{ [MPa]} + 0; \quad (\text{ver Ec. 2.13})$$

$$\tau_{xy} = 3.01 \text{ [MPa]}$$

$$\sigma_1 = \frac{(52.33 + 0) \text{ [MPa]}}{2} + \sqrt{\left(\frac{52.33 \text{ [MPa]} - 0}{2}\right)^2 + (3.01 \text{ [MPa]})^2}$$

$$\sigma_1 = 52.5 \text{ [MPa]}$$

Ahora se calcula el esfuerzo principal mínimo:

$$\sigma_2 = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} - \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + (\tau_{xy})^2} \quad \text{Ec. 2.15}$$

Donde:

$\sigma_2 =$ Esfuerzo principal mínimo

$\sigma_x =$ Esfuerzo normal en el eje $x = 52.33 \text{ [MPa]}$

$\sigma_y =$ Esfuerzo normal en el eje $y = 0$

$\tau_{xy} =$ Esfuerzo cortante en el plano $xy = 3.01 \text{ [MPa]}$

$$\sigma_2 = \frac{(52.33 + 0) \text{ MPa}}{2} - \sqrt{\left(\frac{52.33 \text{ MPa} - 0 \text{ MPa}}{2}\right)^2 + (3.01 \text{ MPa})^2}$$

$$\sigma_2 = -0.17 \text{ [MPa]}$$

Obtenidos los esfuerzos principales, se calcula el esfuerzo de von Mises:

$$\sigma' = \sqrt{(\sigma_1)^2 + (\sigma_2)^2 - (\sigma_1)(\sigma_2)} \quad \text{Ec. 2.16}$$

Donde:

σ' = Método de la energía de distorsión para esfuerzos estáticos biaxiales en materiales dúctiles (Esfuerzo de von Mises)

σ_1 = Esfuerzo principal máximo = 52.5 [MPa] (ver Ec. 2.14)

σ_2 = Esfuerzo principal mínimo = -0.17 [MPa] (ver Ec. 2.15)

$$\sigma' = \sqrt{(52.5 \text{ MPa})^2 + (-0.17 \text{ MPa})^2 - (52.5 \text{ MPa})(-0.17 \text{ MPa})}$$

$$\sigma' = 52.6 \text{ [MPa]}$$

Finalmente se encuentra el factor de diseño:

$$N = \frac{S_y}{\sigma'} \quad \text{Ec. 2.17}$$

Donde:

N = Factor de diseño

S_y = Resistencia de fluencia (acero ASTM A500 a) = 235.36 [MPa]

σ' = Esfuerzo de von Mises = 52.6 [MPa] (Ver Ec. 2.17)

$$N = \frac{235.36 \text{ [MPa]}}{52.6 \text{ [MPa]}}$$

$$N = 4.5$$

El factor de diseño calculado (N=4.5) es mayor que el factor de diseño requerido (N=4), por lo tanto el tubo cuadrado seleccionado es adecuado para el diseño.

A continuación se procede a verificar los resultados obtenidos con el análisis estático del software SOLIDWORKS, en el cual se determina el factor de diseño como se indica en la Figura 62.

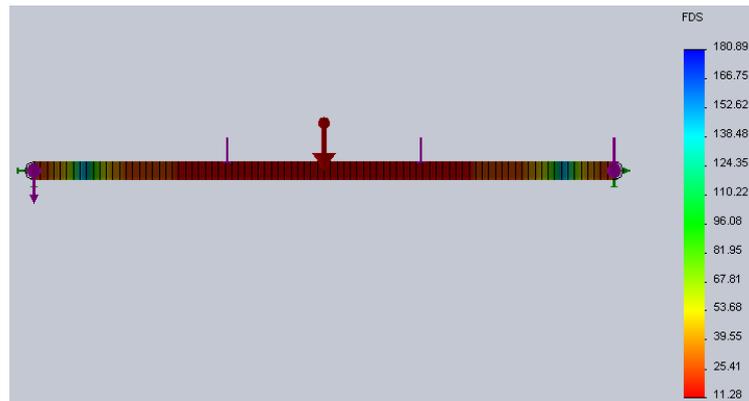


Figura 62: Factor de diseño en el soporte del motor
Fuente: (Solidworks, 2012)

2.3.3 Soporte para las ruedas delanteras

Este elemento permite el ensamble de las ruedas direccionales (ruedas locas o estabilizadoras) delanteras, brinda soporte a las mismas y además ayuda a la estabilidad de la silla de ruedas.

Para la fabricación de los soportes delanteros, se selecciona el tubo cuadrado de 12.7 [mm] de lado y 0.75 [mm] de espesor. Sus dimensiones se indican en la Figura 63 y soporta una carga de 2 [kg], equivalente al peso de la rueda loca. A continuación se calcula dicha carga aplicada:

$$F = mg \quad \text{Ec. 2.18}$$

$$F = (2 \text{ kg}) \left(9.8 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right)$$

$$F = 19.6 \text{ [N]}$$

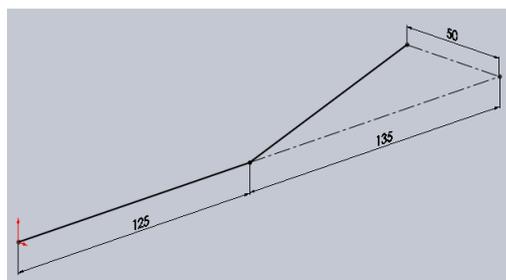


Figura 63: Dimensiones del tubo cuadrado seleccionado
Fuente: (Solidworks, 2012)

Para facilitar los cálculos de esfuerzos, debido a la geometría de este elemento, se traslada el punto de aplicación de la fuerza F (Figura 64), resultando un sistema de vectores fuerza ' F ' y momento ' T ' perpendicular a dicha fuerza (ver Figura 65).

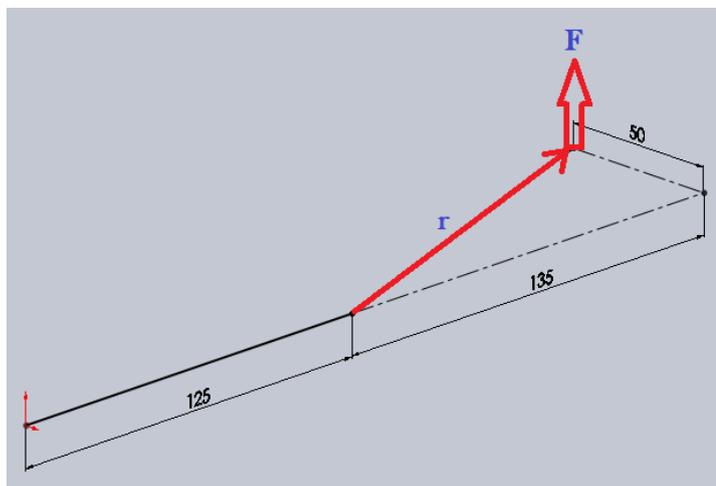


Figura 64: Punto de aplicación de la fuerza F
Fuente: (Solidworks, 2012)

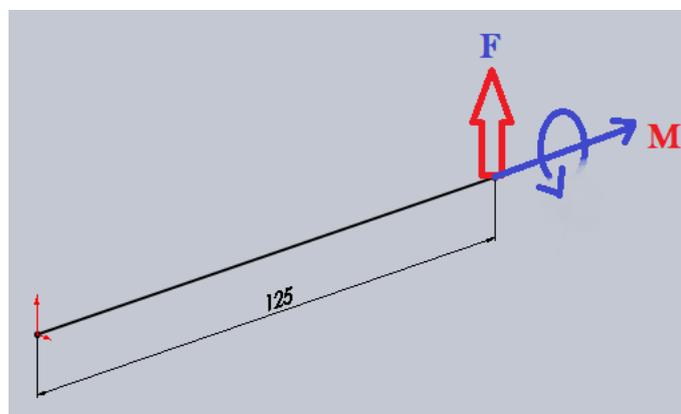


Figura 65: Sistema resultante, equivalente al de la Figura 64
Fuente: (Solidworks, 2012)

De la Figura 65 se puede deducir que al trasladar la fuerza F al nuevo punto de acción, se produce un momento, el mismo que provoca una torcedura en el miembro estructural. Es decir que el momento generado es de torsión, el cual se determina con la siguiente ecuación:

$$\vec{T} = \vec{r} \times \vec{F} \quad \text{Ec. 2.19}$$

Donde:

\vec{T} = Momento de torsión generado al trasladar la fuerza F

\vec{r} = Radio vector de la fuerza F en el punto de acción inicial

$$\vec{r} = (0.135 i - 0.050 k) [m], \text{ (Ver Fig. 2-31)}$$

\vec{F} = Carga aplicada = 19.6 [N], (Ver Ec. 2.18)

$$\vec{T} = (0.135 i - 0.050 k)[m] \times (-19.6 j)[N]$$

$$\vec{T} = (-0.98 i - 2.65 k) [Nm]$$

$$T = 2.83 [Nm]$$

Además de la fuerza F que soporta el elemento en un extremo, éste está sometido a una carga de 40 [kg] en el otro extremo. Esta carga representa el peso máximo de la silla de ruedas, distribuida a las cuatro ruedas direccionales (ruedas locas). La carga distribuida se calcula de la siguiente manera:

$$m = 40 [kg]$$

$$\text{Longitud del soporte } (L_s) = 125 [mm]$$

$$\text{Longitud de contacto } (L) = 70 [mm]$$

$$W_d = mg$$

$$W_d = (40) [kg] (9.8) \left[\frac{m}{s^2} \right]$$

$$W_d = 392 [N]$$

Determinación de la carga distribuida:

$$\frac{W_d}{L} = \frac{392 [N]}{70 [mm]}$$

$$\frac{W_d}{L} = 5.6 \left[\frac{N}{mm} \right]$$

Para calcular los esfuerzos correspondientes a la carga cortante vertical y al momento de flexión, se realiza el diagrama de esfuerzos con la carga distribuida y la longitud del soporte en el software MDSolids (ver Figura 66).

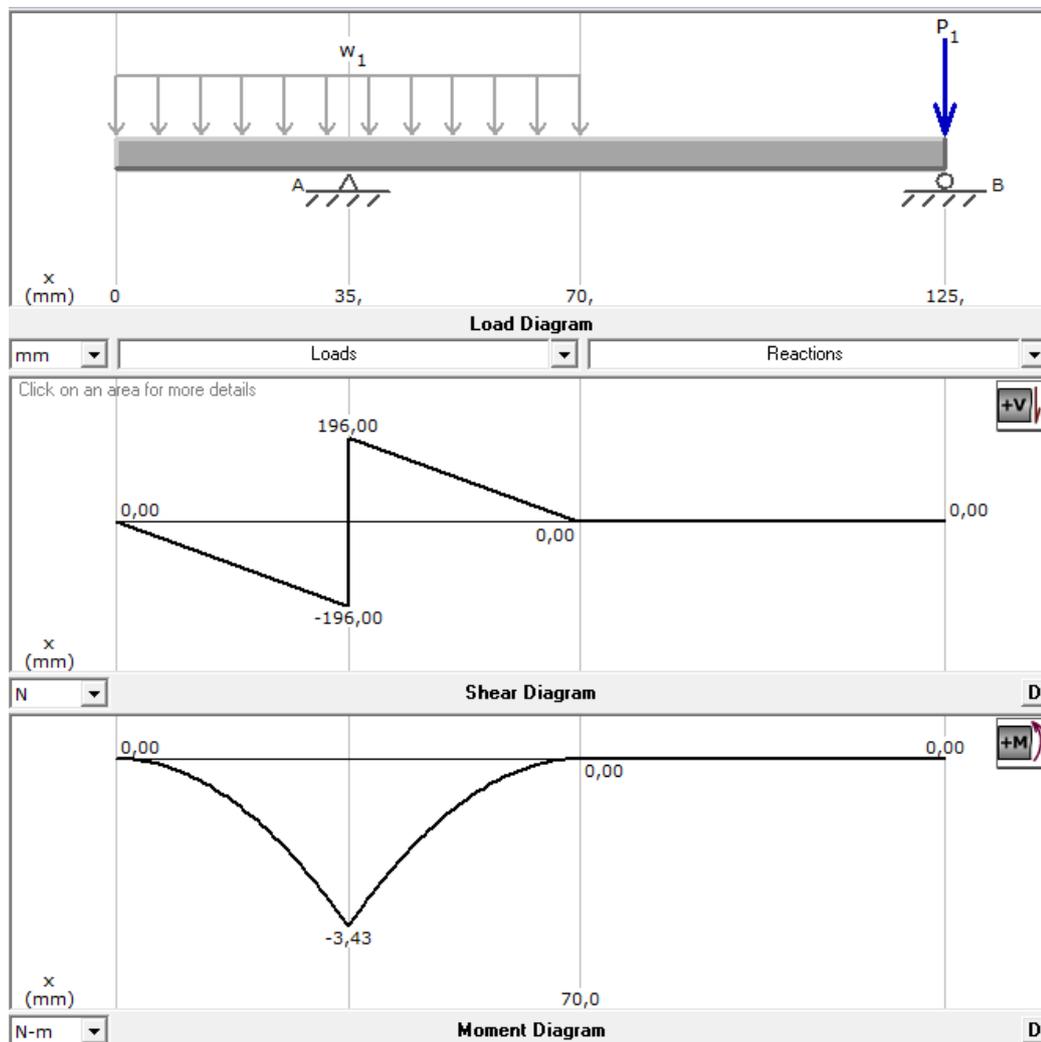


Figura 66: Diagrama de esfuerzos sobre los soportes delanteros

Fuente: (MDSolids, 2013)

De la Figura 66 se obtienen los valores críticos de la fuerza de corte vertical y flexión:

$$V = 392 [N]$$

$$M = 3.43 [Nm]$$

El esfuerzo cortante torsional en miembros con secciones transversales no circulares se calcula con la siguiente ecuación:

$$\tau_{xy \text{ torsión}} = \frac{T}{Q} \quad \text{Ec. 2.20}$$

Donde:

$\tau_{xy \text{ torsión}}$ = Esfuerzo cortante torsional en miembros no circulares

T = Momento de torsión = 2.83 [Nm], (Ver Ec. 2.19)

Q = constante, según (Mott, 2006. p. 99) el valor de Q para usar en la Ec. 2.20 se calcula de la siguiente manera:

$$Q = 2t(a - t)^2 \quad \text{Ec. 2.21}$$

Donde:

t = espesor de la pared del miembro estructural = 0.75 [mm]

a = medida del lado del miembro estructural = 12.7 [mm]

$$Q = 2(0.75)[\text{mm}]((12.7 - 0.75)[\text{mm}])^2$$

$$Q = 214.20 [\text{mm}^3]$$

Se reemplazan los valores de T y Q en la ecuación 2.20:

$$\tau_{xy \text{ torsión}} = \frac{2.83 [\text{Nm}]}{214.20 [\text{mm}^3]}$$

$$\tau_{xy \text{ torsión}} = 13.21 [\text{MPa}]$$

Se calcula el esfuerzo de flexión que se produce en el eje axial del soporte delantero:

$$\sigma_{x \text{ flex}} = \frac{M}{S} \quad \text{Ec. 2.22}$$

Donde:

$\sigma_{x \text{ flex}}$ = Esfuerzo debido a flexión con respecto al eje axial de la viga

M = Momento de flexión producido en la viga = 3.43 [Nm]

S = Módulo de la sección transversal de la viga = 134.9 [mm³]

$$\sigma_{x \text{ flex}} = \frac{3.43 \text{ [Nm]}}{134.9 \text{ [mm}^3\text{]}}$$

$$\sigma_{x \text{ flex}} = 25.42 \text{ [MPa]}$$

A continuación se obtiene el esfuerzo de corte que se produce en el plano transversal de la viga:

$$\tau_{xy \text{ corte}} = \frac{3V}{2A} \quad \text{Ec. 2.23}$$

Donde:

$\tau_{xy \text{ corte}} = \text{Esfuerzo cortante con respecto al eje } xy$

$V = \text{Fuerza de corte} = 392 \text{ [N]}$

$A = \text{Área de la sección transversal de la viga} = 35.85 \text{ [mm}^2\text{]}$

$$\tau_{xy \text{ corte}} = \frac{3(392 \text{ [N]})}{2(35.85 \text{ [mm}^2\text{]})}$$

$$\tau_{xy \text{ corte}} = 16.40 \text{ [MPa]}$$

Sobre el plano transversal del soporte delantero actúan los esfuerzos debidos a corte vertical y a corte por torsión, éstos se suman para obtener el esfuerzo cortante total sobre la viga:

$$\tau_{xy} = \tau_{xy \text{ torsión}} + \tau_{xy \text{ corte}} \quad \text{Ec. 2.24}$$

$$\tau_{xy} = 13.21 \text{ [MPa]} + 16.40 \text{ [MPa]}$$

$$\tau_{xy} = 29.61 \text{ [MPa]}$$

Con los esfuerzos de corte y flexión calculados, se determina el esfuerzo principal máximo y mínimo con las siguientes ecuaciones:

$$\sigma_1 = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} + \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + (\tau_{xy})^2} \quad \text{Ec. 2.25}$$

Donde:

$\sigma_1 = \text{Esfuerzo principal máximo sobre la viga}$

$\sigma_x = \text{Esfuerzo normal en el eje } x = 25.42 \text{ [MPa]}, \text{ (Ver Ec. 2.22)}$

$\sigma_y = \text{Esfuerzo normal en el eje } y = 0$

$\tau_{xy} = \text{Esfuerzo cortante en el plano } xy = 29.61 \text{ [MPa]}, \text{ (Ver Ec. 2.24)}$

$$\sigma_1 = \frac{(25.42 + 0) \text{MPa}}{2} + \sqrt{\left(\frac{25.42 \text{ MPa} - 0 \text{ MPa}}{2}\right)^2 + (29.61 \text{ MPa})^2}$$

$$\sigma_1 = 44.93 \text{ [MPa]}$$

La magnitud del esfuerzo principal mínimo se calcula con:

$$\sigma_2 = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} - \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + (\tau_{xy})^2} \quad \text{Ec. 2.26}$$

Donde:

$\sigma_2 = \text{Esfuerzo principal mínimo}$

$\sigma_x = \text{Esfuerzo normal en el eje } x = 25.42 \text{ [MPa]}, \text{ (Ver Ec. 2.22)}$

$\sigma_y = \text{Esfuerzo normal en el eje } y = 0$

$\tau_{xy} = \text{Esfuerzo cortante en el plano } xy = 29.61 \text{ [MPa]}, \text{ (Ver Ec. 2.24)}$

$$\sigma_2 = \frac{(25.42 + 0) \text{ [MPa]}}{2} - \sqrt{\left(\frac{25.42 \text{ [MPa]} - 0}{2}\right)^2 + (29.61 \text{ [MPa]})^2}$$

$$\sigma_2 = -19.51 \text{ [MPa]}$$

Calculados los esfuerzos principales, se encuentra el esfuerzo de von Mises de la siguiente manera:

$$\sigma' = \sqrt{(\sigma_1)^2 + (\sigma_2)^2 - (\sigma_1)(\sigma_2)} \quad \text{Ec. 2.27}$$

Donde:

$\sigma' = \text{Método de la energía de distorsión para esfuerzos estáticos biaxiales en materiales dúctiles (Esfuerzo de von Mises)}$

$\sigma_1 = \text{Esfuerzo principal máximo} = 44.93 \text{ [MPa]}, \text{ (Ver Ec. 2.25)}$

$\sigma_2 = \text{Esfuerzo principal mínimo} = -19.51 \text{ [MPa]}$, (Ver Ec. 2.26)

$$\sigma' = \sqrt{(44.93 \text{ [MPa]})^2 + (-19.51 \text{ [MPa]})^2 - (44.93 \text{ [MPa]})(-19.51 \text{ [MPa]})}$$

$$\sigma' = 57.23 \text{ [MPa]}$$

Finalmente se determina el factor de diseño con la siguiente ecuación:

$$N = \frac{S_y}{\sigma'} \quad \text{Ec. 2.28}$$

Donde:

$N = \text{Factor de diseño}$

$S_y = \text{Resistencia de fluencia del acero ASTM A500 A} = 235.56 \text{ [MPa]}$

$\sigma' = \text{Esfuerzo de von Mises} = 57.23 \text{ [MPa]}$, (Ver Ec. 2.27)

$$N = \frac{235.36 \text{ [MPa]}}{57.23 \text{ [MPa]}}$$

$$N = 4.11$$

El factor de diseño calculado ($N=4.11$) es mayor que el requerido ($N=4$), es decir que el miembro estructural seleccionado es adecuado.

2.3.4 Reposapiés

Permite el descanso de los pies del usuario. Este elemento va ensamblado al chasis y se conforma de: viga del chasis, soporte y plancha.

a. Viga del chasis

Permite que el reposapiés sea ensamblado a la estructura de la silla. Para su construcción se selecciona el tubo cuadrado de acero ASTM A500 grado A de 25 [mm] d lado, 1.5 [mm] de espesor y 90 [mm] de longitud.

Se calcula la carga que actúa sobre la viga, la cual corresponde a los pesos del reposapiés y de las piernas del usuario (25 % del peso corporal).

Longitud de contacto (L) = 82.25 [mm]

Carga aplicada (W) = Peso del reposapiés + 25% del Peso de la persona

$$W = W_{\text{reposapiés}} + 25\%(W_{\text{persona}})$$

$$W = \{2 \text{ [kg]} + 0.25(136 \text{ [kg]})\} * (9.8 \frac{\text{m}}{\text{s}^2})$$

$$W = 352.8 \text{ [N]}$$

$$\frac{W}{L} = \frac{352.8 \text{ [N]}}{82.25 \text{ [mm]}}$$

$$\frac{W}{L} = 4.3 \frac{\text{N}}{\text{mm}}$$

Con la carga distribuida obtenida se realiza el diagrama de esfuerzos en el software MDSolids, como se muestra en la Figura 67.

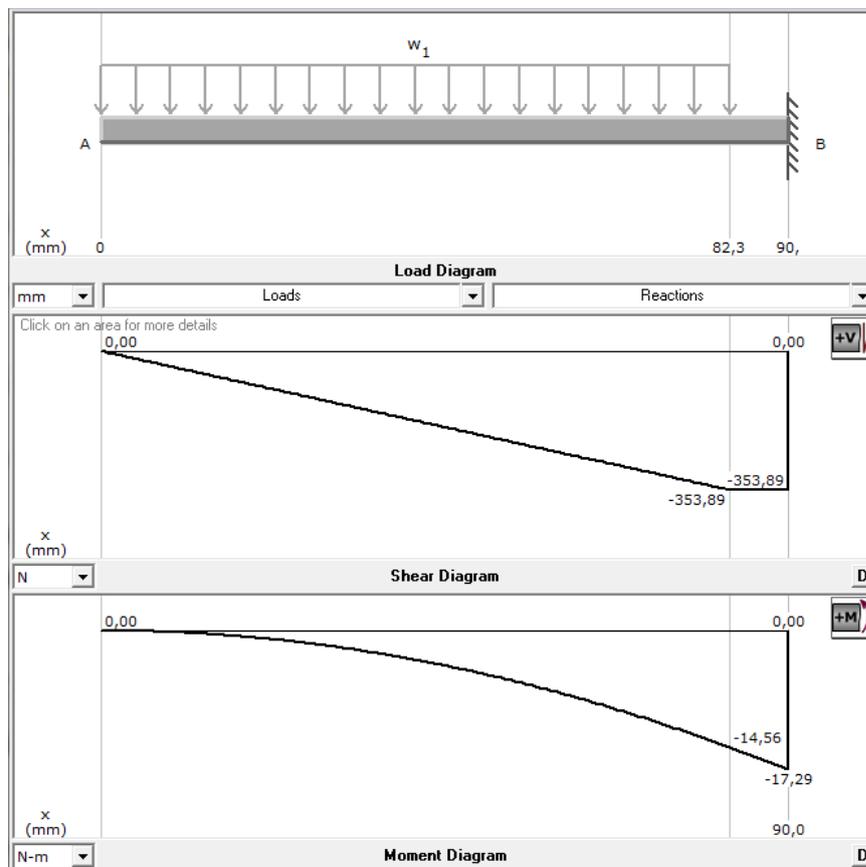


Figura 67: Diagrama de esfuerzos sobre la viga del reposapiés

Fuente: (MDSolids, 2013)

De la Figura 67 se obtienen los valores críticos de carga cortante V y momento de flexión M :

$$M = 17.29 \text{ [Nm]}$$

$$V = 354 \text{ [N]}$$

Con los valores obtenidos se calculan los esfuerzos de flexión y corte:

$$\sigma_{x \text{ flex}} = \frac{M}{S} \quad \text{Ec. 2.29}$$

Donde:

$\sigma_{x \text{ flex}} =$ Esfuerzo debido a flexión con respecto al eje axial de la viga

$M =$ Momento flexionante sobre la viga = 17.29 [Nm]

$S =$ Módulo de la sección transversal de la viga = 1042.46 [mm³]

$$\sigma_{x \text{ flex}} = \frac{17.29 \text{ [Nm]}}{1042.46 \text{ [mm}^3\text{]}}$$

$$\sigma_{x \text{ flex}} = 16.58 \text{ [MPa]}$$

Se calcula el esfuerzo cortante vertical en la viga:

$$\tau_{xy \text{ corte}} = \frac{3V}{2A} \quad \text{Ec. 2.30}$$

Donde:

$\tau_{xy \text{ corte}} =$ Esfuerzo cortante vertical sobre la viga del chasis

$V =$ Fuerza cortante vertical = 354 [N]

$A =$ Área de la sección transversal = 141 [mm²]

$$\tau_{xy \text{ corte}} = \frac{3(354 \text{ [N]})}{2(141 \text{ [mm}^2\text{]})}$$

$$\tau_{xy \text{ corte}} = 3.77 \text{ [MPa]}$$

Obtenidos los esfuerzos normales y cortantes, se encuentra el esfuerzo principal máximo y mínimo con la siguiente ecuación:

$$\sigma_1 = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} + \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + (\tau_{xy})^2} \quad \text{Ec. 2.31}$$

Donde:

$\sigma_1 =$ Esfuerzo principal máximo sobre la viga del chasis

$\sigma_x =$ Esfuerzo normal sobre la viga = 16.58 [MPa], (Ver Ec. 2.29)

$\sigma_y =$ Esfuerzo normal con respecto al eje vertical = 0

$\tau_{xy} =$ Esfuerzo cortante sobre la viga = 3.77 [MPa], (Ver Ec. 2.30)

$$\sigma_1 = \frac{(16.58 + 0)[MPa]}{2} + \sqrt{\left(\frac{16.58 [MPa] - 0}{2}\right)^2 + (3.77 [MPa])^2}$$

$$\sigma_1 = 17.4 [MPa]$$

A continuación se calcula el esfuerzo principal mínimo sobre la viga:

$$\sigma_2 = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} - \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + (\tau_{xy})^2} \quad \text{Ec. 2.32}$$

Donde:

$\sigma_2 =$ Esfuerzo principal mínimo sobre la viga del chasis

$\sigma_x =$ Esfuerzo normal sobre la viga = 16.58 [MPa], (Ver Ec. 2.29)

$\sigma_y =$ Esfuerzo normal con respecto al eje vertical = 0

$\tau_{xy} =$ Esfuerzo cortante sobre la viga = 3.77 [MPa], (Ver Ec. 2.30)

$$\sigma_2 = \frac{(16.58 + 0)[MPa]}{2} - \sqrt{\left(\frac{16.58 [MPa] - 0}{2}\right)^2 + (3.77 [MPa])^2}$$

$$\sigma_2 = -0.82 [MPa]$$

Con los esfuerzos principales obtenidos, se calcula el esfuerzo de von Mises:

$$\sigma' = \sqrt{(\sigma_1)^2 + (\sigma_2)^2 - (\sigma_1)(\sigma_2)} \quad \text{Ec. 2.33}$$

Donde:

σ' = Método de la energía de distorsión para esfuerzos estáticos biaxiales en materiales dúctiles (Esfuerzo de von Mises)

σ_1 = Esfuerzo principal máximo = 17.4 [MPa], (Ver Ec. 2.31)

σ_2 = Esfuerzo principal mínimo = -0.82 [MPa], (Ver Ec. 2.32)

$$\sigma' = \sqrt{(17.4 \text{ [MPa]})^2 + (-0.82 \text{ [MPa]})^2 - (17.4 \text{ [MPa]})(-0.82 \text{ [MPa]})}$$

$$\sigma' = 17.82 \text{ [MPa]}$$

Finalmente se determina el factor de diseño en la viga con la siguiente ecuación:

$$N = \frac{S_y}{\sigma'} \quad \text{Ec. 2.34}$$

Donde:

N = Factor de diseño

S_y = Resistencia de fluencia del acero ASTM A500 a = 235.56 [MPa]

σ' = Esfuerzo de von Mises = 17.82 [MPa], (Ver Ec. 2.33)

$$N = \frac{235.36 \text{ [MPa]}}{17.82 \text{ [MPa]}}$$

$$N = 13.2$$

El factor de diseño calculado (N=13.2) es mucho mayor que el factor de diseño requerido (N=4), es decir que el tubo seleccionado está sobredimensionado, pero es aceptable, debido a que no produce incrementos en los costos de producción por ser de pequeña longitud (90 mm) y además por su ubicación en el chasis, se requiere que su sección transversal tenga al menos las mismas dimensiones que los miembros estructurales adyacentes.

Los resultados obtenidos son comprobados con el análisis estático (ver Figura 68) y el cálculo del factor de diseño (ve Figura 69) en SOLIDWORKS.

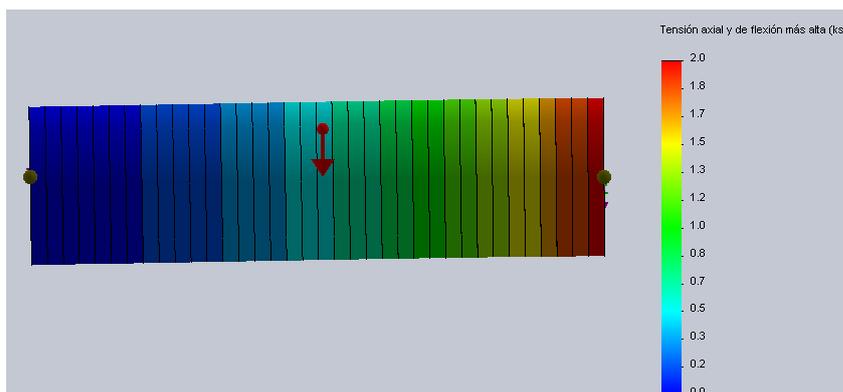


Figura 68: Análisis de carga axial y flexión sobre la viga del chasis

Fuente: (Solidworks, 2012)

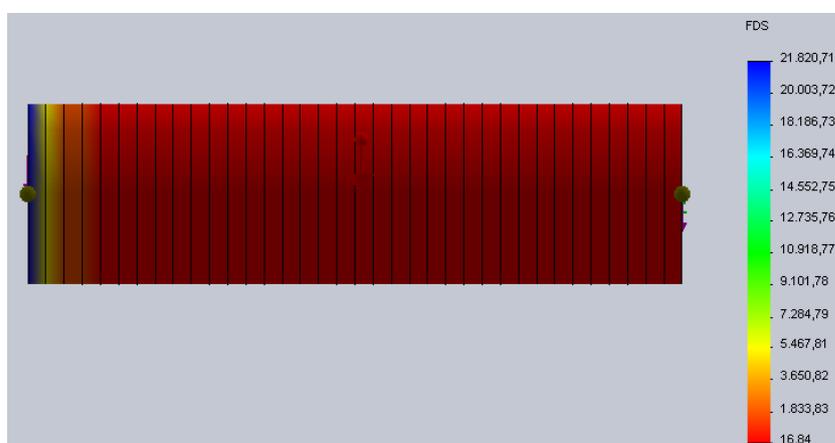


Figura 69: Factor de diseño en la viga del chasis

Fuente: (Solidworks, 2012)

b. Soporte del reposapiés

Este elemento al igual que la viga del chasis, permite el ensamble entre el reposapiés y la estructura de la silla de ruedas. Su diseño está ideado para que encaje internamente en la viga del chasis, por lo que sus dimensiones exteriores deben ser menores o iguales a un cuadrado de 22 mm de lado.

Para que el soporte del reposapiés sea ensamblado adecuadamente en la estructura, se seleccionó el tubo cuadrado estructural de acero ASTM A500 grado A de 20 mm de lado, 1.5 mm de espesor y 90 mm de longitud.

Posteriormente, para realizar el diagrama de esfuerzos sobre el soporte del reposapiés tal como se indica en la Figura 70, se calcula la carga

aplicada, la misma que equivale al 25% del peso máximo del usuario, establecido previamente en los parámetros de diseño de la estructura de la silla de ruedas:

Longitud de la viga (L) = 90 mm

Carga máxima en la viga (W) = 75 lbs = 34 kg

$$W = mg$$

$$W = (34 \text{ kg}) \left(9.8 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}\right)$$

$$W = 333.2 \text{ N}$$

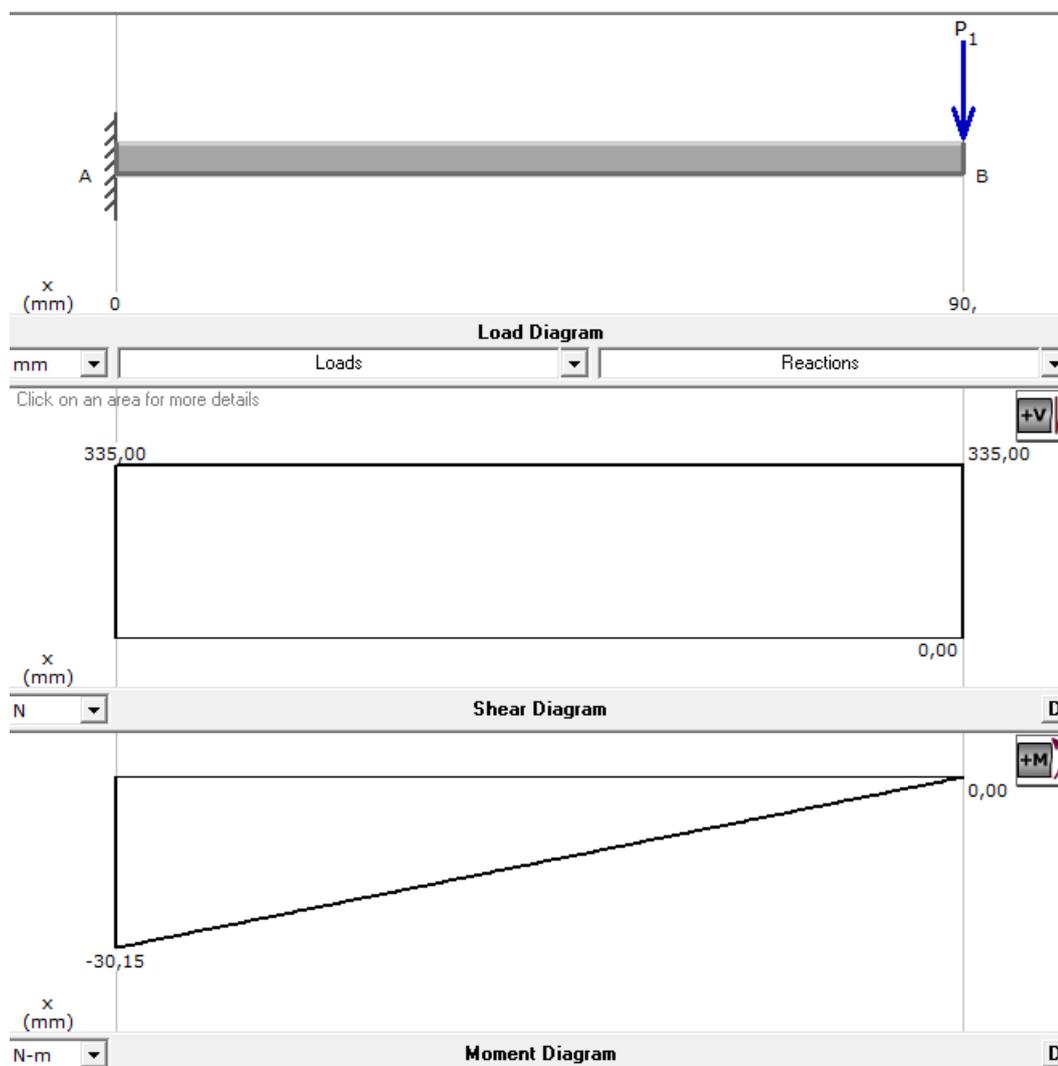


Figura 70: Diagrama de esfuerzos sobre el soporte del reposapiés

Fuente: (MDSolids, 2013)

De la Figura 70 se obtienen los valores de momento de flexión M y carga cortante V .

$$M = 30.15 \text{ [Nm]}$$

$$V = 335 \text{ [N]}$$

Posteriormente se calcula el esfuerzo debido a flexión en el soporte del reposapiés:

$$\sigma_{x \text{ flex}} = \frac{M}{S} \quad \text{Ec. 2.35}$$

Donde:

$\sigma_{x \text{ flex}} =$ Esfuerzo debido a flexión en el eje axial del soporte

$M =$ Momento de flexión sobre el soporte = 30.15 [Nm]

$S =$ Módulo de la sección transversal del soporte = [637.33 mm³]

$$\sigma_{x \text{ flex}} = \frac{30.15 \text{ [Nm]}}{637.33 \text{ [mm}^3\text{]}} = 47.3 \text{ [MPa]}$$

$$\sigma_{x \text{ flex}} = 47.3 \text{ [MPa]}$$

A continuación se encuentra el esfuerzo cortante torsional:

$$\tau_{xy \text{ corte}} = \frac{3V}{2A} \quad \text{Ec. 2.36}$$

Donde:

$\tau_{xy \text{ corte}} =$ Esfuerzo cortante en el plano xy

$V =$ Fuerza cortante vertical = 335 [N]

$A =$ Área de la sección transversal = 111 [mm²]

$$\tau_{xy \text{ corte}} = \frac{3(335 \text{ N})}{2(111 \text{ mm}^2)}$$

$$\tau_{xy \text{ corte}} = 4.53 \text{ [MPa]}$$

Se procede a determinar los esfuerzos principales máximo y mínimo:

$$\sigma_1 = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} + \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + (\tau_{xy})^2} \quad \text{Ec. 2.37}$$

Donde:

$\sigma_1 =$ Esfuerzo principal máximo

$\sigma_x =$ Esfuerzo normal en el eje $x = 47.3$ [MPa], (Ver Ec. 2.35)

$\sigma_y =$ Esfuerzo normal en el eje $y = 0$

$\tau_{xy} =$ Esfuerzo cortante en el plano $xy = 4.53$ [MPa], (Ver Ec. 2.36)

$$\sigma_1 = \frac{(47.3 + 0)[MPa]}{2} + \sqrt{\left(\frac{47.3 [MPa] - 0}{2}\right)^2 + (4.53 [MPa])^2}$$

$$\sigma_1 = 47.73 [MPa]$$

Se calcula el esfuerzo principal mínimo con la siguiente ecuación:

$$\sigma_2 = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} - \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + (\tau_{xy})^2} \quad \text{Ec. 2.38}$$

Donde:

$\sigma_2 =$ Esfuerzo principal mínimo

$\sigma_x =$ Esfuerzo normal en el eje $x = 47.3$ [MPa], (Ver Ec. 2.35)

$\sigma_y =$ Esfuerzo normal en el eje $y = 0$

$\tau_{xy} =$ Esfuerzo cortante en el plano $xy = 4.53$ [MPa], (Ver Ec. 2.36)

$$\sigma_2 = \frac{(47.3 + 0)[MPa]}{2} - \sqrt{\left(\frac{47.3 [MPa] - 0}{2}\right)^2 + (4.53 [MPa])^2}$$

$$\sigma_2 = -0.43 [MPa]$$

Se determina el esfuerzo de von Mises:

$$\sigma' = \sqrt{(\sigma_1)^2 + (\sigma_2)^2 - (\sigma_1)(\sigma_2)} \quad \text{Ec. 2.39}$$

Donde:

$\sigma' =$ Esfuerzo de von Mises

$\sigma_1 =$ Esfuerzo principal máximo = 47.73 [MPa], (Ver Ec. 2.37)

$\sigma_2 =$ Esfuerzo principal mínimo = -0.43 [MPa], (Ver Ec. 2.38)

$$\sigma' = \sqrt{(47.73 \text{ [MPa]})^2 + (-0.43 \text{ [MPa]})^2 - (47.73 \text{ [MPa]})(-0.43 \text{ [MPa]})}$$

$$\sigma' = 47.94 \text{ [MPa]}$$

Con los esfuerzos calculados, se determina el factor de diseño:

$$N = \frac{S_y}{\sigma'} \quad \text{Ec. 2.40}$$

Donde:

$N =$ Factor de diseño

$S_y =$ Resistencia de fluencia del acero ASTM A500 A = 235.56 [MPa]

$\sigma' =$ Esfuerzo de von Mises = 47.94 [MPa], (Ver Ec. 2.39)

$$N = \frac{235.36 \text{ [MPa]}}{47.94 \text{ [MPa]}}$$

$$N = 4.9$$

El factor de diseño calculado es mayor que el requerido, el tubo seleccionado es adecuado. Para verificarlo, se realiza el análisis estático (Figura 71) y se calcula el factor de diseño en Solidworks (Figura 72).

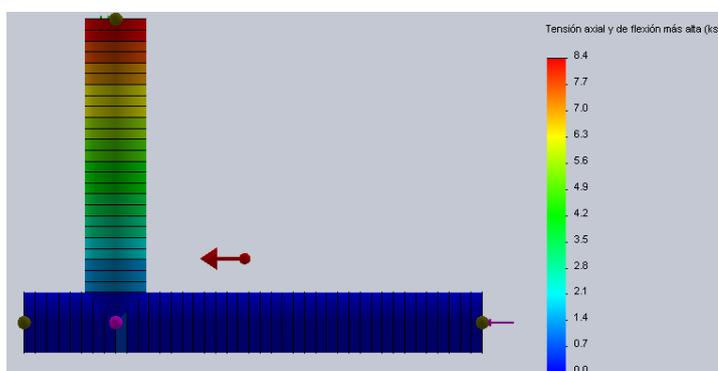


Figura 71: Análisis axial y de flexión del soporte del reposapiés

Fuente: (Solidworks, 2012)

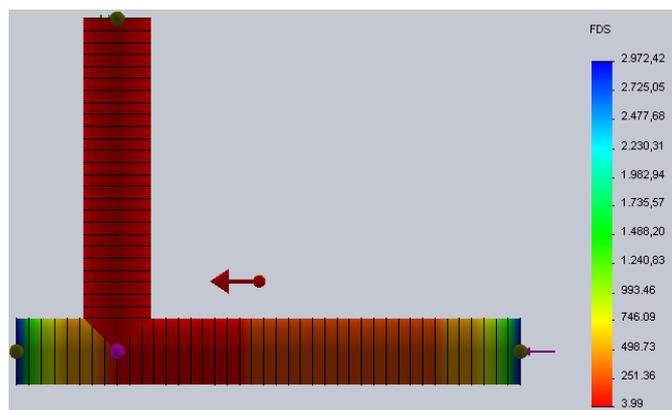


Figura 72: Factor de diseño del soporte del reposapiés
Fuente: (Solidworks, 2012)

c. Plancha

Este elemento se ensambla al soporte del reposapiés y está en contacto directo con los pies del usuario. Para el diseño de la plancha se selecciona el ACERO ASTM A36 de 5 mm de espesor. Debido a la geometría del elemento, se utiliza la opción **Simulation/ Esfuerzo de von Mises** de Solidworks, para determinar esfuerzos y el factor de diseño en la plancha, la cual debe soportar una carga máxima de 34 [kg].

$$W = mg$$

$$W = 34 \text{ [kg]} * 9.8 \text{ [m/s}^2\text{]}$$

$$W = 333.2 \text{ [N]}$$

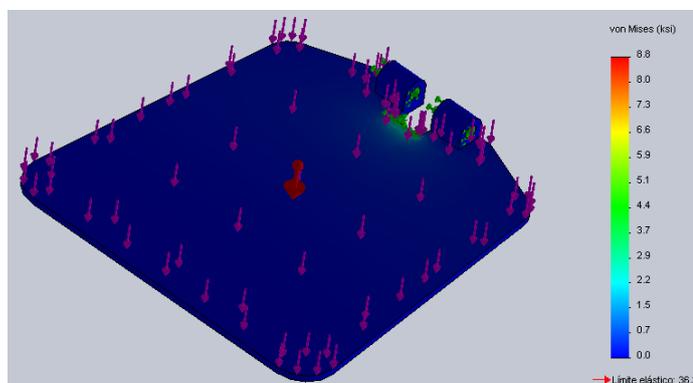


Figura 73: Esfuerzo de von Mises en la plancha del reposapiés
Fuente: (Solidworks, 2012)

De la Figura 73 se obtiene el esfuerzo de von Mises:

$$\sigma' = \text{Esfuerzo de von Mises} = 8 \text{ [ksi]}$$

Con el esfuerzo de von Mises determinado, se calcula el factor de diseño:

$$N = \frac{S_y}{\sigma'} \quad \text{Ec. 2.41}$$

Donde:

N = Factor de diseño

S_y = Resistencia de fluencia del acero ASTM A500 A = 33 [ksi]

$$\sigma' = \text{Esfuerzo de von Mises} = 8 \text{ [ksi]}$$

$$N = \frac{33 \text{ [ksi]}}{8 \text{ [ksi]}}$$

$$N = 4.12$$

El factor de diseño calculado ($N=4.12$) es mayor al factor de diseño requerido ($N=4$), es decir que el material seleccionado es adecuado.

Con todos los elementos del chasis, diseñados y seleccionados, se procede a realizar el ensamble final de los mismos en SOLIDWORKS (ver Figura 74).

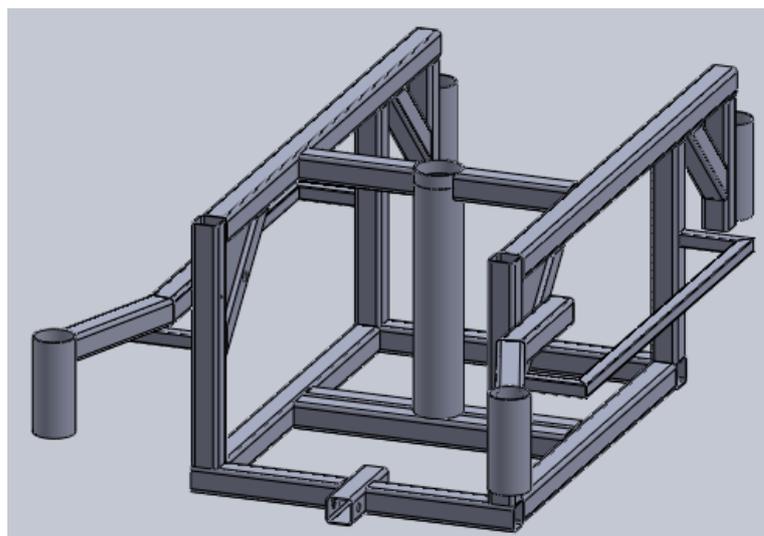


Figura 74: Diseño final del chasis de la silla de ruedas eléctrica

Fuente: (Solidworks, 2012)

2.4 Selección de los motores

Los motores son la parte esencial de la silla de ruedas, ya que éstos proporcionan la potencia necesaria para poder desplazar al usuario a bordo del dispositivo. Para la selección de los motores, es necesario realizar un análisis de todas las fuerzas que actúan sobre la silla de ruedas y la potencia necesaria al desplazarse bajo tres escenarios distintos, los cuales son: desplazamiento en un terreno horizontal, desplazamiento en un terreno inclinado de subida y desplazamiento en un terreno inclinado de bajada.

Para determinar las fuerzas y la potencia necesaria para desplazarse en un terreno horizontal, se debe indicar que la carga máxima oscila en 220 kg e incluye todos los accesorios que conforman la silla de ruedas, así como el peso máximo permitido para un usuario en este diseño (136 kg). Además se toma en consideración los siguientes parámetros:

$$\text{Carga } (m) = 220 \text{ [kg]}$$

$$W = mg \quad \text{Ec. 2.42}$$

$$W = (220 \text{ kg}) \left(9.8 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right)$$

$$W = 2156 \text{ [N]}$$

$$\text{Velocidad de desplazamiento } (v) = 5 \left[\frac{\text{km}}{\text{h}} \right]$$

$$v = 5 \frac{\text{km}}{\text{h}} * \frac{1000 \text{ m}}{1 \text{ km}} \frac{1 \text{ h}}{3600 \text{ s}}$$

$$v = 1.39 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}} \right]$$

Tomando como referencia a (**Gordon, 2004**), el coeficiente de rodadura para la silla de ruedas de este proyecto puede estimarse en el siguiente valor:

$$\text{Coeficiente de rodadura } (C_{rr}) = 0.0055$$

Se realiza el diagrama de cuerpo libre con las fuerzas existentes, como se indica en la Figura 75.

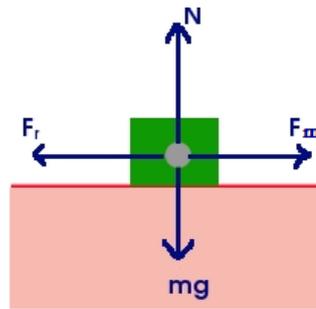


Figura 75: Diagrama de cuerpo libre en un terreno horizontal

Se realiza el análisis de fuerzas en el eje 'Y' basado en la Figura 75:

$$\sum F_y = N - W = 0$$

Donde:

$N = \text{Fuerza Normal}$

$W = \text{Peso máximo de la silla de ruedas} = 2156 [N]$, (Ver Ec. 2.42)

$$N = W \quad \text{Ec. 2.43}$$

$$N = 2156 N$$

Se realiza el análisis en el eje 'X' basado en la Figura 75:

$$\sum F_x = F_m - f_r = 0$$

Donde:

$F_m = \text{Fuerza necesaria para mover la silla de ruedas}$

$f_r = \text{Fuerza de rozamiento} = C_{rr} * N$

$C_{rr} = \text{Coeficiente de rodadura} = 0.0055$

$$F_m - C_{rr}N = 0$$

$$F_m - (0.0055)(2156 [N]) = 0, \text{ (Ver Ec. 2.43)}$$

$$F_m = 11.86 [N]$$

Con la fuerza de los motores, se procede a calcular la potencia requerida:

$$P_m = F_m * v \quad \text{Ec. 2.44}$$

Donde:

$P_m =$ Potencia necesaria para mover la silla de ruedas

$F_m =$ Fuerza necesaria para mover la silla = 11.86 [N]

$v =$ Velocidad de la silla de ruedas = 1.39 [$\frac{m}{s}$]

$$P_m = (11.86 \text{ N}) \left(1.39 \frac{m}{s}\right)$$

$$P_m = 16.48 \text{ [Watts]}$$

Se determinan las fuerzas y la potencia necesaria para desplazarse en un terreno inclinado de subida:

Peso (W) = 2156 [N], (Ver Ec. 2.46)

Inclinación del plano con respecto a la horizontal = 8°

Velocidad de desplazamiento (v) = 4 [$\frac{km}{h}$]

$$v = 4 \frac{km}{h} * \frac{1000 \text{ m}}{1 \text{ km}} \frac{1 \text{ h}}{3600 \text{ s}}$$

$$v = 1.11 \left[\frac{m}{s}\right]$$

Coefficiente de rodadura (C_{rr}) = 0.0055

Se realiza el diagrama de cuerpo libre (ver Figura 76).

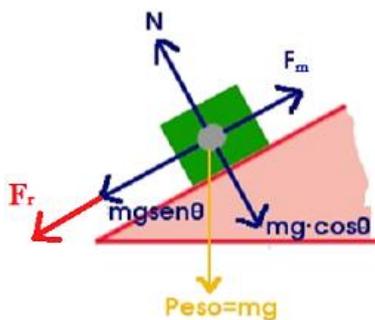


Figura 76: Diagrama de cuerpo libre en un terreno inclinado de subida.

Se realiza el análisis de fuerzas en el eje 'Y', basado en la Figura 76:

$$\sum F_y = N - W \cos \theta = 0$$

Donde:

$N = \text{Fuerza Normal}$

$W = \text{Peso máximo de la silla de ruedas} = 2156 \text{ [N]}$

$\theta = \text{Ángulo de inclinación del plano} = 8^\circ$

$$N = (2156 \text{ [N]}) (\cos 8^\circ)$$

$$N - (2156 \text{ [N]}) (\cos 8^\circ) = 0$$

$$N = 2135.01 \text{ [N]}$$

Se realiza el análisis en el eje 'X' basado en la Figura 76:

$$\sum F_x = F_m - f_r - W \sin \theta = 0$$

Donde:

$F_m = \text{Fuerza necesaria para mover la silla de ruedas}$

$f_r = \text{Fuerza de rozamiento} = C_{rr} * N$

$C_{rr} = \text{Coeficiente de rodadura} = 0.0055$

$\theta = \text{Ángulo de inclinación del plano} = 8^\circ$

$$F_m - C_{rr} N - (2156 \text{ [N]}) \sin(8^\circ) = 0$$

$$F_m - (0.0055)(2135.01 \text{ [N]}) - 300.05 \text{ [N]} = 0, \text{ (Ver Ec. 2-44)}$$

$$F_m = 11.74 \text{ [N]} + 300.05 \text{ [N]}$$

$$F_m = 311.79 \text{ [N]}$$

Con la fuerza necesaria para mover la silla de ruedas en el escenario descrito, se procede a calcular la potencia requerida con la siguiente ecuación:

$$P_m = F_m * v \quad \text{Ec. 2.45}$$

Donde:

P_m = Potencia necesaria para mover la silla de ruedas

F_m = Fuerza necesaria para mover la silla de ruedas = 311.79 [N]

v = Velocidad de la silla de ruedas = 1.11 [$\frac{m}{s}$]

$$P_m = (311.79 [N]) \left(1.11 \left[\frac{m}{s}\right]\right)$$

$$P_m = 346.08 [Watts]$$

Por último se determinan las fuerzas y la potencia necesaria para desplazarse en un terreno inclinado de bajada.

Peso (W) = 2156 N

Inclinación del plano con respecto a la horizontal = 8°

Velocidad de desplazamiento (v) = 4 [$\frac{km}{h}$]

$$v = 1.11 \left[\frac{m}{s}\right]$$

Coefficiente de rodadura (C_{rr}) = 0.0055

Se realiza el diagrama de cuerpo libre de la silla de ruedas, como se indica en la Figura 77.

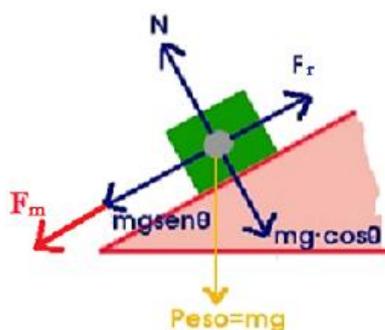


Figura 77: Diagrama de cuerpo libre en un terreno inclinado de bajada

Se realiza el análisis de fuerzas en el eje 'Y' basado en la Figura 77:

$$\sum F_y = N - W \cos \theta = 0$$

Donde:

$N = \text{Fuerza Normal}$

$W = \text{Peso máximo de la silla de ruedas} = 2156 \text{ [N]}$

$\theta = \text{Ángulo de inclinación del plano} = 8^\circ$

$$N = (2156 \text{ [N]}) (\cos 8^\circ)$$

$$N = 2135.01 \text{ [N]}$$

Se realiza el análisis en el eje X:

$$\sum F_x = F_m + W \sin \theta - f_r = 0$$

Donde:

$F_m = \text{Fuerza necesaria para mover la silla de ruedas}$

$f_r = \text{Fuerza de rozamiento} = C_{rr} * N$

$C_{rr} = \text{Coeficiente de rodadura} = 0.0055$

$\theta = \text{Ángulo de inclinación del plano} = 8^\circ$

$$F_m + (2156 \text{ [N]}) \sin(8^\circ) - C_{rr} N = 0$$

$$F_m + 300.05 \text{ [N]} - (0.0055)(2135.01 \text{ [N]}) = 0, \text{ (Ver Ec. 2-48)}$$

$$F_m = -300.05 \text{ [N]} + 11.74 \text{ [N]}$$

$$F_m = -288.31 \text{ [N]}$$

El valor negativo de F_m indica que ésta actúa en sentido contrario a la de la Figura 77, es decir en sentido contrario a la acción de la componente en 'x' de la gravedad. Con la fuerza F_m determinada, se procede a calcular la potencia requerida:

$$P_m = F_m * v \quad \text{Ec. 2.46}$$

Donde:

P_m = Potencia necesaria para mover la silla de ruedas

F_m = Fuerza necesaria para mover la silla de ruedas = 288.31 [N]

v = Velocidad de la silla de ruedas = 1.11 [$\frac{m}{s}$]

$$P_m = (288.31 [N]) \left(1.11 \left[\frac{m}{s} \right] \right)$$

$$P_m = 320.04 [Watts]$$

Comparando las ecuaciones 2.44, 2.45 y 2.46, se observa que la potencia máxima necesaria ($P_m = 346.08 \text{ Watts}$), aparece cuando se desplaza la silla de ruedas en un plano inclinado de subida. Por lo tanto se requieren dos motores eléctricos con una potencia de 175 Watts cada uno.

En la Tabla 4 se describen dos clases de motores, los cuales son utilizados en sillas de ruedas Invacare y Pride.

Tabla 4
Comparación de los motores utilizados por Invacare y Pride

	Motor – Invacare Pronto M51	Motor – Pride Jazzy 614
Características		
Tipo	Con escobillas	Con escobillas
Voltaje	24 VDC	24 VDC
Corriente	3.6 A	3.6 A
RPM	135	130
Potencia	180 Watts	200 Watts
Peso máximo	500 lb	450 lb
Velocidad máximo de transporte	4.25 mph	4.3 mph
Costo (usado)	\$ 150	\$ 250
Disponibilidad	Alta	Media

Fuente: (Invacare, 2008),
(Pride Mobility, 2011)

Tomando en cuenta el costo y la disponibilidad, se seleccionan dos motores utilizados y comercializados por la empresa Invacare (ver Figura 78).

Además, los dispositivos seleccionados cuentan con las siguientes características (**Invacare, 2008**):

- Grado de protección IP: 54.
- Freno electromagnético incorporado.
- Transmisión mecánica por medio de chaveta de arrastre en el eje, para ensamble directo con la rueda motriz.
- Incorpora una palanca de acople/desacople, la cual permite girar el eje del motor de forma manual, es decir, un operador puede empujar la silla de ruedas cuando se requiera de esta opción.



Figura 78: Motor seleccionado para la silla de ruedas de este proyecto

2.5 Selección de la rueda motriz

Estos elementos son los encargados de aprovechar la potencia de cada motor y desplazar la silla de ruedas. Además, en conjunto con las ruedas direccionales (ruedas locas) soportan el peso total del dispositivo y del usuario que oscila en los 220 [Kg].

Para la selección de las ruedas motrices es necesario considerar los motores seleccionados, debido a que éstos cuentan con chavetas de arrastre y facilitan el ensamble con las ruedas.

En la Tabla 5 se indican tres modelos de ruedas motrices utilizados y comercializados por la empresa Invacare, que cumplen con los requerimientos establecidos para este proyecto.

Tabla 5

Comparación de Ruedas motrices utilizadas por Invacare

	Rueda para silla Invacare Pronto M41	Rueda para silla Invacare Pronto (M51 M52, M61, M71)	Rueda para silla Invacare Pronto
Características			
Marca	PRIMO	PRIMO	PRIMO
Material base	Acero/Aluminio	Acero/Aluminio	Acero/composite plástico
Material cubierta	Neumático relleno de espuma	Neumático relleno de espuma	Uretano
Mantenimiento	Ninguno	Ninguno	Ninguno
Dimensiones	(260x85) mm	(260x85) mm	(320x60) mm
Carga máxima	200 Kg	200 Kg	150 Kg
Costo (nueva)	\$ 120	\$ 140	\$ 130
Disponibilidad	Alta	Alta	Media

Fuente: (Enableyourlife, 2014)

Se seleccionan dos ruedas **PRIMO Durotrap** utilizadas por Invacare para los modelos Pronto M51, M61 y M71, debido a que se las puede encontrar en diversos modelos de sillas de ruedas similares a las de este proyecto (ver Figura 79). A continuación se describen características adicionales (**Enableyourlife, 2014**):

- No requieren mantenimiento gracias a su relleno de espuma y además brindan gran amortiguación en terrenos irregulares.
- El ancho de la llanta de 85 mm se ajusta a una base (rin) de 100 mm de diámetro.
- Incorpora un cuñero en su parte central lo cual permite el ensamble directo al motor, facilitando la transmisión de potencia del mismo.
- La llanta viene ensamblada y no puede cambiarse la cubierta.



Figura 79: Rueda motriz seleccionada para la silla de este proyecto

Fuente: (Enableyourlife, 2014)

2.6 Selección de las ruedas direccionales

Debido a que la silla diseñada es de tracción central, necesariamente se requieren dos pares de ruedas estabilizadoras, un par para cada extremo de la silla. En la Tabla 6 se indican tres modelos de ruedas direccionales utilizadas en sillas de ruedas para interior/exterior de las empresas Invacare y Pride.

Tabla 6

Comparación de ruedas direccionales

	Invacare 1110715	Invacare 1115179	Quantum 614
Características			
Material del aro	Acero	Acero	Aluminio
Material de la cubierta	Uretano	Uretano	Uretano
Dimensiones	(155x55) mm	(155x55) mm	(155x55) mm
Costo (nuevo)	\$ 29	\$ 22	\$ 38
Disponibilidad	Alta	Alta	Media

Fuente: (Enableyourlife, 2014)

Tomando en cuenta el costo de adquisición, se seleccionaron cuatro ruedas direccionales **Invacare 1115179**, las cuales cuentan con un kit de

ensamble, compuesto por pernos de ajuste y una carcasa con su respectivo eje para ser acoplado en miembros estructurales o chumaceras (ver Figura 80).

Además, la rueda direccional proporciona las siguientes características:

- Dimensiones (diámetro x ancho): (155 x 55 mm). Las dimensiones indicadas son recomendadas para sillas de ruedas eléctricas para interior/exterior. A mayor diámetro aumenta la estabilidad pero disminuye la maniobrabilidad, y viceversa. Esta medida es un valor intermedio ya que el diámetro de este tipo de ruedas va desde 75 hasta 200 mm aproximadamente.
- Flat free: No requieren mantenimiento debido a que son ruedas macizas de uretano.



Figura 80: Rueda direccional seleccionada para la silla de este proyecto

Fuente: (Enableyourlife, 2013)

CAPÍTULO III

3. DISEÑO Y SELECCIÓN DE ELEMENTOS ELÉCTRICOS, ELECTRÓNICOS E INFORMÁTICOS

3.1 Parámetros de diseño

Considerando los aspectos de autonomía y accionamiento mediante ondas cerebrales planteados para el presente proyecto, se han determinado los siguientes parámetros, tomando como referencia sillas de ruedas eléctricas comercializadas a nivel mundial y diversas aplicaciones relacionadas con interfaces cerebro computadora:

- Desplazamiento: accionado mediante ondas detectadas a nivel cerebral.
- Detección de obstáculos en el recorrido.
- Detección del nivel del suelo.
- Indicadores de desplazamiento y del estado de la silla de ruedas en software.
- Autonomía: 10 Km.
- Actuadores: eléctricos/electrónicos.

3.2 Diseño de la interfaz de control de la silla de ruedas y selección de materiales

La interfaz de control consiste en la agrupación de diversos componentes eléctricos, electrónicos e informáticos, los mismos que permiten el desplazamiento de la silla de ruedas de la manera requerida por el usuario. Dicho control se basa en la adquisición de señales en el cerebro, las cuales permiten accionar movimientos (adelante, izquierda, derecha, freno) de la silla de ruedas. Además se integra un control basado en sensores, los cuales permiten bloquear accionamientos en presencia de obstáculos.

El diagrama de la Figura 81 muestra el funcionamiento planteado para la silla de ruedas de este proyecto.

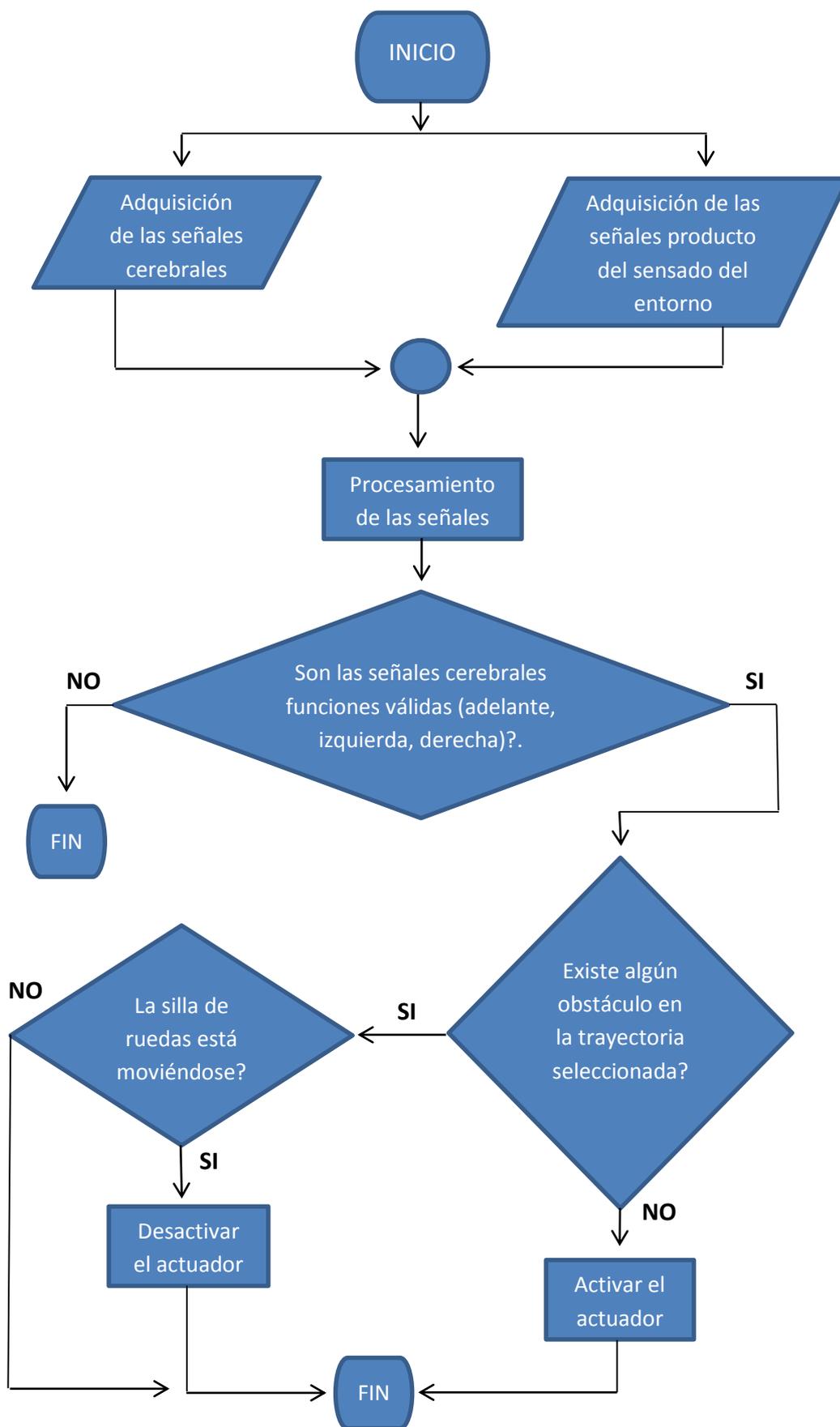


Figura 81: Diagrama de flujo de la silla de ruedas eléctrica

3.3 Selección del sensor de ondas cerebrales

Existen varios dispositivos que adquieren las señales cerebrales, éstos incluyen software con aplicaciones enfocadas al entretenimiento, pero además, muchos de estos sensores permiten realizar estudios e investigaciones, así como interactuar con diversos objetos físicos y virtuales.

En la Tabla 7 se indican las características de dos dispositivos que cumplen con los requerimientos establecidos.

Tabla 7

Especificaciones de los dispositivos Mindwave y Emotiv EPOC

	Mindwave Neurosky	Emotiv EPOC
Características		
Adquisición	EEG pasivo no invasivo	EEG pasivo no invasivo
# electrodos	1 activo / 1 referencia	14 activos / 2 referencias
Tipo de electrodos	Adheridos (secos)	De contacto (requieren hidratación)
Señal detectada	Señal promedio, nivel de atención, nivel de meditación, detección de parpadeos.	Ciertos comandos mentales, ciertas expresiones faciales, ciertos estados emocionales.
Conexión	Inalámbrica 2.4 GHz	Inalámbrica 2.4 GHz
Plataforma soportada	Windows XP y posteriores, Mac 10.7.5 y posteriores	Windows XP y posteriores, Linux Ubuntu y Fedora, Mac OS X, Android 4+
Batería	Baterías AAA requeridas (8 horas de uso)	Batería de Litio incorporada, recargable (12 horas uso)
Librerías adicionales	Labview, Matlab	Labview, Matlab, Processing
Peso	90 gramos	125 gramos
Costo	\$ 100	\$ 400
Adicionales	-	Giroscopio de 2 ejes

Fuente: (Neurosky, 2011), (Emotiv, 2014)

Considerando el tipo de señal detectada, la batería y los recursos adicionales, se seleccionó el **Emotiv EPOC headset Model 10** (ver Figura 82), el mismo que cuenta con las siguientes características:

- Consta de 14 electrodos para señal (canales EEG) y 2 electrodos de referencia, los cuales se basan en el Sistema Internacional 10-20. Los nombres de los canales EEG en dicho sistema son: AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4 y las referencias CMS (electrodo activo) / DRL (electrodo pasivo) en las posiciones P3/P4.
- Utiliza conversión analógica digital.
- Velocidad de muestreo: 128 Hz.
- Resolución: 14 bits.
- Ancho de banda: 0.2 – 45 Hz.
- Incorpora un giroscopio, el cual sigue los movimientos de la cabeza.

El Emotiv Epoc incorpora los siguientes accesorios y utilidades:

- Un casco portable.
- Una caja de hidratación para los electrodos.
- Un receptor USB inalámbrico.
- Solución salina.
- Un adaptador AC a adaptador USB.
- Software de instalación.



Figura 82: Sensor de ondas cerebrales EMOTIV EPOC

Fuente: (Emotiv, 2014)

3.3.1 Software SDK LITE

El software SDK Lite es una herramienta gratuita que ofrece la empresa Emotiv, la cual permite conocer las características y emular las

potencialidades del sensor Emotiv Epoc antes de realizar su adquisición. La descarga del software SDK Lite se puede realizar desde la página web (https://emotiv.com/store/product_262.html), como se indica en la Figura 83.

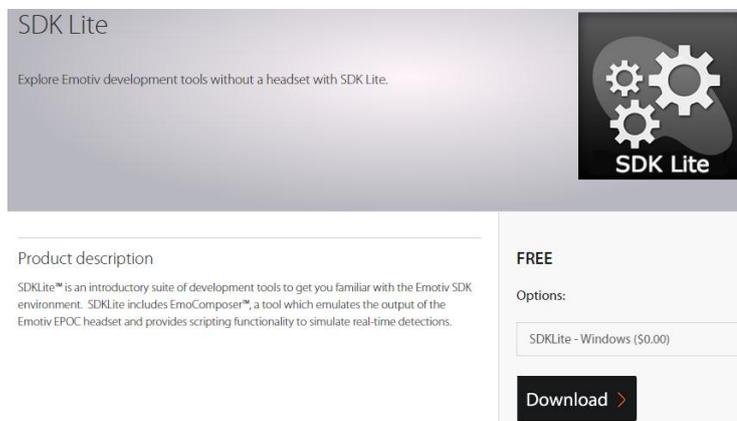


Figura 83: Opción de descarga del software Emotiv SDK Lite

Fuente: (Emotiv, 2009)

Antes de realizar la descarga (Download) se debe seleccionar el sensor y sistema operativo deseado (Windows, Mac). El software instalado se aloja en la carpeta nombrada automáticamente **Emotiv SDK v2.0.0.20-LITE**.

Instalado el software, se pueden utilizar las aplicaciones disponibles: **EmotiveControlPanelLite** y **EmoComposer** (Figura 84).

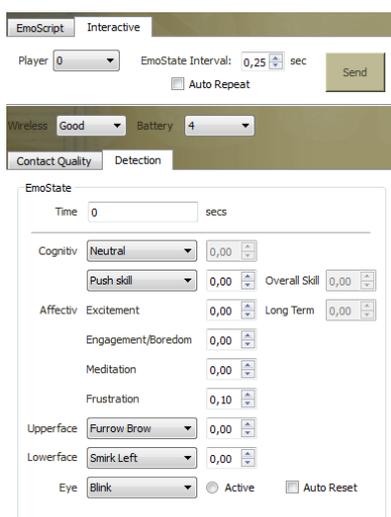


Figura 84: Software EmoComposer

Fuente: (Emotiv, 2013)

a. EmoComposer

El **EmoComposer** es una aplicación que emula las señales de salida del sensor Emotiv Epoc, dentro de las cuales se encuentran:

- **Nivel de la señal inalámbrica:** Buena, Mala o Sin señal.

Esta opción indica la calidad de la señal de conexión entre el sensor y la PC (Figura 85).

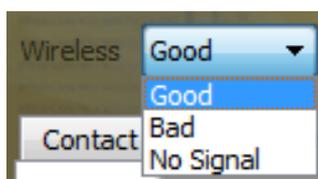


Figura 85: Nivel de señal inalámbrica en el software

Fuente: (Emotiv, 2013)

- **Nivel de la batería:** 4, 3, 2, 1, 0 o -1.

Esta opción indica el nivel de la batería, siendo el valor '4' completamente cargada y '-1' descargada por completo (Figura 86).

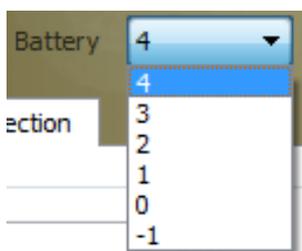


Figura 86: Nivel de batería en el software

Fuente: (Emotiv, 2013)

- **Modo Cognitivo:** Neutral, empujar, halar, ascender, caer, izquierda, derecha, rotar izquierda, rotar derecha, rotar en sentido horario, rotar en sentido anti horario, rotar hacia adelante, rotar hacia atrás, desaparecer (Figura 87).

El modo cognitivo permite entrenar mentalmente las acciones y opciones descritas y las muestra a través de un cubo virtual.

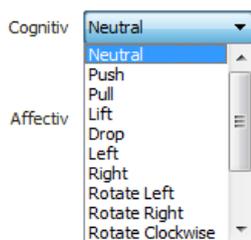


Figura 87: Modo cognitivo en el software

Fuente: (Emotiv, 2013)

- **Modo Afectivo:** Excitación, aburrimiento, meditación y frustración. El modo afectivo detecta las opciones descritas y las muestra a través de un avatar.
- **Modo Expresivo:** Levantar las cejas, fruncir el ceño, sonreír, sonrisa izquierda, sonrisa derecha, parpadear, guiño izquierdo, guiño derecho, mirar a la izquierda, mirar a la derecha (Figura 88). Este modo detecta las expresiones descritas y las muestra a través del avatar.



Figura 88: Modo expresivo en el software

Fuente: (Emotiv, 2013)

- Las opciones disponibles de detección descritas en los modos cognitivo, afectivo y expresivo pueden ser emuladas en niveles que van desde 0.00 hasta 1.00, los cuales son establecidos por el usuario.

b. EmotiveControlPanelLite

El **EmotiveControlPanelLite** es una aplicación que emula al Panel de control del sensor. Las características de esta aplicación se describen a continuación:

- Creación del perfil de usuario. Facilita la creación de varios perfiles, es decir que un sensor puede personalizarse para varios usuarios (ver Figura 89).

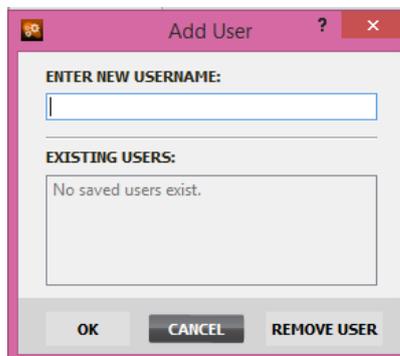


Figura 89: Creación de un perfil de usuario para utilizar el software

Fuente: (Emotiv, 2013)

- La aplicación contiene un encabezado que se muestra de forma permanente, en la cual se indica el estado del sensor (**ENGINE STATUS**) y del usuario (**USER STATUS**) (Figura 90).

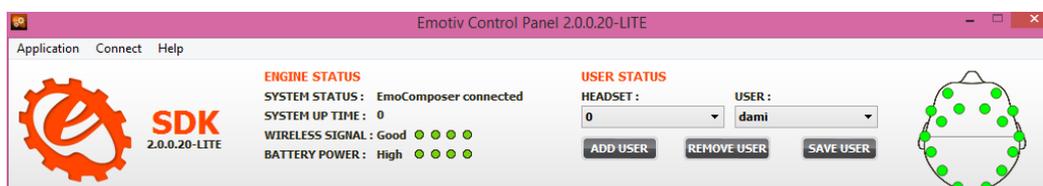


Figura 90: Status del sensor en el software

Fuente: (Emotiv, 2013)

- Las funcionalidades del software y del sensor son presentadas en 4 pestañas que despliegan 4 ventanas distintas: **HEADSET SETUP**, **EXPRESSI SUITE**, **AFFECTIVE SUITE** y **COGNITIVE SUITE** (ver Figura 91).

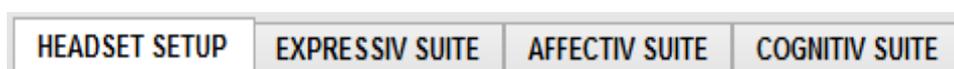


Figura 91: Pestañas para el acceso a las funcionalidades del sensor

Fuente: (Emotiv, 2013)

- La ventana **HEADSET SETUP** muestra el estado de los 16 electrodos colocados en el cuero cabelludo, así como una guía para la instalación de los mismos y los colores indicativos que determinan su estado (ver Figura 92).

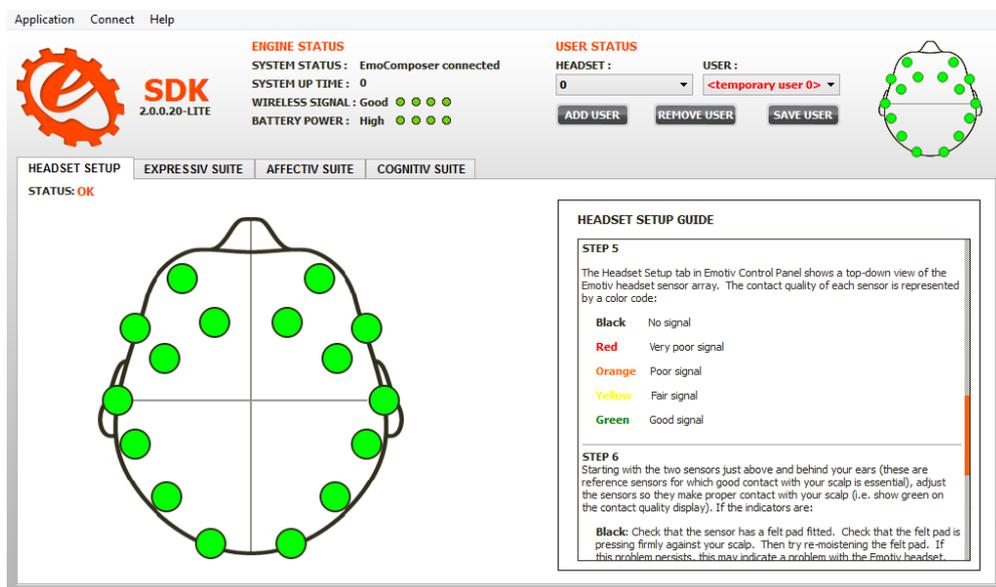


Figura 92: Estado de los electrodos del sensor

Fuente: (Emotiv, 2013)

A continuación se listan los colores indicativos del estado de los electrodos instalados:

Negro	Sin señal
Rojo	Señal muy pobre
Naranja	Señal pobre
Amarillo	Señal tolerable
Verde	Buena señal

- La ventana **EXPRESSIVE SUITE** consta de un avatar en la mitad izquierda de la pantalla, el cual simula los gestos y expresiones faciales disponibles, los mismos que son listados en la otra mitad de la ventana con la opción de cambio del nivel de sensibilidad (ver Figura 93).

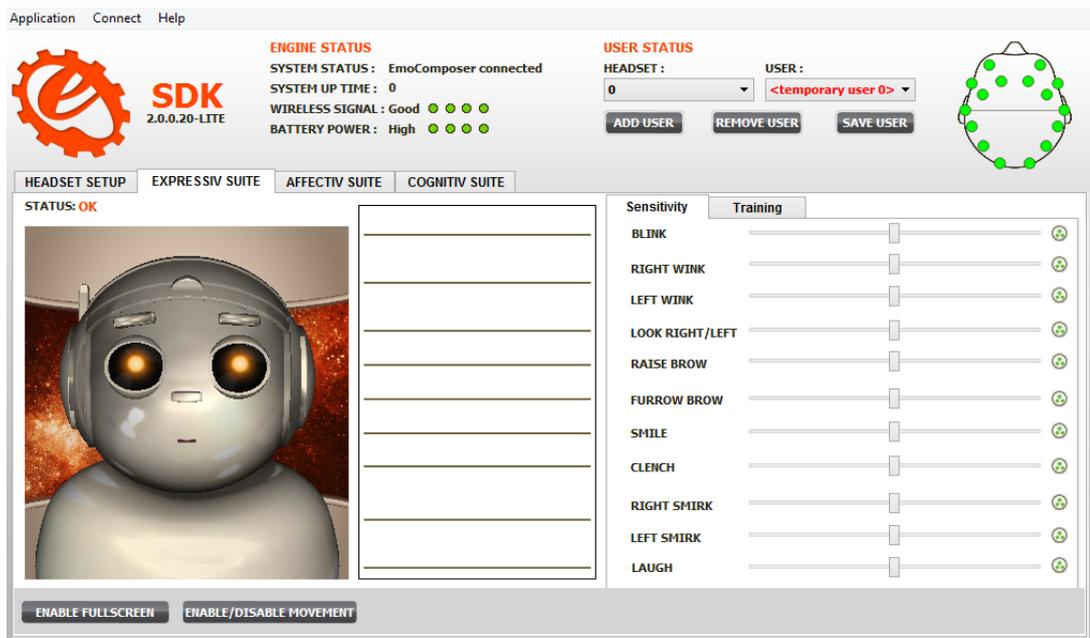


Figura 93: Modo Expresivo en el software

Fuente: (Emotiv, 2013)

- La ventana **AFFECTIV SUITE** muestra los estados de ánimo representados en un plano XY con 4 colores diferentes. El eje X representa el tiempo de muestreo y el eje Y representa la amplitud del estado de ánimo (Figura 94).

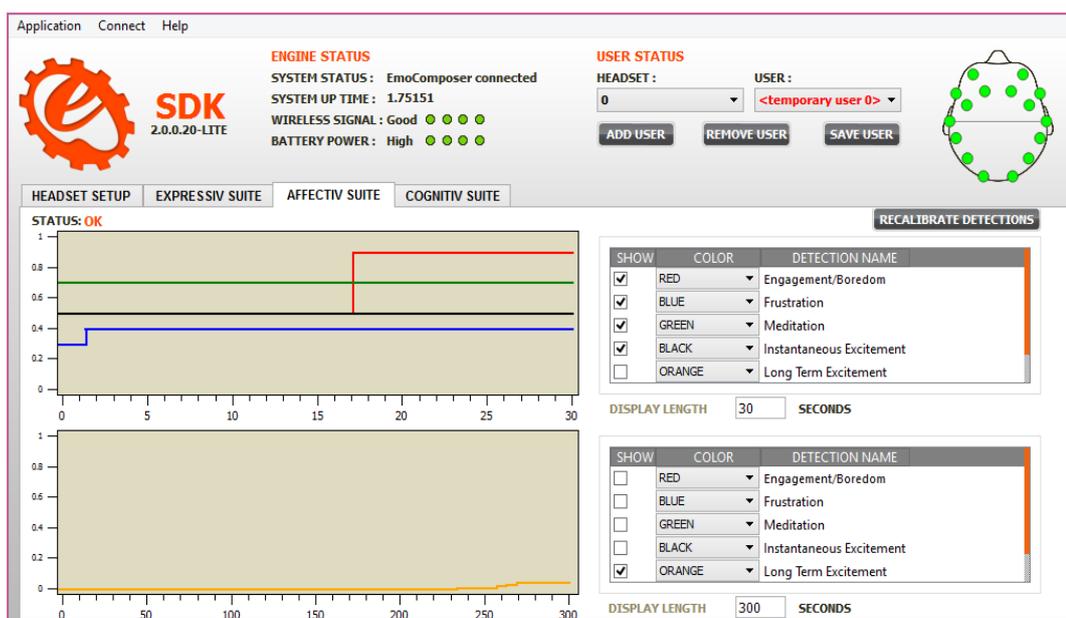


Figura 94: Modo afectivo en el software

Fuente: (Emotiv, 2013)

- Finalmente la ventana **COGNITIV SUITE** muestra un cubo 3D, el cual se desplaza o realiza la acción seleccionada por el usuario (ver Fig. 95).

Para poder mover el cubo, cada acción debe ser entrenada mentalmente. Para ello se debe seleccionar la opción de movimiento, elegir el nivel de dificultad y accionar el entrenamiento.

Cabe indicar que el sensor Emotiv Epoc no detecta pensamientos, su función es registrar patrones de ondas cerebrales y permitir al usuario asociar pensamientos o eventos característicos a dichos patrones.

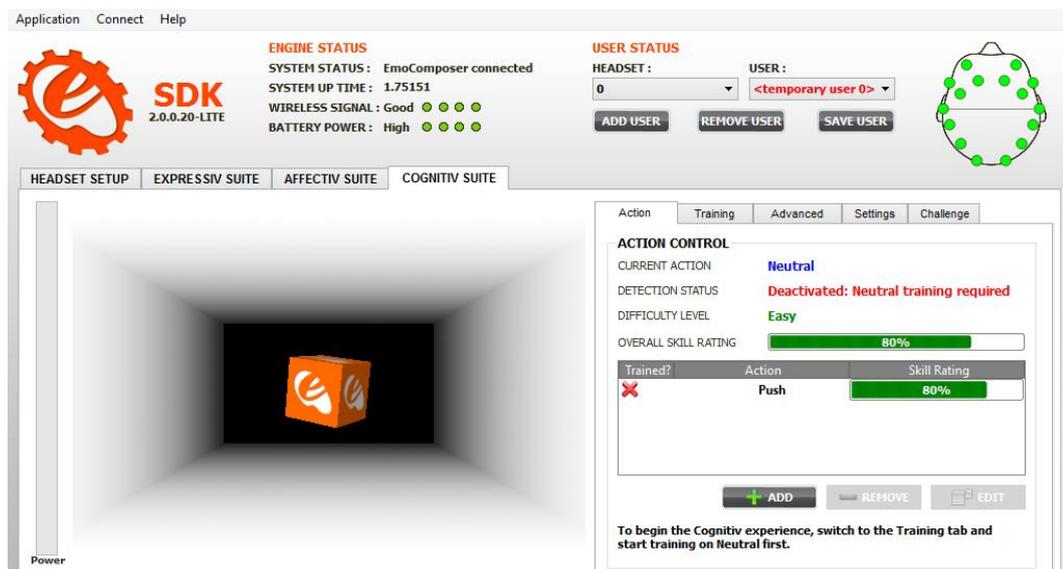


Figura 95: Modo cognitivo en el software

Fuente: (Emotiv, 2013)

Una vez adquiridos el sensor y el software real, éstos ya serán familiares para el usuario. La única diferencia entre la simulación del panel de control y el panel de control real, es que, este último muestra una ventana adicional nombrada como **MOUSE EMULATOR** como se indica en la Figura 96.

La ventana adicional permite visualizar, activar y desactivar la posición y los movimientos del giroscopio incorporado en el sensor Emotiv Epoc. La ventana que habilita al giroscopio se activa sin necesidad de instalar los electrodos en el sensor.

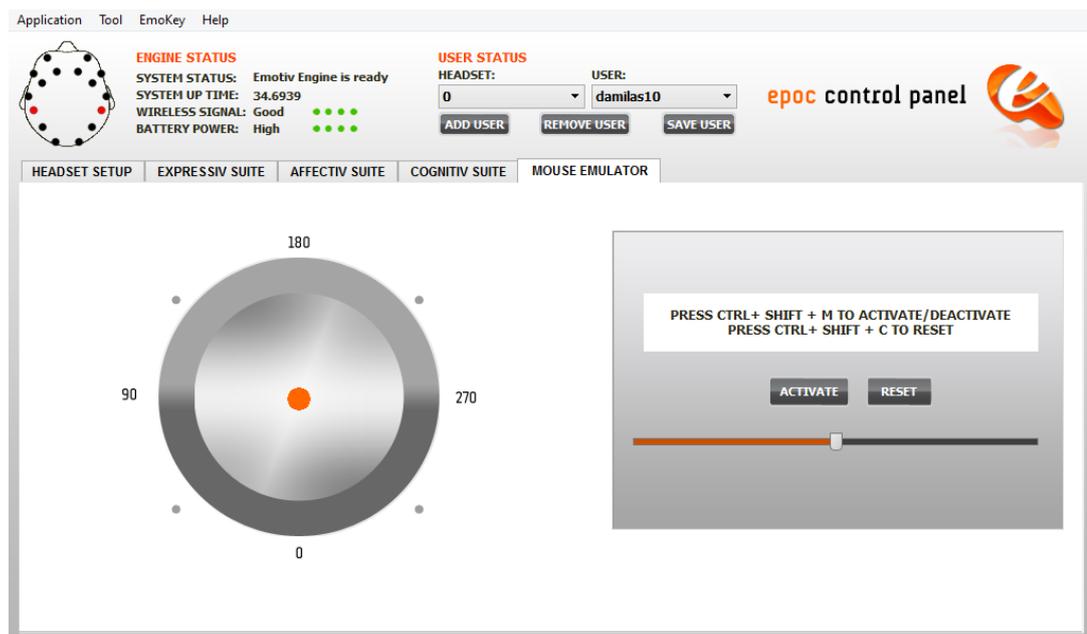


Figura 96: Giroscopio en el software

Fuente: (Emotiv, 2013)

3.4 Selección del microcontrolador

El microcontrolador es el cerebro de la silla de ruedas eléctrica, de su correcta programación y utilización dependerá el desempeño establecido para el presente proyecto. El dispositivo seleccionado debe facilitar lo siguiente:

- Comunicación serial con el software LabView vía USB
- Uso de entradas digitales para procesar la señal adquirida por los sensores de proximidad (2 entradas por sensor).
- Utilización de las entradas analógicas para determinar el nivel de carga de las baterías que alimentan a todos los elementos y accesorios de la silla de ruedas (1 entrada).
- Salida PWM al driver de los motores (2 salidas).

Se seleccionan las placas de Arduino debido a la facilidad de conexión de sus componentes y a la múltiple información que se encuentra en línea. En la Tabla 8 se indican las características de las placas Arduino UNO R3 y Arduino MEGA 2560 R3.

Tabla 8
Características de las placas Arduino Uno y Arduino Mega

Características	Arduino UNO	Arduino Mega 2560
Microcontrolador	ATMega328P	ATmega2560
Voltaje de operación	5 V	5 V
Corriente de operación	20 mA	20 mA
Puertos Digitales	14	54
Puertos analógicos	6	16
Puertos PWM	6	15
Comunicación	USB, SPI, TWI (I2C)	USB, SPI, TWI (I2C)
Memoria flash	32 KB	256 KB
Interface con Labview	Si (LIFA)	Si (LIFA)
Oscilador	16 MHz	16 MHz
Dimensiones	(70x55) mm	(102x54) mm
Peso	25 gramos	37 gramos
Costo	\$ 26	\$ 37

Fuente: (Arduino, 2014)

Considerando el número de puertos digitales, analógicos y PWM se seleccionó la placa **Arduino Mega 2560 R3** (Figura 97), de la cual se pueden destacar las siguientes características:

- Puede ser activado mediante USB o alguna fuente de poder externa.
- Operación de voltaje: 5 Voltios.
- Voltaje de entrada (recomendado): 7 – 12 Voltios.
- Voltaje de entrada (límites): 6 – 20 Voltios.
- Si se opera a menos de 7 Voltios la placa puede ser inestable, y si se opera a más de 12 Voltios, el regulador de voltaje se puede sobrecalentar y dañar la placa.
- Cada uno de los 54 pines pueden ser utilizados como entradas o salidas, operando a 5 Voltios y recibiendo o brindando hasta 40 mA por pin.
- Las entradas analógicas tienen una resolución de 10 bits. Por defecto miden de 0 a 5 Voltios pero se puede cambiar este pico de voltaje mediante el pin AREF.

- Pines para PWM: Del 2 al 13 y del 44 al 46.
- # de puertos seriales: 4 UARTs.
- # de interrupciones externas: 6.
- Capacidad de la SRAM: 8 KB.
- Capacidad de la EEPROM: 4 KB.

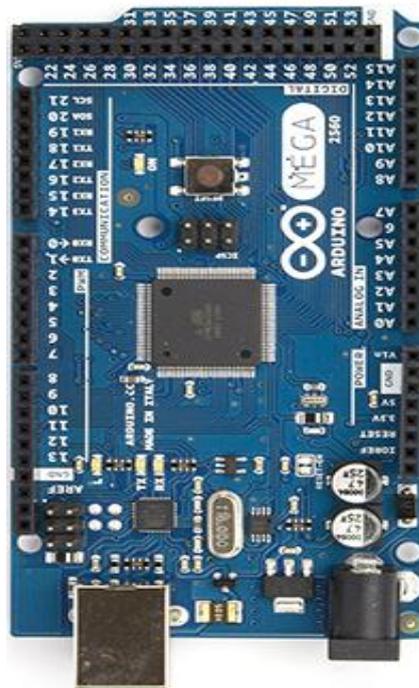


Figura 97: Arduino Mega 2560 R3

Fuente: (Arduino, 2014)

La programación del microcontrolador se realiza mediante un software gratuito que puede ser descargado de la página web de Arduino (<https://www.arduino.cc/en/Main/Software>). La versión descargada para este proyecto es el software **Arduino IDE 1.0.5** para el sistema operativo Windows 8.0.

El microcontrolador ATmega de la placa Arduino Mega 2560 R3 se programa mediante un lenguaje de Arduino basado en **Wiring** y un entorno de desarrollo basado en **Processing**. En la Figura 98 se muestra la ventana principal del software, mediante el cual se puede programar, cargar programas, abrir ejemplos, visualizar la comunicación serial, etc.

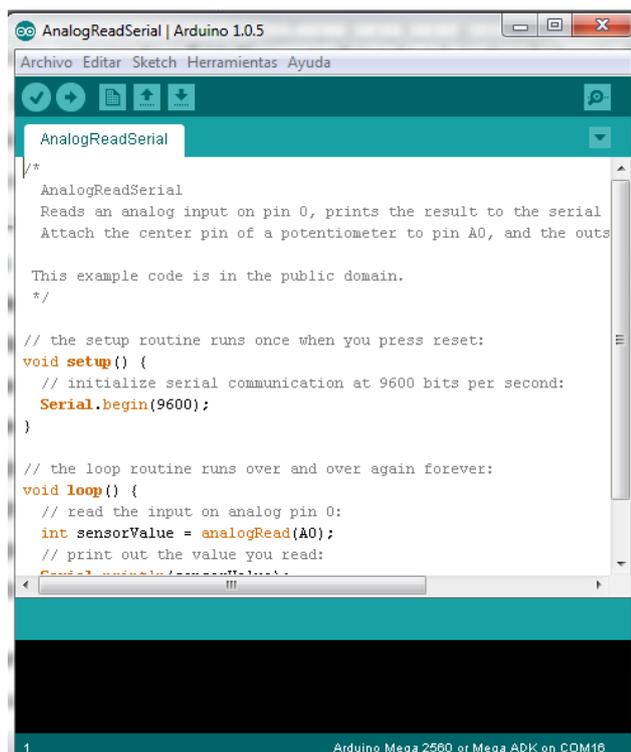


Figura 98: Pantalla de programación del microcontrolador

Fuente: (Arduino, 2013)

3.5 Selección del driver para los motores

Este dispositivo es el encargado de convertir las señales de control de bajo voltaje y corriente, procedentes de la placa Arduino, en señales de potencia, las cuales brindan la energía necesaria para accionar los motores de la silla. Debido a que se requiere manejar dos motores de corriente continua con escobillas, se necesitan dos drivers de un canal o un driver de dos canales. Además, debido a que la corriente de arranque puede llegar a ser ocho veces mayor que la corriente nominal (3 amperios), se requiere que el driver proporcione mínimo 24 amperios por canal. **(Catedu, 2012)**

En la Tabla 9 se indican las características de los drivers SyRen 25A, RoboClaw 2x30A y Sabertooth 2x25 Dual 25A, los cuales cumplen con las especificaciones requeridas.

Tabla 9

Características de los drivers Roboclaw, Syren y Sabertooth

	Syren 25 A	Roboclaw 2x30 A	Sabertooth 2x25 A
Características			
Voltaje máximo	30 V	34 V	33.6 V
# de canales	1	2	2
Corriente máxima por canal	45 A	60 A	50 A
Corriente cont. por canal	25 A	30 A	25 A
Modos de control	Análogo, RC, modo serial	Análogo, RC, modo serial	Análogo, RC, modo serial
Protecciones	Sobrecorriente y térmica	Sobrecorriente y térmica	Sobrecorriente y térmica
Dimensiones	(61x59x21) mm	(74x51) mm	(80x65x20)
Peso	55 gramos	60 gramos	96 gramos
Costo	\$ 75	\$ 125	\$ 110

Fuente: (RobotMarketPlace, 2011)

Considerando el costo del driver, se seleccionó la tarjeta **Sabertooth 2X25 V2** (Figura 99), la cual permite el control de 2 motores DC con escobillas. A continuación se detallan algunas características del dispositivo (Dimension Engineering, 2006):

- Corriente continua de 25 Amperios por canal.
- El valor de corriente por canal puede llegar a 50 Amperios por pocos segundos.
- Voltaje nominal de 6 a 30 V
- Voltaje máximo absoluto de 33.6 V
- Frecuencia de conmutación ultrasónica (32 KHz), la cual brinda una operación silenciosa
- Cuenta con protección térmica y sobrecorrientes.
- Modos de entrada para control: Voltaje análogo, Radio/Control, serial simplificado y paquetizado serial.
- Modos de operación: independiente y velocidad + dirección.

- Los modos de operación se seleccionan mediante DIP switches.
- Posee terminales para ajuste con tornillo, lo cual elimina la necesidad de soldaduras en los cables de conexión.
- Es un dispositivo regenerativo, es decir, las baterías se recargan cuando el robot disminuye su velocidad o cuando se acciona el retro.
- Se puede alimentar con baterías de 5 a 20 celdas de alta capacidad de Ni MH o Ni Cd, a base de polímeros/iones de Litio, baterías de alta capacidad de Plomo-ácido de 6 a 30 V y fuentes de poder de 6 a 30 V siempre y cuando estén en paralelo con baterías adecuadas.
- Los fabricantes recomiendan una batería de Plomo – ácido con una capacidad de 18 A-h como un buen punto de inicio.

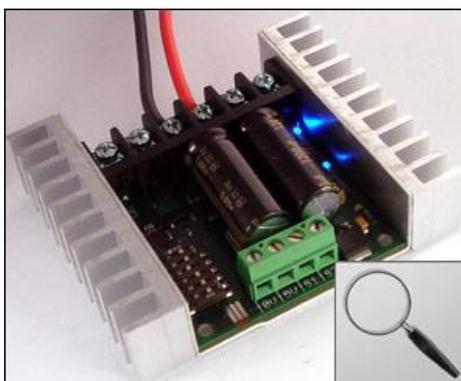


Figura 99: Driver Sabertooth 2 X 25 V2

Fuente: (Dimension Engineering, 2006)

3.5.1 Circuito de control del driver Sabertooth

En esta etapa se dispone de 4 terminales: los terminales de entrada S1 y S2 y los terminales de poder 0 V y 5 V (Figura 100). Los terminales de entrada reciben las señales destinadas a controlar el dispositivo, las cuales provienen de la placa Arduino Mega.

Los terminales de poder proveen una fuente de 5 V y 1 A. Cabe resaltar que en el modo de control análogo es necesario tener conectados los terminales S1 y S2 antes de encender el driver, caso contrario los motores pueden arrancar inesperadamente.



Figura 100: Circuito de control del driver Sabertooth 2 X 25

Fuente: (Dimension Engineering, 2006)

3.5.2 Circuito de potencia del driver Sabertooth

En la etapa de potencia se cuenta con seis terminales los cuales son: la alimentación para el primer motor M1 A y M2 A, la alimentación para el segundo motor M1 B y M2 B y la alimentación del driver B + y B -, como se indica en la Figura 101.

Los terminales de alimentación para los motores M1 y M2 proporcionan la energía disponible para poner en marcha los mismos. Si los motores no giran en el sentido deseado, sólo basta con intercambiar la conexión de los terminales M1 o M2.

Los terminales de alimentación del driver son lo que determinan el encendido o apagado del mismo. Obligatoriamente debe conectarse el terminal positivo de la fuente de alimentación o batería al terminal B+ del driver SABERTOOTH y el terminal negativo al terminal B-, caso contrario el daño provocado puede ser irreparable.

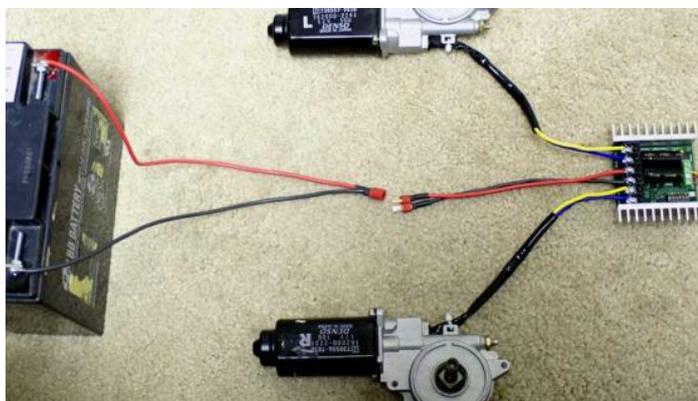


Figura 101: Conexión del circuito de potencia del driver Sabertooth 2 X 25

Fuente: (Dimension Engineering, 2006)

3.5.3 Selección del modo de operación del driver Sabertooth

Como se describió anteriormente existen 4 modos de operación o control para el driver, el modo seleccionado es el **ANÁLOGO**, el cual consiste en la alimentación de 0 a 5 V en cada uno de los terminales S1 y S2, por medio de resistencias fijas o variables dependiendo la aplicación. Los valores recomendados para las resistencias deben ser iguales o menores a 10 K Ω y si se utilizan potenciómetros, se recomiendan lineales.

En el modo análogo el punto central es 2.5 V, en ese valor no hay movimiento, por encima de este voltaje el motor empezará a girar en un sentido y por debajo del mismo el motor girará en sentido contrario.

El modo análogo se selecciona posicionando los DIP switches 1 y 2 arriba (Figura 102).

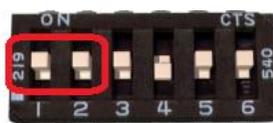


Figura 102: Selección del modo análogo

Fuente: (Dimension Engineering, 2006)

Además de los switches 1 y 2, existen desde el switch 3 hasta el 6, cuya función dentro del modo análogo se detalla a continuación:

- El switch 3 puede ir arriba o abajo dependiendo el tipo de batería utilizado. Si la batería es de Litio el switch debe ir abajo, caso contrario debe ir arriba.
- El switch 4 en la posición abajo, asigna el modo independiente, en la cual las señales de entrada a los terminales S1 y S2 son independientes y cada una de ellas controla la velocidad y sentido de giro de un solo motor. Por el contrario si el switch 4 está posicionado arriba, éste asigna el modo mezclado, en el cual la señal ingresada al terminal S1 controla el movimiento hacia atrás o delante de todo el vehículo y la señal a S2 controla el giro a izquierda o derecha.

- El switch 5 posicionado abajo, brinda una respuesta exponencial al control y si está arriba brinda una respuesta lineal. Esta opción es ideal para controlar mecanismos con altos topes de velocidad o giro.
- Finalmente el switch 6 regula la sensibilidad del driver. Posicionado arriba permite trabajar en un rango de 0 a 5 V, y posicionado abajo reduce a un rango de 1.875 a 3.125 V, siendo en ambos casos 2.5 V el valor neutro (no movimiento).

En la Figura 103 se puede apreciar la configuración para un modo de control análogo, con alimentación de baterías distintas a las de Litio (puede ser Plomo-ácido u otras), en modo diferencial o mezclado, con respuesta lineal y sensibilidad desactivada (rango de trabajo de 0 a 5 V).

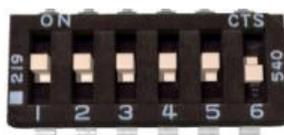


Figura 103: Posicionamiento de los DIP switches

Fuente: (Dimension Engineering, 2006)

Debido a que en este proyecto se utilizan salidas PWM desde la placa ARDUINO hacia los terminales de control del driver SABERTOOTH, es necesario aplicar un filtro RC a las señales de salida para obtener un control adecuado.

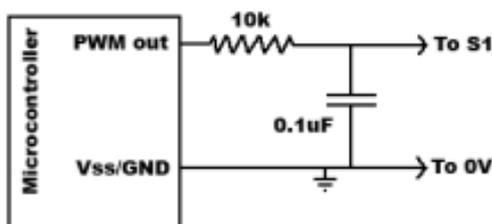


Figura 104: Filtro RC a la salida de las señales PWM de Arduino

Fuente: (Dimension Engineering, 2006)

En la Figura 104 se observa un filtro RC entre una salida PWM de la placa Arduino y la entrada al circuito de control del driver Sabertooth. Los valores

de la resistencia de 10 k Ω y del condensador de 0.1 μ F son recomendados por el fabricante. **(Dimension Engineering, 2012)**

3.6 Selección del acelerómetro

El acelerómetro permite detectar la inclinación de la silla de ruedas. Con esto se puede configurar la velocidad de desplazamiento de la misma.

En la Tabla 10 se indican las características de tres dispositivos de la empresa Pololu, que cumplen con los requisitos establecidos.

Tabla 10

Características de los acelerómetros Pololu

Características	MMA7361LC $\pm 1.5/6g$ Voltaje Regulator	MMA7361LC $\pm 3/9g$ Voltaje Regulator	MMA7361LC $\pm 1.5/6g$
# ejes detectados	3 (x, y, z)	3 (x, y, z)	3 (x, y, z)
Voltaje operación	(2.2 a 16) V	(2.2 a 16) V	(2.2 a 3.6) V
Sensibilidad	$\pm 1.5/6 g$	$\pm 3/9 g$	$\pm 1.5/6 g$
Corriente consumo	0.5 Ma	0.5 mA	0.5 mA
Salida	Voltaje análogo (0 a 3.3) V	Voltaje análogo (0 a 3.3) V	Voltaje análogo
Dimensiones	(13x23x3) mm	(13x23x3) mm	(11x13x3) mm
Peso	0.7 gramos	0.7 gramos	0.35 gramos
Costo	\$ 12	\$ 12	\$ 10
Disponibilidad	Media	Baja	Alta

Fuente: (Pololu, 2008)

Tomando en cuenta el voltaje de operación y la disponibilidad, se selecciona el acelerómetro **MMA7361LC $\pm 1.5/6g$ Voltaje Regulator**, el mismo que cuenta con las siguientes características **(Pololu, 2014)**:

- Acelerómetro para los 3 ejes XYZ.

- Regulador lineal de voltaje de 3.3 V, el cual habilita un rango de entrada de 2.2 a 16 V en el pin Vin. Los demás pines no soportan 5 V.
- Salida de voltaje analógico, una señal para cada eje, centrado a la mitad del valor de 3.3 V.
- Sensibilidad ajustable de ± 1.5 g o ± 6 g
- Este sensor es sensible a descargas electrostáticas.

3.6.1 Pines del acelerómetro MMA7361LC $\pm 1.5/6$ g

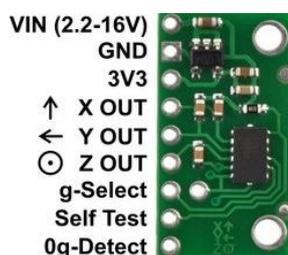


Figura 105: Vista inferior de la tarjeta MMA7361LC $\pm 1.5/6$ g

Fuente: (Pololu, 2014)

El sensor cuenta con nueve pines los cuales se distribuyen como indica la Figura 105 y se detallan a continuación:

- El pin VIN, es de alimentación y acepta valores de 2.2 a 16 V.
- El pin GND es la tierra del circuito, aquí debe conectarse 0 V.
- El pin 3V3 es de alimentación, acepta sólo 3V3. Para poner en marcha el circuito basta con alimentar al pin 3V3 o VIN y al pin GND.
- El pin X OUT da una señal de salida analógica en el rango de 0 a 3.3 V, producto de la aceleración detectada a lo largo del eje X.
- El pin Y OUT da una señal de salida analógica en el rango de 0 a 3.3 V, producto de la aceleración detectada a lo largo del eje Y.
- El pin G-select determina la sensibilidad, si se pone en bajo (0 lógico) sensorá a ± 1.5 g, pero si se pone en alto (1 lógico) sensorá a ± 6 g.
- El pin Z OUT da una señal de salida analógica en el rango de 0 a 3.3 V, producto de la aceleración detectada a lo largo del eje Z.

- El pin Self – Test permite la verificación de la integridad mecánica y eléctrica del acelerómetro.
- El pin 0g-Detect, da una señal en Alto cuando los ejes detectan una aceleración 0 g, lo cual ocurre cuando el sensor está en caída libre.

3.7 Selección del sensor de proximidad

Este elemento permite detectar obstáculos que se encuentran en la línea de acción del sensor.

En la Tabla 11 se indican las características de tres sensores de proximidad.

Tabla 11
Características de los sensores de proximidad

	Sharp GP2Y0A60	Parallax Ping 28015	HC-SR04
Características			
Tipo	Óptico	Ultrasónico	Ultrasónico
Voltaje operación	(2.7-5.5) V	(4.5-6) V	5 V
Rango de medición	(10-150) cm en línea recta	(2-300) mm en ángulo	(2-400) cm en ángulo
Corriente cons.	33 mA	20 mA	15 mA
Salida	Voltaje análogo	Voltaje análogo	Voltaje análogo
Comunicación	I2C	TTL	TTL
Dimensiones	(33x11x11) mm	(22x46x16) mm	(20x45x15) mm
Peso	2.5 gramos	9 gramos	8.5 gramos
Costo	\$ 12	\$ 30	\$ 4

Fuente: (Pololu, 2014), (Sainsmart, 2013)

Considerando el tipo de sensor, el rango de medición y el costo, se selecciona el sensor ultrasónico **HC-SR04** (Figura 106), que se detalla a continuación (**Sainsmart, 2013**):

- Frecuencia de trabajo de 40 KHz
- Resolución de 1 cm
- Ángulo de medición: 15 grados
- Compatible con Arduino
- La tarjeta incluye el transmisor, receptor y el circuito de control.



Figura 106: Sensor HC-SR04

Fuente: (Fritzing, 2013)

3.7.1 Distribución de pines del módulo HC-SR04

El módulo HC-SR04 consta de 4 pines: Vcc, Trig pin, Echo pin y GND.

El pin Vcc y el pin GND determinan la alimentación para iniciar el funcionamiento del módulo.

Según (**Micropik, 2010**), el pin Trigger debe ser suplido por una señal TTL, en primer lugar en BAJO por 2 uS, inmediatamente en ALTO con una duración de 10 uS y luego nuevamente poner este pin en BAJO. El procedimiento descrito es el primer paso, necesario para comenzar el proceso de medición. Luego de realizar lo enunciado en el pin Trigger, automáticamente éste enviará una ráfaga de 8 pulsos ultrasónicos a 40 KHz, cuyo objetivo es la búsqueda de objetos en la línea de acción del sensor (Figura 107).

El pin Echo entrega el tiempo de detección del obstáculo, valor que puede ser convertido en distancia (cm) con la siguiente fórmula:

$$\text{Distancia [cm]} = \text{Tiempo [uS]} / 58 \quad \text{Ec. 3.1}$$

El tiempo entregado por el pin Echo va de 150 uS a 25 mS, y 38 mS en el caso de no existir obstáculo alguno.

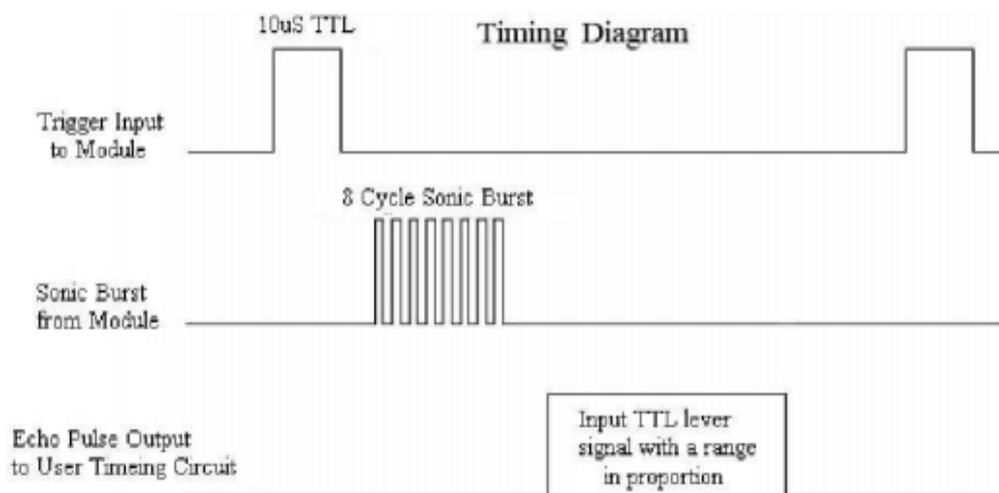


Figura 107: Diagrama de pulsos TTL utilizados en los pines Trig y Echo

Fuente: (Micropik, 2010)

3.8 Selección de las baterías

Las baterías son las encargadas de alimentar directa e indirectamente los motores y demás elementos eléctricos / electrónicos de este proyecto. Anteriormente se mencionó que la batería adecuada para las sillas de ruedas motorizadas, debe ser de tracción o ciclo profundo y además, se debe indicar que la condición fundamental en la selección de la batería radica en su capacidad, denotada en Amperios-hora, así como de su voltaje y corriente que son aspectos principales.

Para calcular los Amperios-hora necesarios, se considera el consumo de los motores de la siguiente manera:

- Con una autonomía de 10 Km y a una velocidad de 4 km/h se calcula el tiempo de recorrido:

$$t = \frac{x}{v} \quad \text{Ec. 3.2}$$

Donde:

t = Tiempo

x = Distancia

v = Velocidad

$$t = \frac{10 \text{ Km}}{4 \text{ Km/h}}$$

$$t = 2.5 \text{ horas}$$

- A continuación se calcula la corriente que consumen los motores con la siguiente ecuación:

$$P = I * V \quad \text{Ec. 3.3}$$

Donde:

P = Potencia media que proporcionan los motores

$$P = \frac{(16.48 + 346.08 + 320.04)W}{3}$$

$$P = 227.53 \text{ W}$$

I = Corriente

V = Voltaje

$$I = \frac{227.53 \text{ W}}{24 \text{ V}}$$

$$I = 9.48 \text{ A}$$

- Se calcula la capacidad de las baterías:

$$A - h = I * t \quad \text{Ec. 3.4}$$

$$A - h = (9.48 \text{ A}) * (2.5 \text{ h})$$

$$A - h = 24 \text{ [Amperios - hora]}$$

Debido a que los motores se activan con 24 V, se requieren baterías que proporcionen éste voltaje y que tengan una capacidad mínima de 24 Ah (Ec. 3.4). La empresa de sillas motorizadas Invacare, recomienda el uso de baterías selladas de ciclo profundo de gel o AGM (Invacare, 2009).

En la Tabla 12 se indican las características de 2 baterías de ciclo profundo.

Tabla 12

Características de las baterías de ciclo profundo

Características	Werker WKDC12-33J	ExpertPower 12v33
Voltaje	12 V	12 V
Corriente	8 A	8 A
Capacidad	32 Ah	33 Ah
Tipo	Gel	AGM
Mantenimiento	Ninguno	Ninguno
Dimensiones	(132x196x178) mm	(127x191x153) mm
Peso	25 libras	24 libras
Costo	\$ 80	\$ 65

Fuente: (Amazon, 2014)

Considerando el costo y las dimensiones del dispositivo, se seleccionan dos baterías **ExpertPower 12v33** (Figura 108), las cuales van a ser conectadas en serie y cuyas características adicionales se indican a continuación:

- Son baterías selladas de Plomo-ácido de ciclo profundo, es decir no requieren mantenimiento y pueden alimentar dispositivos por varias horas.
- Utiliza tecnología AGM (malla de fibra de vidrio absorbente).
- Está diseñada para soportar fuertes vibraciones.
- Pueden ser instaladas en cualquier posición.
- Deben almacenarse cargadas al 100% para no mermar su capacidad.



Figura 108: Batería sellada de ciclo profundo ExpertPower de tipo AGM

Fuente: (ExpertPower, 2014)

3.9 Selección del cargador de las baterías

El cargador depende de las baterías seleccionadas, por lo tanto se requiere un dispositivo específico para baterías selladas de Plomo-ácido de ciclo profundo del tipo AVG.

En la Tabla 13 se indican las características de tres cargadores de la compañía CTE, utilizados por Invacare.

Tabla 13
Características de los cargadores CTE

	CTE 4C24030A	CTE 4C24040A	CTE 4C24020A
Características			
Voltaje de salida	24 V	24 V	24 V
Corriente carga	3 A	4 A	2 A
Voltaje entrada	110/220 VAC	110/220 VAC	100/240 VAC
Dimensiones	(190x100x55) mm	(190x100x55) mm	(140x76x44) mm
On board	Si	Si	No
Peso	970 gramos	970 gramos	400 gramos
Costo (usado)	\$ 60	\$ 100	\$ 100

Fuente: (Cte, 2008), (Ebay, 2014)

Considerando el costo del dispositivo, se selecciona el cargador de la corporación de **Cte Tech Corp.**, modelo **4C24030A** como se indica en la Figura 109. Algunas características adicionales se detallan a continuación (Cte, 2008):

- Este cargador es ideal para todo tipo de baterías de Plomo-ácido.
- Circuito completo de seguridad.
- Cargador completamente automático.
- Programación en microprocesador.
- Puede ser instalado en la propia silla de ruedas eléctrica.

- Es utilizado en plataformas, sillas eléctricas, vehículos eléctricos, máquinas de limpieza industrial, etc.



Figura 109: Cargador para baterías de plomo ácido

Fuente: (Cte, 2008)

La salida del cargador consta de 3 pines:

- Pin positivo: El cual proporciona + 24 V.
- Pin negativo: El cual proporciona 0 V, es la referencia del equipo.
- Pin inhibit: El cual brinda una señal que puede ser ingresada al controlador y bloquear la activación de la silla ruedas mientras está siendo cargada.

Finalmente el cargador cuenta con dos indicadores led: rojo cuando está encendido, naranja cuando la batería está siendo cargada y verde cuando ésta ha sido cargada completamente.

3.10 Diseño del indicador del nivel de carga de las baterías

Para realizar el diseño del indicador de carga de las baterías, se designan tres niveles indicativos de las mismas. Cabe mencionar que para esta designación se utilizan dos baterías de 12 Voltios conectadas en serie (24 Voltios).

En la Tabla 14 se indican los niveles de carga de las baterías en valores de porcentaje, con relación al voltaje de las baterías de Plomo-ácido.

Tabla 14
Niveles de carga de las baterías de Plomo-ácido

Baterías de Plomo-ácido	
Nivel de carga (%)	Voltaje (V)
99	25.82
50	24.12
10	22.84

Fuente: (Regenbat, 2010)

Tomando como referencia la Tabla 14, se diseña un divisor de voltaje para ingresar al conversor análogo/digital del Arduino Mega, valores entre 0 y 5 V.

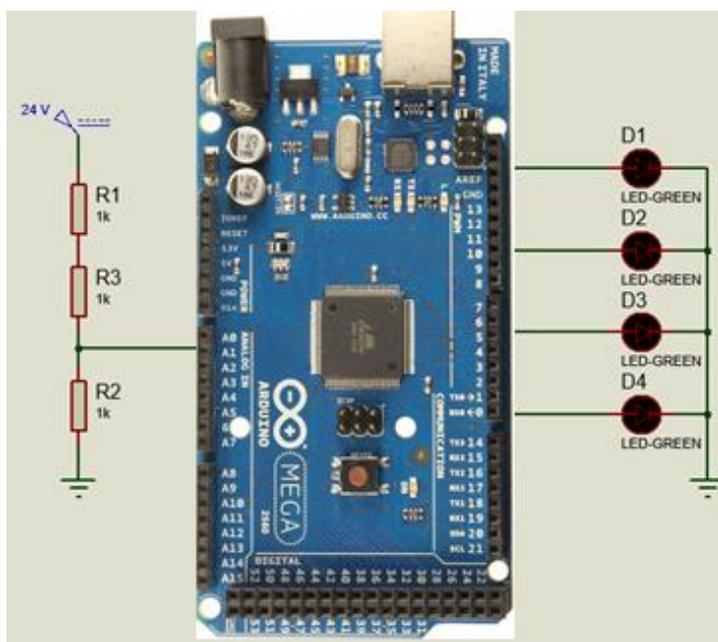


Figura 110: Divisor de voltaje a la entrada del puerto analógico de Arduino

Se utilizan dos resistencias en serie de 10 k Ω y 1 K Ω , las cuales se conectan a la salida de las baterías. Se realiza un divisor de voltaje sobre la resistencia de 1 k Ω conectada a 0 V, desde la cual se conecta al puerto analógico de placa Arduino MEGA 2560 R3 (ver Figura 110).

A continuación, se realizan los cálculos de los valores que ingresan al microcontrolador, según cada nivel de carga especificado en la Tabla 14:

$$V_R = \frac{R}{R+R} * V_{in} \quad \text{Ec. 3.5}$$

Donde:

V_R = Voltaje en cada resistencia

R = Resistencia eléctrica (Kilo ohmios)

V_{in} = Voltaje de las baterías

- Para un nivel de carga de las baterías del 100 % se tiene:

$$V_R = \frac{1 \text{ K}\Omega}{1 \text{ K}\Omega + 10 \text{ K}\Omega} * 25.82 \text{ V}$$

$$V_R = \frac{1 \text{ K}\Omega}{11 \text{ K}\Omega} * 25.82 \text{ V}$$

$$V_R = 2.34 \text{ V}$$

- Para un nivel de carga de las baterías del 50 % se tiene:

$$V_R = \frac{1 \text{ K}}{1 \text{ K} + 10 \text{ K}} * 24.12 \text{ V}$$

$$V_R = \frac{1 \text{ K}}{11 \text{ K}} * 24.12 \text{ V}$$

$$V_R = 2.19 \text{ V}$$

- Para un nivel de carga de las baterías del 10 % se tiene:

$$V_R = \frac{1 \text{ K}}{1 \text{ K} + 10 \text{ K}} * 22.84 \text{ V}$$

$$V_R = \frac{1 \text{ K}}{11 \text{ K}} * 22.84 \text{ V}$$

$$V_R = 2.07 \text{ V}$$

Con los voltajes obtenidos, se realiza en la Interfaz de Labview para Arduino, un algoritmo para activar los indicadores conforme el nivel carga respectivo.

Se establece un indicador digital en el panel frontal de Labview el mismo que está compuesto por tres leds (Figura 111), cuando todos están encendidos indica 99% de carga, con dos leds encendidos indica 50% de

carga, con un led encendido indica 10 % de carga y cuando están todos apagados indica que la silla está desactivada o baterías descargadas.

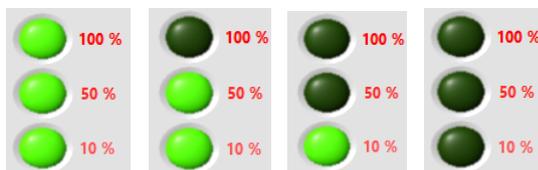


Figura 111: Indicador del nivel de baterías en Labview

Fuente: (Labview, 2012)

3.11 Selección del software de control del dispositivo

Considerando la familiaridad con el software y la facilidad para integrar dispositivos (sensores, actuadores), se selecciona **Labview** para realizar el control de la silla de ruedas de este proyecto.

A continuación se detallan las funciones del software en el proyecto:

- Acceso y manipulación de la información proveniente del cerebro y demás características del sensor Emotiv, mediante comunicación interna con el software **Emotiv Epoc Control Panel**.
- Programación de funciones para el control de la silla de ruedas, como se indica diagrama de bloques de la Figura 81.
- Acceso a las señales de los sensores de obstáculos, nivel de carga de baterías, mediante comunicación con el microcontrolador Arduino.
- Control de desplazamiento de la silla de ruedas, mediante comunicación con Arduino y éste a su vez con el driver Sabertooth.
- Visualización del estado de la silla de ruedas a través de su panel frontal.

3.12 Detalles de programación entre Arduino, Emotiv y Labview

Dentro de los aspectos de programación, es importante resaltar el vínculo existente entre Arduino y Emotiv con Labview.

3.12.1 Arduino y Labview

Para realizar la comunicación entre Arduino y Labview, es necesario contar con la aplicación **LIFA** (Labview Interface for Arduino), la cual puede descargarse gratis desde el VI Package Manager de Labview (Figura 112).

Name \ /	Version	Repository	Company
LabVIEW Interface for Arduino	2.2.0.79	NI LabVIEW Tools Network	National Instruments

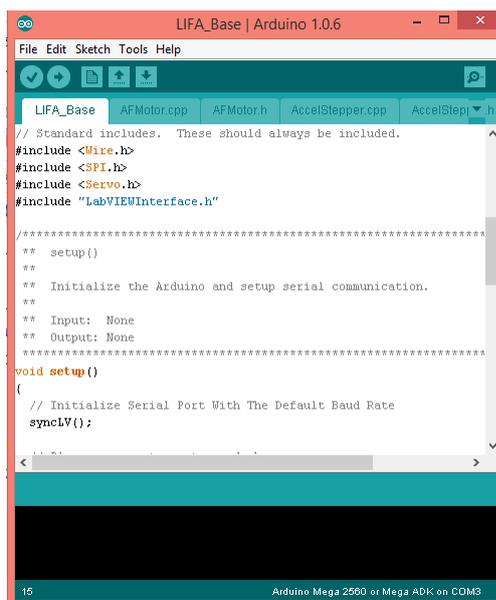
Figura 112: Descarga de la aplicación LIFA

Fuente: (VI Package Manager, 2014)

La aplicación **LIFA** descargada, proporciona los elementos necesarios para comunicar serialmente ambos programas. Para dicha comunicación se requieren seguir los siguientes pasos en Arduino y Labview:

a. En Arduino

- Cargar el programa **LIFA_Base.ino** (proporcionado por la aplicación LIFA) en la placa Arduino Mega (Figura 113).



```

LIFA_Base | Arduino 1.0.6
File Edit Sketch Tools Help
LIFA_Base AFMotor.cpp AFMotor.h AccelStepper.cpp AccelStepper.h
// Standard includes. These should always be included.
#include <Wire.h>
#include <SPI.h>
#include <Servo.h>
#include "LabVIEWInterface.h"

//*****
** setup()
**
** Initialize the Arduino and setup serial communication.
**
** Input: None
** Output: None
//*****
void setup()
{
  // Initialize Serial Port With The Default Baud Rate
  serialLV();
}
15 Arduino Mega 2560 or Mega ADK on COM3

```

Figura 113: Programa LIFA_Base.ino

Fuente: (Arduino, 2013)

- El programa **LIFA_Base.ino** cuenta con todos los recursos para entablar comunicación con **Labview**. Además dispone de librerías para dar soporte a sensores y diversos actuadores electrónicos.

En este proyecto se utilizan sensores ultrasónicos, para los cuales se añaden librerías en el archivo **LabVIEWInterface**, el cual se encuentra dentro del programa **LIFA_Base.ino** (Figura 114).

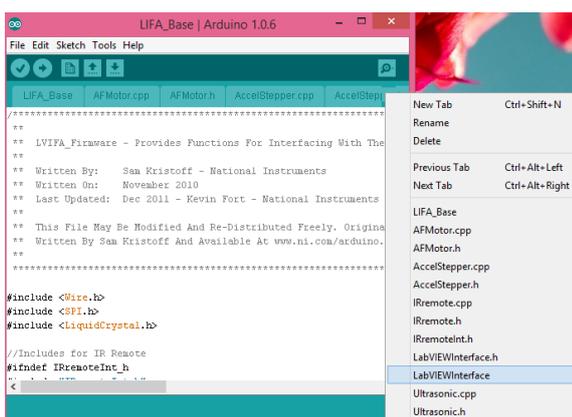


Figura 114: Archivo LabVIEWInterface editado en LIFA_Base.ino

Fuente: (Arduino, 2013)

b. En Labview

- La aplicación **LIFA** habilita diversas funciones, a las cuales se puede acceder por medio del diagrama de bloques de Labview.

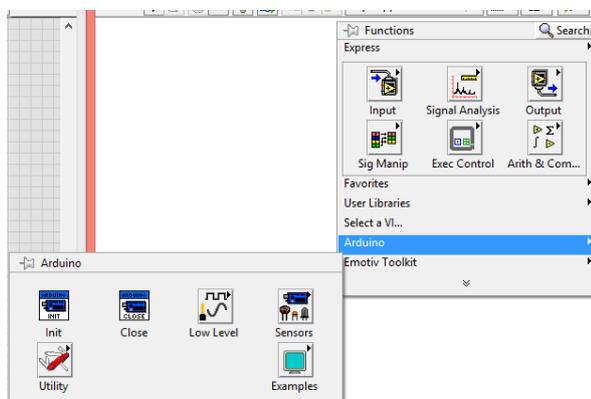


Figura 115: VI's de Arduino en Labview

Fuente: (Labview, 2012)

- En primer lugar se agrega el **VI** (instrumento virtual) **Init** (Figura 116), el cual permite seleccionar el tipo de placa Arduino (Uno, Mega 2560 o Due), la velocidad de transmisión de datos, el número de bytes por paquete y el tipo de conexión (USB/Serial, Bluetooth o XBEE).

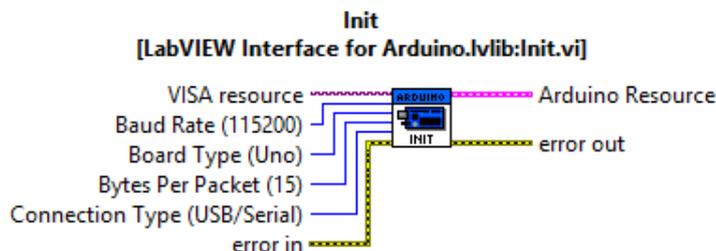


Figura 116: VI Init

Fuente: (Labview, 2012)

- Otro recurso agregado es el **VI Analog Read Port** (Figura 117), el cual permite obtener los valores de entrada del puerto analógico de la placa Arduino (puertos A0-A5).

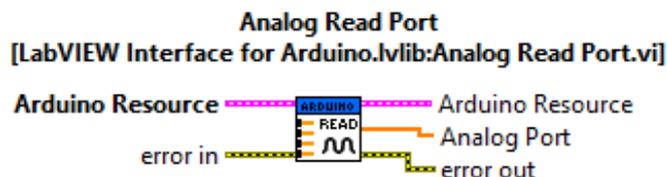


Figura 117: VI Analog Read Port

Fuente: (Labview, 2012)

- El **VI Set Digital Pin Mode** (Figura 118) permite configurar los pines digitales de la placa Arduino como salidas o entradas digitales.

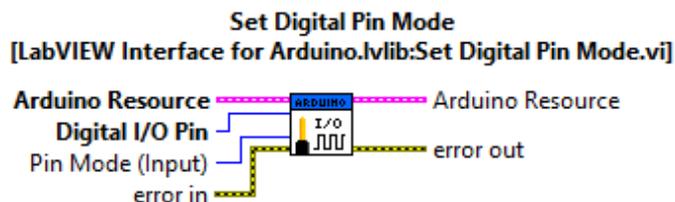


Figura 118: VI Set Digital Pin Mode

Fuente: (Labview, 2012)

- El **VI Digital Read Port** (Figura 119) permite obtener el estado de todos los pines digitales, previamente configurados como entradas (Input).

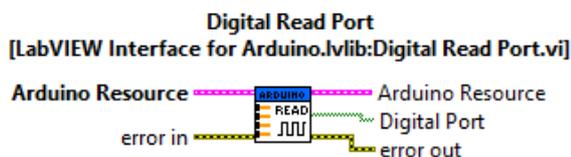


Figura 119: VI Digital Read Port

Fuente: (Labview, 2012)

- El **VI Digital Write Port** (Figura 120) permite poner en alto o en bajo los pines digitales previamente configurados como salidas (Output).

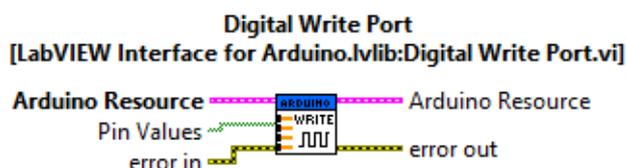


Figura 120: VI Digital Write Port

Fuente: (Labview, 2012)

- El **VI PWM Configure Port** (Figura 121) permite establecer tres pines digitales para ser utilizados como salidas PWM.

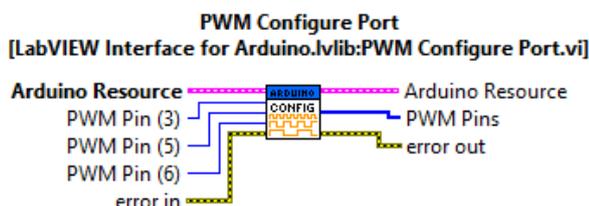


Figura 121: VI PWM Configure Port

Fuente: (Labview, 2012)

- El **VI PWM Write Port** (Figura 122) permite escribir valores PWM entre 0 y 255 (0-5V), de manera independiente, en cada uno de los 3 pines establecidos previamente en el **VI PWM Configure Port**.

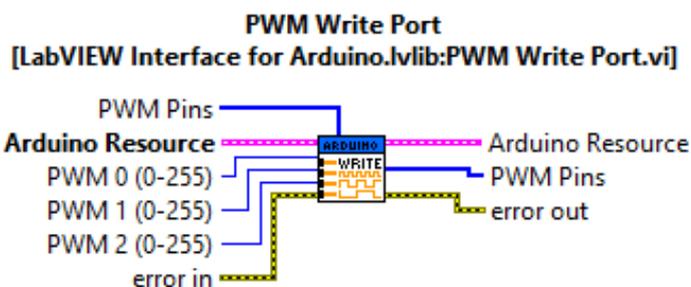


Figura 122: VI PWM Write Port

Fuente: (Labview, 2012)

- Para el correcto funcionamiento de las salidas PWM en la placa Arduino, es necesario, además de establecer los puertos PWM y los valores de salida, enlazar los pines **PWM Pins** del **PWM Configure Port** y del **PWM Write Port** (Figura 123).

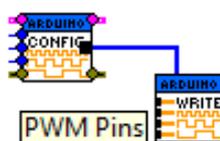


Figura 123: Conexión del PWM Configure y Write Port

Fuente: (Labview, 2012)

- El **VI Ultrasonic Sensor** (Figura 124) permite obtener la distancia detectada por los sensores ultrasónicos HC SR04.

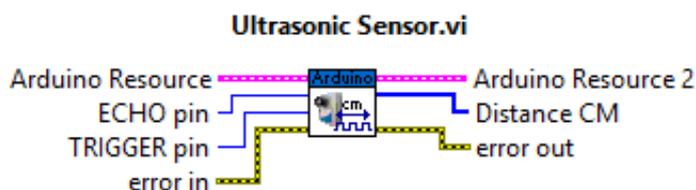


Figura 124: VI Ultrasonic Sensor

Fuente: (Labview, 2012)

Cabe mencionar que el **VI Ultrasonic Sensor** no se encuentra en la paleta de sensores de Arduino dentro de Labview, por lo cual es necesario agregarlo. Para insertar dicho VI se pueden seguir los siguientes pasos:

- Seleccionar el VI **Analog Read Pin** de la paleta **Arduino / Low Level** (Figura 125).

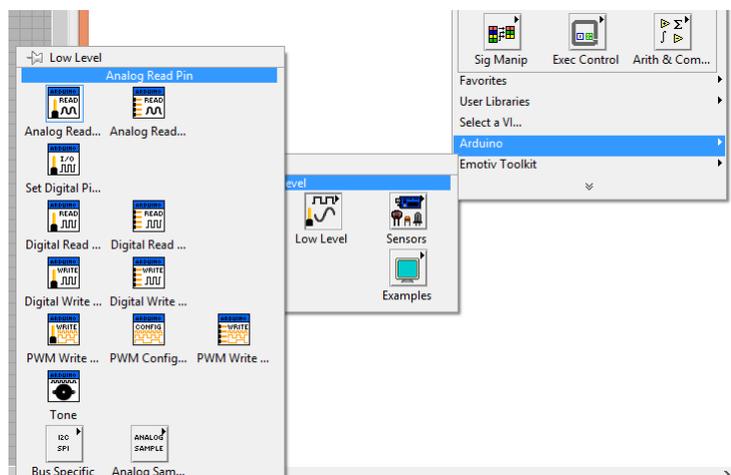


Figura 125: VI Analog Read Pin seleccionado

Fuente: (Labview, 2012)

- Dar doble click izquierdo sobre el VI **Analog Read Pin** (Figura 126).



Figura 126: VI Analog Read Pin

Fuente: (Labview, 2012)

- Editar la programación en el diagrama de bloques de la Figura 127.

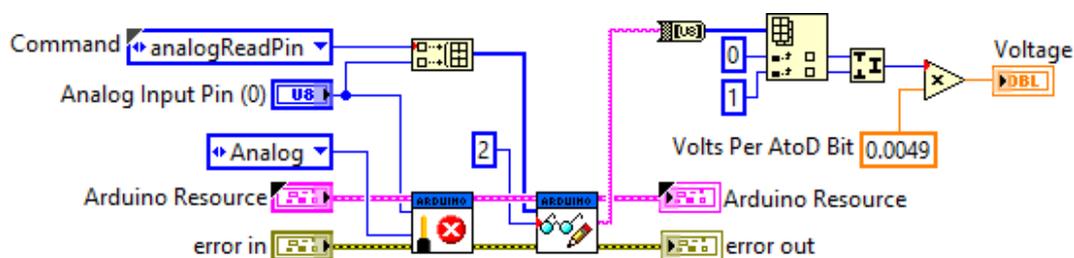


Figura 127: Programación en el diagrama de bloques del VI Analog Read Pin

Fuente: (Labview, 2012)

- En primer lugar se debe cambiar el Command **analogReadPin**, por la **CONSTANTE 35** (Figura 128).

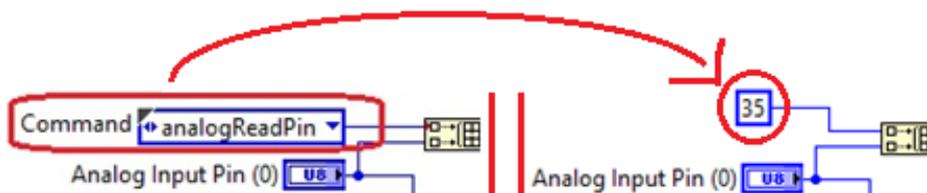


Figura 128: Edición de la programación del VI Analog Read Pin

Fuente: (Labview, 2012)

```

Ultrasonic_Sensor_bien | Arduino
File Edit Sketch Tools Help
Ultrasonic_Sensor_bien AFMotor.cpp AFMotor.h
    irsend.sendRC5(IRdata, command[3]);
    break;
case 0x03: //RC6
    irsend.sendRC6(IRdata, command[3]);
    break;
}
Serial.write((IRdata>>16) & 0xFF);
break;

case 0x35: // Ultrasonic Sensor
    Serial.write( ultrasonic.Ranging(CM) );
    break;

```

Figura 129: Case 0x35 añadido a la programación LIFA_Base.ino

Fuente: (Arduino, 2013)

La constante **35** direcciona hacia el **case 0x35**, agregado a la programación del archivo **LabVIEWInterface** de **LIFA_Base.ino**, como se indica en la Figura 129.

- Cambiar la etiqueta **Analog Input Pin (0)** por **TRIGGER pin** y añadir un control etiquetado como **ECHO pin** al **Build Array** como se indica en la Figura 130.

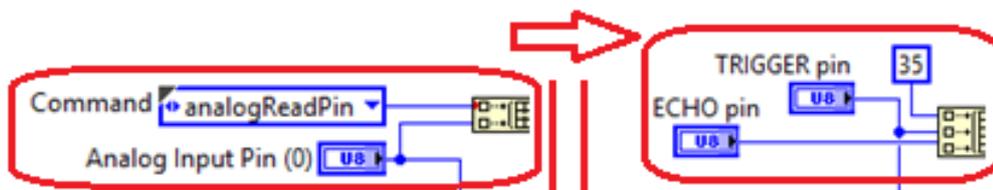


Figura 130: Edición de la programación del VI Analog Read Pin

Fuente: (Labview, 2012)

- Cambiar el **Pin Type** de **Analog** a **Digital** como se indica en la Figura 131.

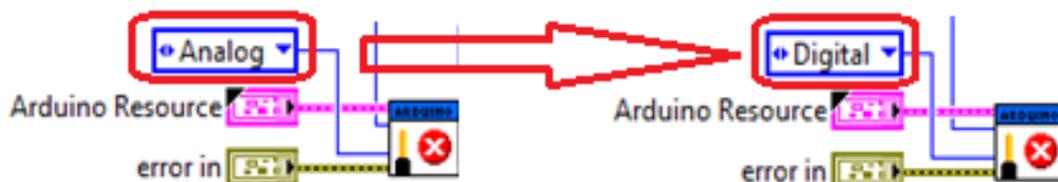


Figura 131: Edición de la programación del VI Analog Read Pin

Fuente: (Labview, 2012)

- Cambiar la constante "2" de **Bytes to Read (0)** por la constante "1" (Figura 132).



Figura 132: Edición de la programación del VI Analog Read Pin

Fuente: (Labview, 2012)

- Cambiar todos los elementos a la derecha del **String To Byte Array** por un **INDICADOR** etiquetado como **Distance CM** como se indica en la Figura 133.

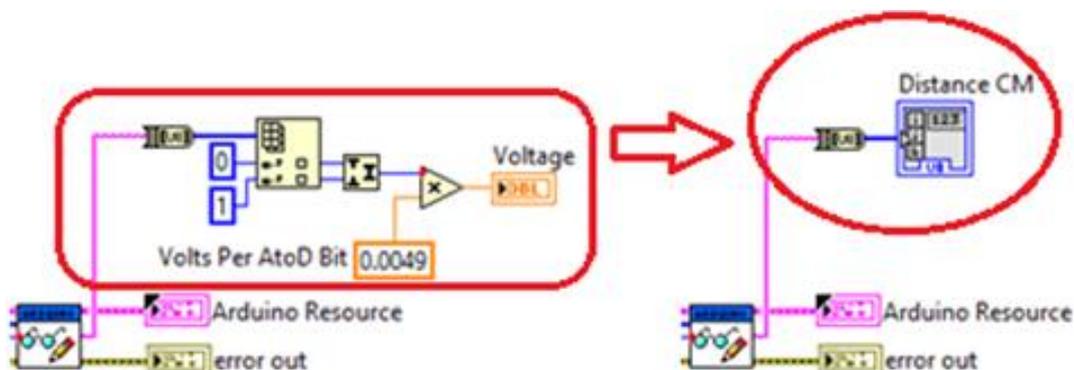


Figura 133: Edición de la programación del VI Analog Read Pin

Fuente: (Labview, 2012)

- Dirigirse a la esquina superior derecha del Panel Frontal y seleccionar un terminal en blanco, al cual se desee asociar el control **ECHO pin**, y luego seleccionar dicho control del Panel Frontal (Figura 134).

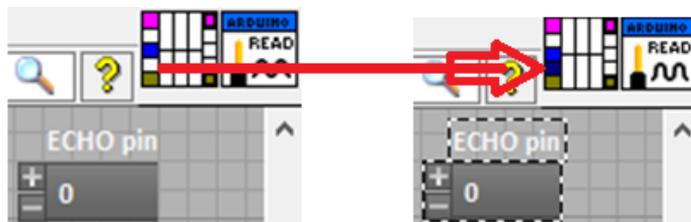


Figura 134: Edición de la programación del VI Analog Read Pin

Fuente: (Labview, 2012)

- Adicionalmente se puede editar el ícono, accionando click derecho sobre el mismo (Figura 135).

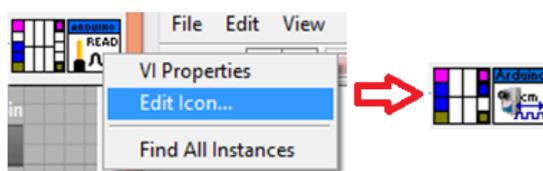


Figura 135: Edición de la programación del VI Analog Read Pin

Fuente: (Labview, 2012)

- El diagrama de bloques editado se muestra en la Figura 136. Se procede a guardar los cambios realizados tomando en cuenta la carpeta de destino.

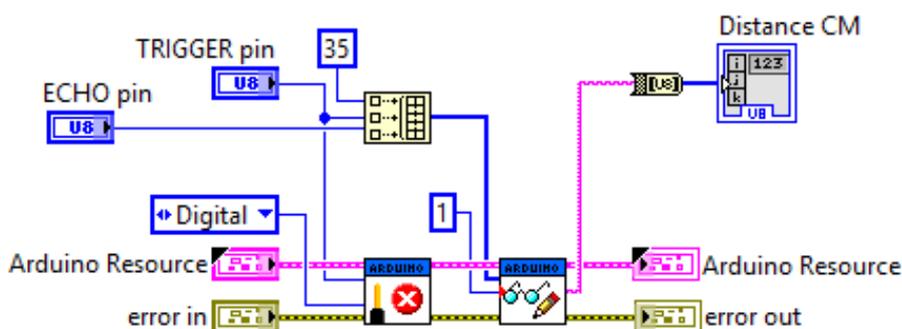


Figura 136: Edición terminada/Programación del VI Ultrasonic Sensor

Fuente: (Labview, 2012)

- Finalmente se agrega el nuevo **VI Ultrasonic Sensor** a la paleta de sensores de Arduino en Labview, mediante **Tools / Advanced / Edit Palette Set** como se indica en la Figura 137.

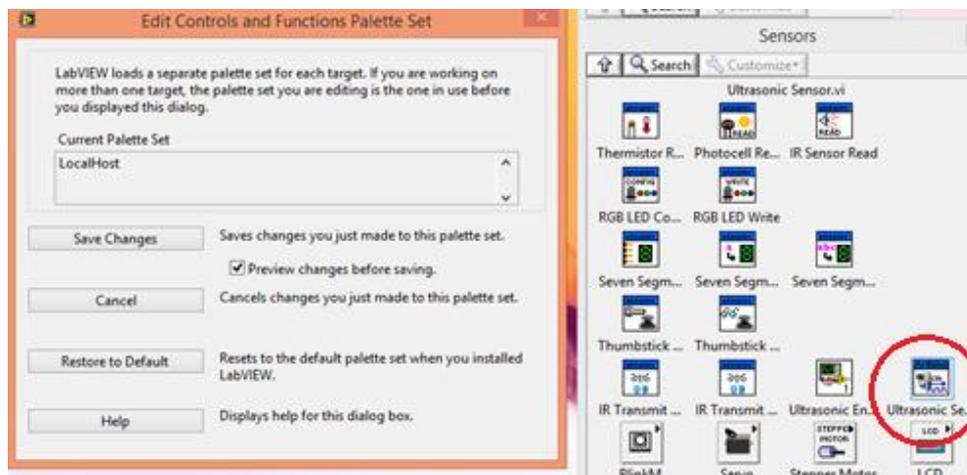


Figura 137: Adición del VI Ultrasonic Sensor en la paleta de Arduino
Fuente: (Labview, 2012)

3.12.2 Emotiv y Labview

Para poder acceder desde Labview a la información del sensor Emotiv, es necesario comunicarse con el software Epc Control Panel, lo cual se logra gracias a la aplicación **Emotiv Toolkit**. La aplicación **Emotiv Toolkit** puede ser descargada de forma gratuita desde el **VI Package Manager** de Labview (Figura 138). Una vez descargada, ésta aparece automáticamente en la paleta de funciones del diagrama de bloques.

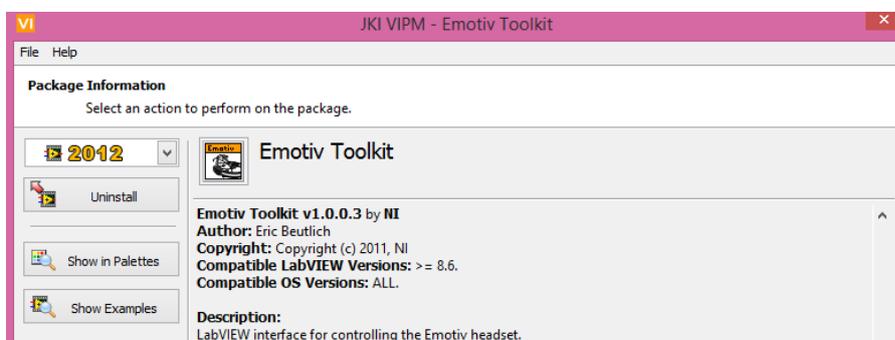


Figura 138: Descarga de la aplicación Emotiv Toolkit
Fuente: (VI Package Manager, 2014)

A continuación se detallan algunas características del **Emotiv Toolkit** utilizadas en este proyecto:

- El **VI Emotiv Create Task** (Figura 139), permite seleccionar la comunicación con el **EmoEngine**, el **Control Panel** o el **EmoComposer**.

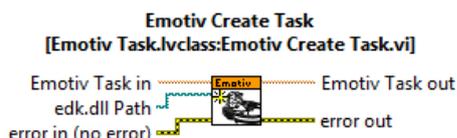


Figura 139: VI Emotiv Create Task

Fuente: Labview

Para habilitar la comunicación, además, es necesario agregar como **constante** la librería de enlace dinámico **edk.dll** al pin **edk.dll Path** (Figura 140), la cual se encuentra en las carpetas de instalación del software Emotiv SDK Lite. Es importante mencionar que tanto Emotiv como Labview, deben operar a 32 o a 64 bits, caso contrario no se pueden enlazar los sistemas.

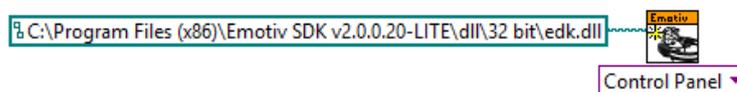


Figura 140: Adición del archivo edk.dll para habilitar la comunicación

Fuente: (Labview, 2012)

- El **VI Emotiv Start Task** (Figura 141) inicia la comunicación con el **EmoEngine**, **Control Panel** o **EmoComposer**, previamente seleccionado. Para ello es necesario que el software al que se intenta conectar, se encuentre activado.



Figura 141: VI Emotiv Start Task

Fuente: (Labview, 2012)

- El **VI Emotiv Read** (Figura 142) permite obtener los valores del modo seleccionado (Afectivo, Cognitivo, Expresivo, Headset, etc.).

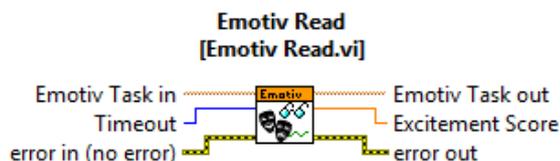


Figura 142: VI Emotiv Read

Fuente: (Labview, 2012)

- El **VI Load Profile** (Figura 143) permite cargar el perfil del usuario actual a través del pin **file path**. El archivo del perfil de usuario se encuentra direccionado en **C:ProgramData/Emotiv**.



Figura 143: VI Load Profile

Fuente: (Labview, 2012)

- El **VI Emotiv Stop Task** (Figura 144) permite detener la tarea actual y desconectar el software para iniciar la recepción de nuevos datos.

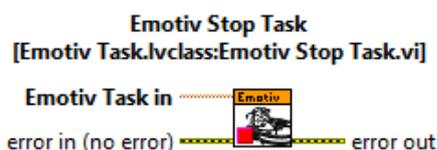


Figura 144: VI Emotiv Create Task

Fuente: (Labview, 2012)

CAPÍTULO IV

4. PRUEBAS Y RESULTADOS

4.1 Procedimiento

Para la realización de las pruebas y obtención de resultados del proyecto, se procederá con análisis individuales en los aspectos mecánicos, eléctricos / electrónicos y software, los cuales servirán para comprobar los resultados esperados y corregir los errores existentes.

Realizados los análisis individuales, se juntarán todas las partes del proyecto para ejecutar las pruebas y correcciones finales.

4.2 Pruebas del Emotiv Epoc Headset

Para comprobar las funcionalidades que menciona el fabricante del sensor de ondas cerebrales Emotiv Epoc, se realizan las siguientes pruebas en una persona:

4.2.1 Prueba de la señal inalámbrica del sensor

Con esta prueba se determina la distancia desde el receptor USB en la PC a la que puede ser detectado el sensor Emotiv Epoc, como se indica en la Tabla 15.

A continuación se indican los pasos para realizar la prueba:

- Conectar el receptor USB de Emotiv en la PC.
- Encender el sensor Emotiv Epoc.
- Abrir el software Epoc Control Panel y crear un usuario. Si existen usuarios creados anteriormente seleccionar el deseado, caso contrario proceder a la creación de uno nuevo.
- Con el sensor Emotiv Epoc en la mano o en la cabeza, alejarse de la PC las distancias de 1, 3, 5 y 7 metros y observar el estado del nivel de señal en el software.

Tabla 15**Prueba del nivel de señal inalámbrica**

Distancia del sensor al receptor	Nivel de la señal inalámbrica
1 metro	Bueno
3 metros	Bueno
5 metros	Bueno
7 metros	Sin señal

Los resultados de esta prueba indican que el nivel de señal inalámbrica no muestra valores intermedios, aunque dispone de cuatro niveles (bueno, medio, malo y sin señal), es decir que se puede utilizar el sensor hasta una distancia aproximada de 5 metros, al sobrepasar dicho valor el sensor automáticamente se desconecta. En este proyecto el sensor y el receptor UBS en la PC se ubican a 1 metro de distancia sin obstáculos intermedios.

4.2.2 Prueba del Modo Expresivo

Esta prueba consiste en verificar los gestos faciales del usuario que pueden ser detectables por el sensor, como se indica en la Tabla 16. A continuación se indican los pasos para realizar la prueba:

- Conectar el USB a la PC.
- Hidratar los electrodos y colocarlos en el sensor Emotiv Eloc.
- Ubicar el sensor en la cabeza del usuario y encenderlo.
- Abrir el software Eloc Control Panel y crear un usuario. Si existen usuarios creados anteriormente seleccionar el deseado, caso contrario proceder a la creación de uno nuevo.
- Observar en el software que todos o la mayoría de electrodos tengan color verde, caso contrario verificar su contacto.
- Seleccionar la pestaña **EXPRESSIV SUITE**
- Pedirle al usuario que realice las acciones listadas en la Tabla 16 y observar el avatar del software para comprobar dicha acción. Si el avatar no detecta las expresiones listadas, cambiar la sensibilidad de detección y comprobar los resultados.

Tabla 16**Prueba del sensor Emotiv en Modo Expresivo**

Acción	Sensibilidad	Resultado
Mirar a la izquierda / derecha	Media	Acción detectada
Parpadeo	Media	Acción detectada
Guiñar ojo izquierdo	Media	Acción detectada
Guiñar ojo derecho	Media	Acción detectada
Elevar las cejas	Media	Acción detectada
Sonreír	Media	Acción detectada
Apretar los dientes	Baja / media / alta	Acción no detectada

Los resultados de la prueba indican que las expresiones faciales listadas se detectan con facilidad, acciones como observar a izquierda/derecha (Figura 145), parpadear y la elevar las cejas se utilizan para activar y desactivar diversos movimientos de la silla de ruedas. Además, se resalta que esta prueba no requiere entrenamiento previo.

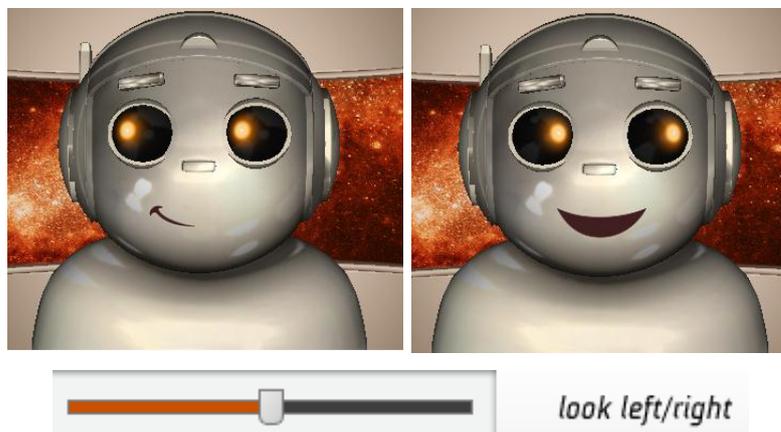


Figura 145: Acción mirar izquierda / derecha detectada por el sensor
Fuente: (Emotiv, 2010)

4.2.3 Prueba del Modo Cognitivo

Esta prueba consiste en entrenar al usuario, para que pueda dirigir mentalmente un cubo 3D del software, hacia 3 diferentes posiciones (arriba, izquierda y derecha), las cuales han sido seleccionadas de un total de 13

disponibles. A continuación se indican los pasos para la realización de la prueba:

- Conectar el USB a la PC.
- Hidratar los electrodos y colocarlos en el sensor Emotiv Eloc.
- Ubicar el sensor en la cabeza del usuario y encenderlo.
- Abrir el software Eloc Control Panel y crear un usuario. Si existen usuarios creados anteriormente seleccionar el deseado, caso contrario proceder a la creación de uno nuevo.
- Observar en el software que todos o la mayoría de electrodos tengan color verde, caso contrario verificar su contacto.
- Seleccionar la pestaña **COGNITIV SUITE**
- Pedirle al usuario que asocie una imagen o pensamiento representativo y totalmente distinto para cada movimiento.
- El software **Cognitive Trainer** permite realizar entrenamientos previos con las opciones Neutral, Izquierda, Derecha, Arriba y Abajo como se indica en la Figura 146, Figura 147 y Figura 148 respectivamente.

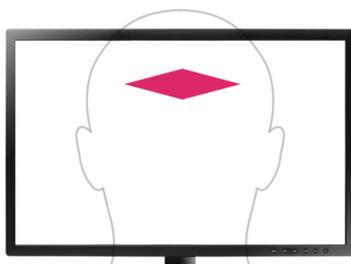


Figura 146: Figura asociada al movimiento hacia ARRIBA

Fuente: (Cognitive Trainer, 2014)

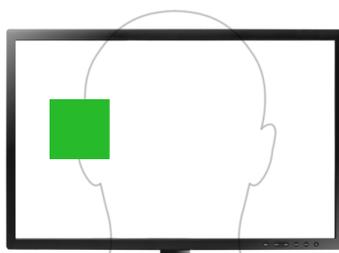


Figura 147: Figura asociada al movimiento a la IZQUIERDA

Fuente: (Cognitive Trainer, 2014)

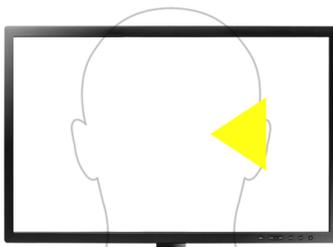


Figura 148: Figura asociada al movimiento a la DERECHA

Fuente: (Cognitive Trainer, 2014)

- Una vez realizado el entrenamiento previo, se lo ejecuta en el software Emotiv Control Panel, para ello se activa el entrenamiento mediante la opción **Train**. Dicho entrenamiento dura 8 segundos por acción, durante los cuales el usuario debe ser constante y consistente con sus pensamientos. Además se recomienda no usar gestos faciales ni forzar los músculos durante el entrenamiento.
- En primer lugar es necesario entrenar el estado Neutral, para ello se recomienda mantener la mente en blanco durante los 8 segundos que dura la grabación de señales. Al final de cada repaso se puede aceptar o declinar el entrenamiento y volverlo a realizar.
- Con el estado Neutral entrenado, se activa la opción para entrenar los demás movimientos. Se seleccionan los movimientos left, right, lift como se indica en la Figura 149 y se procede al entrenamiento de cada acción. Según el fabricante, para pasar al entrenamiento de otro movimiento, se debe controlar completamente el actual.

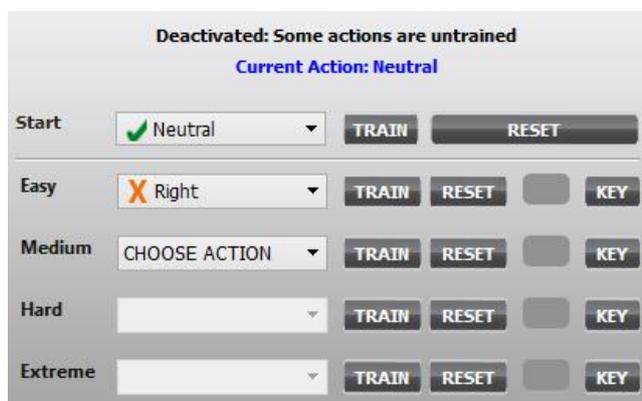


Figura 149: Selección del movimiento Right

Fuente: (Emotiv, 2010)

- Finalizado el entrenamiento individual de los movimientos deseados, se puede comprobar el control de los mismos mediante el cubo 3D que se aprecia en el software, como se indica en la Figura 150.



Figura 150: Cubo 3D desplazado hacia arriba.

Fuente: (Emotiv, 2010)

- Posteriormente se procede a realizar el entrenamiento en conjunto, para ello se seleccionan todos los movimientos deseados (Left, right, lift), como se indica en la Figura 151, se le pide al usuario que piense en cada figura asociada a cada acción y se comprueban los resultados en el cubo 3D. Si no se accionan los movimientos de la forma requerida, se continúan con los entrenamientos de forma individual.

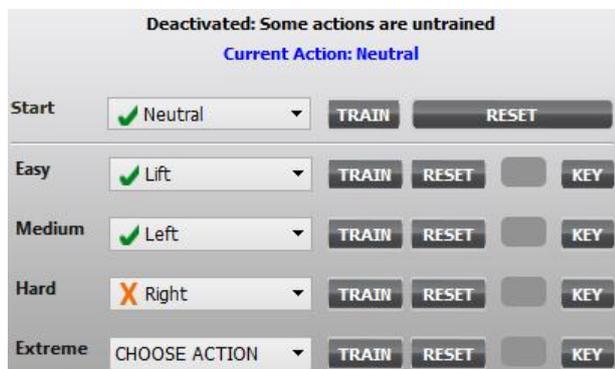


Figura 151: Selección de los movimientos Lift, Left y Right

Fuente: (Emotiv, 2010)

En la Tabla 17 se indican los resultados del control mental de los movimientos entrenados de forma individual y de forma conjunta.

Tabla 17

Prueba del sensor Emotiv en Modo Cognitivo

Acción entrenada	# de intentos	Resultados individuales	Resultados en conjunto
Neutral	100	Acción detectada	Acción detectada
Lift / Arriba	100	Acción detectada	Acción no detectada
Left / Izquierda	100	Acción detectada	Acción no detectada
Right / Derecha	100	Acción detectada	Acción no detectada

En las pruebas individuales se pudo observar que el cubo 3D se mueve en la dirección entrenada, aunque en ciertas ocasiones se detectan falsos positivos. Problemas como la desconcentración, el ruido, la interferencia electromagnética y el movimiento de los electrodos reducen la fiabilidad de cada entrenamiento. La empresa Emotiv recomienda un tiempo mínimo de 8 horas para familiarizarse con cada acción/pensamiento, pero también menciona que el excesivo entrenamiento puede provocar cansancio y fatiga mental e influir en erróneos registros.

En la prueba del control mental de movimientos en conjunto se observó que el cubo 3D se mantiene en su posición neutral a pesar de intentar desplazarlo mentalmente en las direcciones especificadas, en raras ocasiones se observaron desplazamientos del cubo 3D, pero eran mínimos y en su mayoría no iban acorde con el movimiento deseado. Se observó además, que el último movimiento entrenado es el más propenso a ser detectado, aunque con mucha dificultad.

4.2.4 Prueba del Mouse Emulator (giroscopio)

Mediante esta prueba se observan los movimientos detectados por el giroscopio del sensor.

A continuación se indican los pasos para la realización de la prueba:

- Conectar el USB a la PC.
- Ubicar el sensor en la cabeza del usuario y encenderlo. Para realizar esta prueba no es necesario colocar los electrodos en el sensor.
- Abrir el software Epc Control Panel y crear un usuario. Si existen usuarios creados anteriormente seleccionar el deseado, caso contrario proceder a la creación de uno nuevo.
- Seleccionar la pestaña **MOUSE EMULATOR**.
- Pedirle al usuario que mueva la cabeza hacia arriba, abajo, derecha e izquierda y observar en el software los movimientos detectados como se observa en la Figura 153. Al igual que en el modo **EXPRESIV SUITE**, se puede calibrar la sensibilidad de detección del giroscopio mediante la barra indicadora como se indica en la Figura 153.

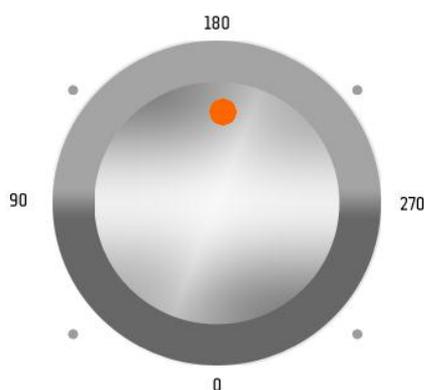


Figura 153: Giroscopio detectando un levantamiento de la cabeza

Fuente: (Emotiv, 2010)



Figura 153: Barra de calibración del giroscopio

Fuente: (Emotiv, 2010)

En la Tabla 18 se indican los resultados de la prueba efectuada al giroscopio del sensor Emotiv Epc, instalado en la cabeza del usuario.

Tabla 18
Prueba del giroscopio del sensor Emotiv

Movimiento de la cabeza	Resultados
Hacia arriba	Acción detectada
Hacia abajo	Acción detectada
Hacia la izquierda	Acción detectada
Hacia la derecha	Acción detectada
Rotacional	Acción detectada

Con la prueba realizada se puede observar que el giroscopio funciona correctamente, no existen falsos positivos y no se requiere de ningún tipo de entrenamiento previo, basta con seleccionar la sensibilidad deseada y el software seguirá los movimientos de la cabeza.

4.3 Pruebas de adquisición de las señales cerebrales

Para elegir los modos de controlar la silla de ruedas, se procede a realizar la adquisición de las señales cerebrales y visualizar las formas de onda por medio del sensor Mindwave de Neurosky. Este sensor fue la segunda opción para medir la actividad cerebral del usuario y a diferencia del Emotiv EPOC, permite observar las ondas captadas. Para la visualización de dichas señales se utilizan los programas Labview y Openvibe.

Cabe indicar que el sensor Mindwave no se utiliza para controlar la silla de ruedas de este proyecto, simplemente se lo requiere para visualizar las formas de onda de las señales cerebrales ante diversas circunstancias. A continuación se indican los pasos para la realización de esta prueba en Labview:

- Instalar el software **Mindwave** mediante el CD que acompaña al sensor.
- Instalar las librerías de Neurosky para Labview (LABVIEW-Neurosky Driver) mediante el VI Package Manager.
- Realizar la programación en Labview para adquirir las señales cerebrales y visualizarlas.

- Conectar el receptor USB a la PC.
- Colocar la batería AAA en el sensor Mindwave y encenderlo.
- Comunicar el sensor Mindwave con Labview.
- Pedirle al usuario que realice las siguientes actividades: parpadear, mirar a la izquierda, mirar a la derecha, fruncir el ceño.
- Observar las formas de onda resultantes.

A continuación se indican los pasos para la realización de esta prueba en Openvibe:

- Descargar e instalar el software Openvibe mediante el siguiente link: <http://openvibe.inria.fr/downloads/>.
- Realizar la programación en Openvibe para adquirir y visualizar las señales cerebrales.
- Conectar el receptor USB a la PC.
- Colocar la batería AAA en el sensor Mindwave y encenderlo.
- Comunicar el sensor Mindwave con Openvibe.
- Pedirle al usuario que realice las siguientes actividades: parpadear, mirar a la izquierda, mirar a la derecha, fruncir el ceño.
- Observar las formas de onda resultantes.

En la Figura 154 y Figura 155 se observan las formas de onda correspondientes al parpadeo del usuario, en el software Labview y Openvibe respectivamente.

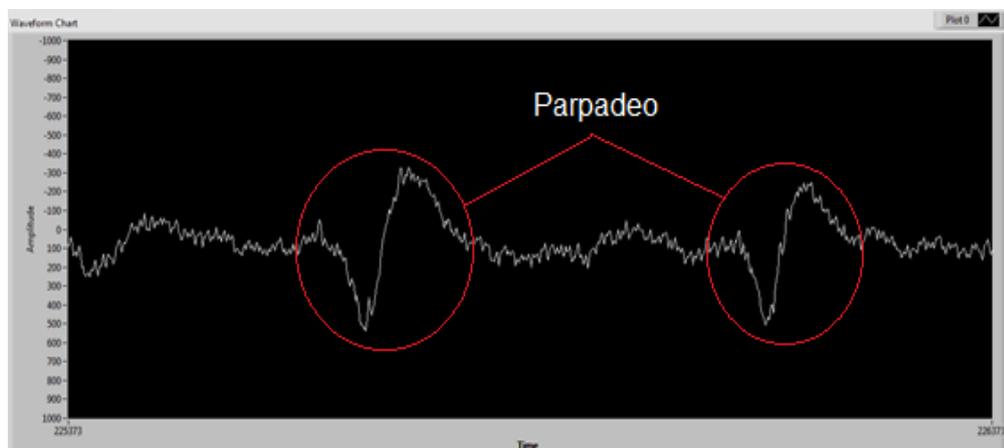


Figura 154: Formas de onda al parpadear
Fuente: Labview

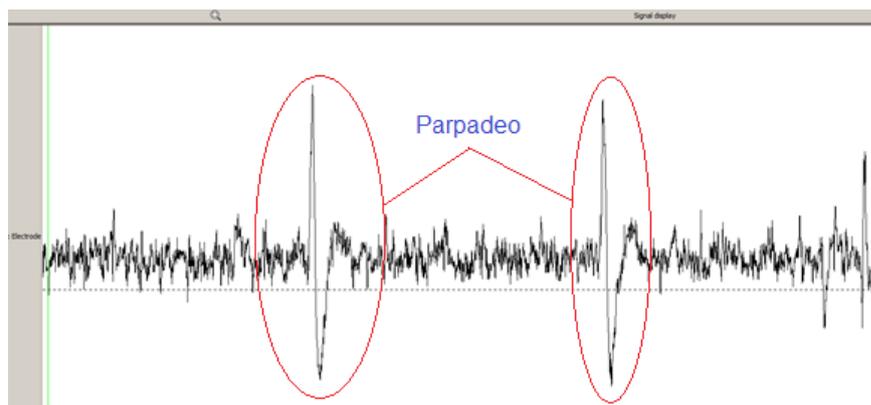


Figura 155: Formas de onda al parpadear
Fuente: (Openvibe, 2012)

En la Figura 156 y Figura 157 se observan las ondas que se producen cuando el usuario mira a izquierda, en Labview y Openvibe respectivamente.

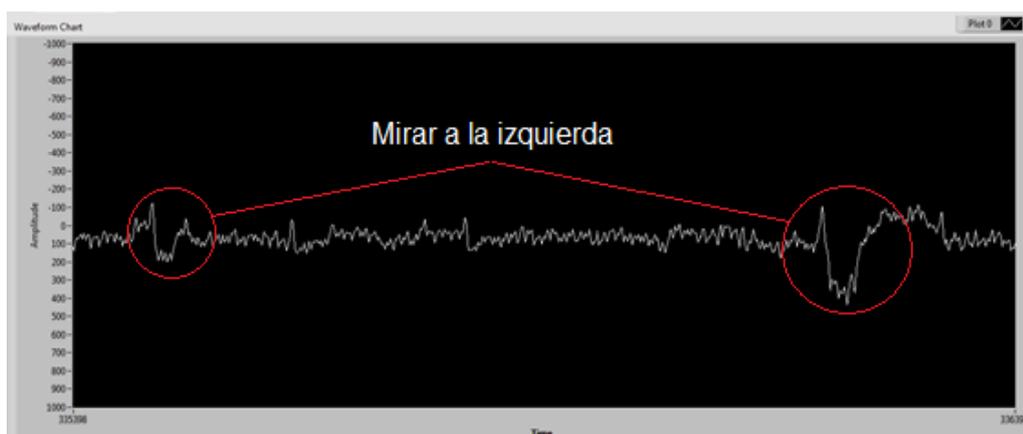


Figura 156: Formas de onda al mirar a la izquierda
Fuente: (Labview, 2012)



Figura 157: Formas de onda al mirar a la izquierda
Fuente: (Openvibe, 2012)

En la Figura 158 se observan las formas de onda que se producen cuando el usuario mira a la izquierda, en el software Openvibe.



Figura 158: Formas de onda al mirar a la derecha
Fuente: (Openvibe, 2012)

En la Figura 159 y Figura 160 se observan las ondas que se producen cuando el usuario frunce el ceño, en Labview y Openvibe respectivamente.



Figura 159: Formas de onda al fruncir el ceño
Fuente: (Labview, 2012)

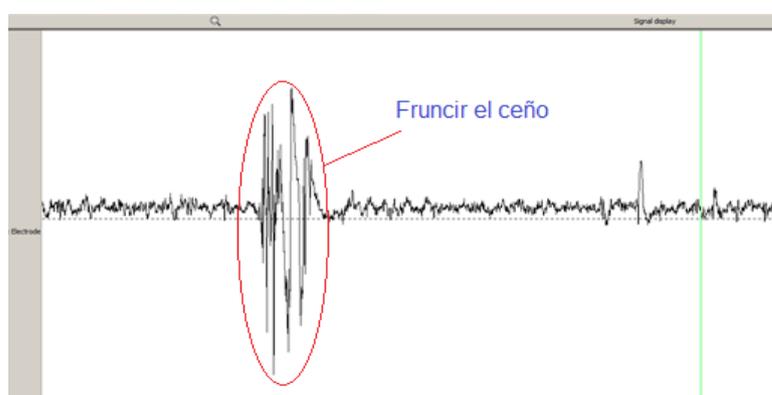


Figura 160: Formas de onda al fruncir el ceño
Fuente: (Openvibe, 2012)

4.4 Pruebas de comunicación entre Arduino y Labview

La comunicación serial entre el hardware Arduino Mega y el software Labview constituyen una parte vital del proyecto, ya que a través de éstos se cristaliza el control de la silla de ruedas. Para realizar la prueba de comunicación es necesario cargar los programas tanto en Arduino como en Labview, conectar mediante cable USB el hardware Arduino Mega y la PC y correr un ejemplo simple en Labview para observar si existen errores de comunicación. Los cambios de voltaje a la entrada del puerto analógico de Arduino se los realiza a través de un potenciómetro de 10 kΩ.

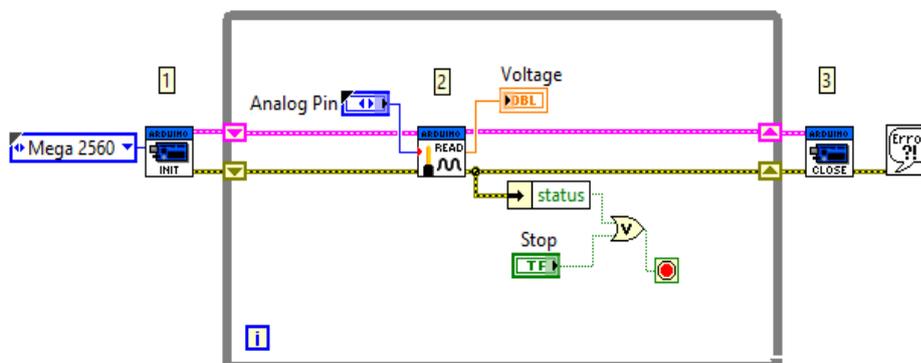


Figura 161: Programa para adquirir los valores del puerto analógico.

Fuente: (Labview, 2012)

En la Figura 161 se observa una programación en Labview para adquirir y visualizar el nivel de voltaje que cae en un potenciómetro, el cual está conectado a un puerto analógico de la placa Arduino.

Los resultados obtenidos son satisfactorios ya que no aparecen mensajes de error, ni el programa realizado se detiene, al contrario, se puede observar instantáneamente en el Panel de Frontal de Labview, los cambios en los valores de voltaje (0 – 5 V) al girar el potenciómetro.

4.4.1 Pruebas de los sensores ultrasónicos HC-SR04

Para realizar esta prueba es necesario incluir en la programación de Labview el VI Ultrasonic Sensor, desarrollado en el capítulo anterior de este proyecto.

Dicha prueba consiste en la colocación de obstáculos frente a los sensores ultrasónicos HC SR04 y mostrar los valores obtenidos en el panel frontal de Labview (Figura 162).

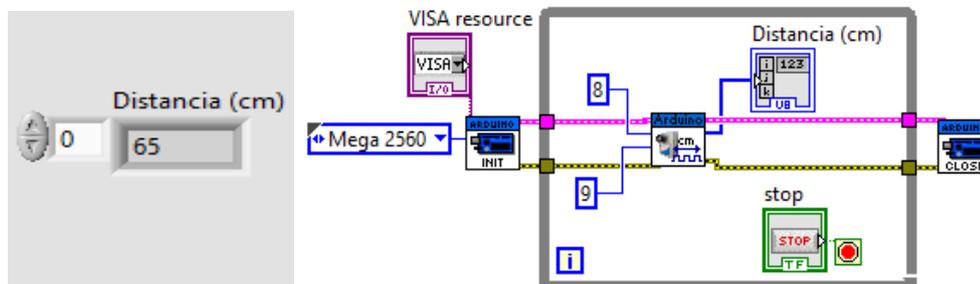


Figura 162: Medida registrada por el sensor ultrasónico

Fuente: (Labview, 2012)

En la Tabla 19 se muestra la distancia real existente entre los obstáculos y los sensores y la distancia medida por los mismos.

Tabla 19

Distancia obtenida por los sensores ultrasónicos

Sensor ultrasónico	Distan. real (cm)	Distan. medida (cm)	Distan. real (cm)	Distan. medida (cm)	Distan. real (cm)	Distan. medida (cm)
Sensor	5	6	25	49	64	65

Los resultados de las pruebas realizadas a los sensores ultrasónicos son satisfactorios, debido a que las medidas registradas concuerdan con las medidas reales. Se determina también, que la programación del **VI Ultrasonic Sensor** funciona acorde con lo esperado.

4.5 Pruebas de la estructura de la silla de ruedas

En el aspecto mecánico se observa que la estructura no falle ni se deforme. La prueba realizada es simplemente visual, debido a que las pruebas técnicas se realizaron en el software Solidworks y MDSolids y se

muestran en el Capítulo II de este proyecto. Para ello se ensamblan a la estructura todos los elementos necesarios: asiento, motores, ruedas locas, reposapiés y baterías. Se seleccionan además tres personas de distinto peso y se procede como se indica a continuación:

- La primera prueba consiste en ubicar una persona seleccionada en la silla de ruedas por un tiempo aproximado de 5 minutos, durante los cuales la silla permanece estática y el usuario realiza pequeños movimientos forzados desde el asiento.

En la Tabla 20 se indican los resultados observados ante la ejecución de la prueba con tres personas de distinto peso.

Tabla 20

Prueba estática del chasis de la silla de ruedas

Peso (Kg)	RESULTADOS
75	No se observan deformaciones en ningún miembro estructural
110	No se observan deformaciones en ningún miembro estructural
65	No se observan deformaciones en ningún miembro estructural

- La segunda prueba consiste en desplazar la silla de ruedas con una persona incorporada por un tiempo aproximado de 15 minutos, en los cuales se determina si existen o no deformaciones al inicio, durante y después del recorrido (se procede con salidas y frenadas bruscas).

En la Tabla 21 se indican los resultados observados ante la ejecución de la prueba con tres personas de distinto peso.

Tabla 21

Prueba dinámica del chasis

Peso (Kg)	RESULTADOS
75	No se observan deformaciones en ningún miembro estructural
110	No se observan deformaciones en ningún miembro estructural
65	No se observan deformaciones en ningún miembro estructural

- La prueba final consiste en incorporar al usuario a la silla de ruedas y desplazarlo manualmente por obstáculos de 4 cm. de alto, y además chocar frontalmente la silla a una velocidad aproximada de 1 Km/h.

En la Tabla 22 se indican los resultados observados ante la ejecución de la prueba con tres personas de distinto peso.

Tabla 22

Desplazamiento sobre obstáculos de la silla de ruedas

Peso	RESULTADOS
75	No se observan deformaciones en ningún miembro estructural
110	No se observan deformaciones en ningún miembro estructural
65	No se observan deformaciones en ningún miembro estructural

4.6 Pruebas de los diferentes modos de control de la silla de ruedas

Para realizar el control, se seleccionó el modo expresivo, cognitivo y giroscopio, este último no se relaciona con ondas cerebrales, pero por su ubicación en el sensor, permite un control sencillo de la silla de ruedas.

4.6.1 Control de la silla de ruedas en Modo Expresivo

Este control funciona según lo enunciado a continuación:

- Accionamiento hacia adelante: Parpadear dos veces.
- Accionamiento hacia la derecha: Mirar hacia la derecha.
- Accionamiento hacia la izquierda: Mirar hacia la izquierda.
- Freno: Fruncir el ceño.

Para la realización de esta prueba se ejecutan los siguientes pasos:

- Desactivar la alimentación eléctrica de la silla de ruedas.
- Ubicar al usuario en la silla y colocarle el sensor Emotiv Epop.
- Liberar los motores mediante la palanca de acople/desacople. Esto permite que la silla de ruedas sea empujada manualmente.

- Activar la alimentación eléctrica de la silla de ruedas.
- Conectar el receptor USB del sensor Emotiv y el cable USB de la placa Arduino en la PC.
- Verificar el estado de conexión y estado de los electrodos del sensor Emotiv Epoc, mediante el software Emotiv Control Panel.
- Correr el programa elaborado en Labview, para controlar la silla de ruedas y setear en la velocidad más baja.
- Realizar las gesticulaciones para los diversos accionamientos y observar los indicadores (Adelante, Derecha, Izquierda y Freno) en Labview.
- Si los accionamientos corresponden a las gesticulaciones predeterminadas, continuar con el siguiente paso, caso contrario realizar las correcciones pertinentes.
- Activar el freno mediante la gesticulación 'fruncir el ceño'.
- Habilitar los motores mediante la palanca de acople/desacople. Esto permite que los motores accionen la silla de ruedas.
- Realizar las gesticulaciones para los diversos accionamientos.
- Comprobar que la silla se desplaza conforme a las gesticulaciones predeterminadas.

Los resultados de la prueba realizada indican que es factible controlar la silla de ruedas del modo seleccionado. Existen errores en la activación de movimientos, pero se dan por gesticulaciones involuntarias del usuario durante el recorrido, cuando éste se desconcentra.



Figura 163: Activación de movimientos mediante el modo expresivo

En la Figura 163 se observa la activación del movimiento hacia delante de la silla de ruedas, mediante el doble parpadeo del usuario.

4.6.2 Control de la silla de ruedas en Modo Cognitivo/Expresivo

El control en modo cognitivo/expresivo tiene las siguientes características:

- Accionamiento hacia adelante: Pensar en la acción u objeto registrados previamente, en la prueba del modo cognitivo de la sección 4.2 de este proyecto.
- Accionamiento hacia la derecha: Mirar hacia la derecha.
- Accionamiento hacia la izquierda: Mirar hacia la izquierda.
- Freno: Fruncir el ceño.

Para la realización de esta prueba se ejecutan los siguientes pasos:

- Desactivar la alimentación eléctrica de la silla de ruedas.
- Ubicar al usuario en la silla de ruedas. y colocarle el sensor.
- Liberar los motores mediante la palanca de acople/desacople. Esto permite que la silla de ruedas sea empujada manualmente.
- Activar la alimentación eléctrica de la silla de ruedas.
- Conectar el receptor USB del sensor Emotiv y el cable USB de la placa Arduino en la PC.
- Verificar el estado de conexión y estado de los electrodos del sensor Emotiv Epoc, mediante el software Emotiv Control Panel.
- Correr el programa elaborado en Labview, para controlar la silla de ruedas y setear en la velocidad más baja.
- Verificar el accionamiento de los indicadores en Labview mediante el pensamiento y las gesticulaciones predeterminadas.
- Si los accionamientos corresponden al control predeterminado, continuar con el siguiente paso, caso contrario realizar las correcciones pertinentes.
- Activar el freno mediante la gesticulación 'fruncir el ceño'.
- Habilitar los motores mediante la palanca de acople/desacople. Esto permite que los motores accionen la silla de ruedas.

- Accionar la silla de ruedas.
- Comprobar que la silla se desplaza conforme a lo predeterminado.

Los resultados de la prueba realizada indican que se puede controlar la silla de ruedas del modo seleccionado.

Cuando se intenta accionar (desplazar hacia adelante) la silla de ruedas mediante el modo cognitivo, existen demoras debido a que el usuario debe relajarse y concentrarse en el pensamiento establecido para dicho movimiento. Además se observan activaciones erróneas, las cuales se dan por gesticulaciones involuntarias del usuario durante el recorrido, cuando éste se desconcentra.

4.6.3 Control de la silla de ruedas en Modo Giroscopio

El control mediante el Modo Giroscopio tiene las siguientes características:

- Accionamiento hacia adelante: Levantar la cabeza y retornar a la posición central.
- Accionamiento hacia la derecha: Girar la cabeza a la derecha y retornar a la posición central.
- Accionamiento hacia la izquierda: Girar la cabeza a la izquierda y retornar a la posición central.
- Freno: Bajar la cabeza y retornar a la posición central.

Para la realización de esta prueba se ejecutan los siguientes pasos:

- Desactivar la alimentación eléctrica de la silla de ruedas.
- Ubicar al usuario en la silla y colocarle el sensor Emotiv Epoc.
- Liberar los motores, mediante la palanca de acople/desacople. Esto permite que la silla de ruedas sea empujada manualmente.
- Activar la alimentación eléctrica de la silla de ruedas.
- Conectar el receptor USB del sensor Emotiv y el cable USB de la placa Arduino en la PC.
- Verificar la conexión del sensor Epoc, mediante el software Emotiv Control Panel. No es necesario colocar los electrodos en el sensor.

- Correr el programa elaborado en Labview, para controlar la silla de ruedas y setear en la velocidad más baja.
- Realizar los movimientos de la cabeza para los diversos accionamientos y observar los indicadores (Adelante, Derecha, Izquierda y Freno) en Labview.
- Si los accionamientos corresponden a los movimientos de la cabeza predeterminados, continuar con el siguiente paso, caso contrario realizar las correcciones pertinentes.
- Activar el freno mediante el movimiento predeterminado de la cabeza.
- Habilitar los motores mediante la palanca de acople/desacople. Esto permite que los motores accionen la silla de ruedas.
- Realizar los movimientos de la cabeza para los diversos accionamientos.
- Comprobar que la silla se desplaza conforme a lo establecido anteriormente.

Los resultados de la prueba realizada indican que se puede controlar fácilmente la silla de ruedas mediante el Modo Giroscopio. Al igual que en la prueba de control en el Modo Expresivo, existen errores en la activación de movimientos por desconcentraciones del usuario durante el recorrido, el cual mueve la cabeza en alguna dirección utilizada para el control de la silla, de manera involuntaria.



Figura 164: Activación de movimientos mediante el Modo giroscopio

En la Figura 164 se observa al usuario moviendo la silla de ruedas hacia adelante mediante el levantamiento de la cabeza.

4.7 Pruebas de distancia recorrida

Con esta prueba se intenta verificar la autonomía de 10 Km establecida en el diseño de la silla de ruedas. Para ello se la desplaza el dispositivo con las baterías totalmente cargadas, en un trayecto variable, con un usuario de 70 Kg. En la Tabla 23 se indica la distancia recorrida por la silla de ruedas.

Tabla 23

Distancia recorrida por silla de ruedas

Trayectoria	Distancia recorrida
Horizontal	8 Km
Inclinada (subida)	2 Km
Inclinada (bajada)	2 Km

Los resultados obtenidos son satisfactorios, debido a que se realizó un recorrido total de 12 Km con una sola carga de batería y la misma se encuentra con una carga del 25 % luego del desplazamiento. Es decir, que se puede aumentar la autonomía de recorrido, aunque esto depende del tipo de arranque, tipo de frenado, tipo de trayectoria y del peso del usuario.

4.8 Alcances y limitaciones

Finalizado el proyecto, se detallan los alcances y limitaciones encontradas, con lo cual se posibilita un posterior desarrollo y mejora de la silla de ruedas.

4.8.1 Alcances

En el presente proyecto se alcanzó lo siguiente:

- Se pudo diseñar y construir el sistema mecatrónico.

- Se realizó la adquisición en Labview y Openvibe de las señales cerebrales detectadas por el sensor Mindwave de Neurosky.
- Se pudo controlar la silla de ruedas únicamente con las señales captadas en el cuero cabelludo por el sensor Emotiv Epoc, no se necesitó otro accesorio o sistema para realizar dicha tarea.
- Se pudo accionar la silla de ruedas hacia adelante, mediante ondas cerebrales y hacia las demás direcciones mediante gesticulaciones y movimientos oculares.
- Se pudo controlar totalmente la silla de ruedas mediante gesticulaciones correspondientes a parpadeos y movimientos oculares.
- Se pudo controlar totalmente la silla de ruedas con movimientos de la cabeza, gracias al giroscopio del sensor Emotiv Epoc.
- Se pudieron implementar sensores ultrasónicos para detener la silla de ruedas ante la presencia de obstáculos.
- Se logró la comunicación entre el software Labview, Emotiv Control Panel y Arduino IDE.

4.8.2 Limitaciones

En el presente proyecto se tuvieron las siguientes limitaciones:

- No se pudo controlar totalmente la silla de ruedas mediante ondas cerebrales. Se adquirieron dos sensores de ondas cerebrales (Mindwave y Emotiv Epoc), pero no se logró aquel objetivo.
- Por cuestiones de presupuesto no se pudo acceder a sensores de ondas cerebrales más sofisticados, o a su vez adquirir licencias que permitan acceder y manipular las señales cerebrales captadas por el sensor utilizado Emotiv Epoc.
- Fue necesaria la utilización de una PC portátil como interfaz de usuario, lo cual reduce la robustez del dispositivo ante diversas situaciones climáticas o aspectos de seguridad del usuario.
- La investigación con relación a ondas cerebrales no se ha extendido debido a su complejidad, por lo que no existe suficiente información

acerca de estas señales y dispositivos que puedan obtener mediciones fiables.

- Los sensores de actividad cerebral no se comercializan en el país, por lo que no se pueden realizar pruebas o conocerlos físicamente antes de comprarlos. Además la adquisición del producto elegido demora muchos días.
- Es necesaria la supervisión y presencia constante de un ayudante, mientras el usuario con limitación pléjica acciona la máquina.

CAPÍTULO V

5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 Conclusiones

Se diseñó y construyó una silla de ruedas autónoma, accionada mediante ondas cerebrales, para la Asociación de limitados pléjicos de Tungurahua (ASOPLEJICAT).

La silla de ruedas puede ser accionada en una sola dirección mediante ondas cerebrales (modo cognitivo). Existen limitaciones en cuanto al control total de la silla de ruedas mediante pensamientos.

Se puede controlar la silla de ruedas sin dificultad mediante las señales provenientes de gesticulaciones faciales y movimientos oculares (parpadeo, mirar a izquierda, mirar a derecha y levantamiento de cejas).

El modo expresivo no requiere entrenamiento, sólo es necesario verificar que las diversas gesticulaciones faciales y movimientos oculares detectados en el software sean correctos.

Las ondas provenientes de parpadeos, movimientos oculares y movimientos de los electrodos tienen un patrón definido, se distinguen fácilmente y son de mayor amplitud que las ondas generadas por los pensamientos y actividades puramente mentales (atención, relajación, meditación, etc.).

El entrenamiento en modo cognitivo se ve afectado por diversas interferencias endógenas (gesticulaciones, movimientos oculares, movimientos de las extremidades) y exógenas (movimiento de los electrodos, débil o inexistente contacto de los electrodos con el cuero cabelludo, insuficiente hidratación de los electrodos, interferencias electromagnéticas, ruido ambiental, etc.).

El sensor de actividad cerebral no detecta pensamientos de manera inmediata, el mismo está diseñado para seleccionar los movimientos

deseados a través del software, asociar un pensamiento específico para cada movimiento y registrar dicho pensamiento mediante un entrenamiento de 8 segundos que puede ser repetido varias veces.

La conjunción del modo expresivo y cognitivo para el accionamiento de la silla de ruedas, ralentiza la respuesta de los sistemas informáticos.

La silla de ruedas se puede controlar fácilmente mediante los movimientos de cabeza hacia arriba, abajo, derecha e izquierda, detectados por el giroscopio incorporado al sensor de actividad cerebral.

Para maniobrar el dispositivo se requiere entrenamiento para familiarizarse con las distintas formas de activar/desactivar el mecanismo.

El control de la silla de ruedas en cualquiera de los modos seleccionados requieren mucha concentración, para evitar accionamientos erróneos e involuntarios.

El control mediante el giroscopio (movimientos de la cabeza) es el más fiable, debido a que tiene mayor velocidad de respuesta y facilidad de activación.

La correcta ubicación de los sensores de proximidad facilitan la detección de obstáculos que pueden interferir en el desplazamiento de la silla de ruedas.

La adecuada calibración de los frenos de los motores DC permite desplazar de la silla de ruedas en línea recta cuando el accionamiento es hacia adelante, caso contrario la dirección es desplazada ya sea a la izquierda o a la derecha.

El análisis estructural del chasis simulado mediante software, facilita su respectivo diseño y construcción.

5.2 Recomendaciones

Realizar una supervisión constante mientras el usuario con limitación pléjica utiliza la silla de ruedas.

Verificar en el software Emotiv Control Panel que todos los indicadores de contacto de los electrodos del sensor, se encuentren de color verde, para evitar problemas en la detección y adquisición de las señales cerebrales.

Realizar un análisis minucioso en la selección de cualquier tipo de elemento, para evitar gastos innecesarios.

No abusar del entrenamiento diario en el modo cognitivo, debido a que además de fatiga mental, puede provocar frustración en el usuario ante resultados no satisfactorios.

Evitar en lo posible fuentes de interferencia electromagnética, como redes Wi Fi, señales de radio, celular, etc., ya que estas pueden provocar efectos negativos en los dispositivos electrónicos de este proyecto.

No utilizar el interruptor de encendido/apagado de la silla de ruedas como dispositivo de frenado, salvo en caso de emergencias, ya que las constantes activaciones disminuyen el rendimiento de las baterías y provocan picos de corriente que pueden dañar los elementos electrónicos.

Antes de activar el desplazamiento de la silla de ruedas, comprobar que los indicadores digitales de Labview sean los adecuados.

Calibrar mecánicamente los frenos electromagnéticos de los motores DC, para que se comporten de manera similar.

Buscar la exactitud en las longitudes de las vigas que conforman estructuras simétricas, para obtener un ensamble de piezas adecuado.

Cargar la silla de ruedas sin el usuario a bordo de la misma, en un ambiente ventilado, lejos de materiales corrosivos e inflamables.

BIBLIOGRAFÍA

- Gordon, D. (2004). *Bicycling Science*. 3ra edición. Londres, Inglaterra. The MIT Press.
- Mott, R. (2006). *Diseño de Elementos de Máquinas*. 4ta edición. Naucalpan de Juárez, Estado de México, D. F.: Prentice Hall Hispanoamérica, S.A.
- NTE INEN 2415, (2008). *Tubos de acero al carbono soldados para aplicaciones estructurales y usos generales*. 1ra edición. Quito, Ecuador.
- NTE INEN 1623, (2009). *Aceros. Perfiles estructurales conformados en frío. Requisitos e inspección*. 1ra edición. 2da revisión. Quito, Ecuador.

LINKOGRAFÍA

- Adserá. (2013). *[en línea] Definición de cerebro*. Disponible en: <http://www.encyclopediasalud.com/definiciones/cerebro>. [Recuperado el: 10/03/2014].
- Adserá. (2013). *[en línea] Definición de lóbulo temporal*. Disponible en: <http://www.encyclopediasalud.com/definiciones/lobulo-temporal>. [Recuperado el: 10/03/2014].
- Adserá. (2013). *[en línea] Definición de lóbulo parietal*. Disponible en: <http://www.encyclopediasalud.com/definiciones/lobulo-parietal>. [Recuperado el: 10/03/2014].
- Adserá. (2013). *[en línea] Definición de lóbulo occipital*. Disponible en: <http://www.encyclopediasalud.com/definiciones/lobulo-occipital>. [Recuperado el: 10/03/2014].
- Adserá. (2013). *[en línea] Definición de Lóbulo frontal*. Disponible en: <http://www.encyclopediasalud.com/definiciones/lobulo-frontal>. [Recuperado el: 10/03/2014].
- Aguirre. (2013). *Libreta de cálculo selección motor auto eléctrico o de combustión*. Disponible: <http://es.scribd.com/doc/144283585/Libreta-de-Calculo-Seleccion-motor-auto-electrico-o-de-combustion#scribd>. [Recuperado el: 05/07/2014].
- Alcubierre. (2005). *Silla de ruedas inteligente controlada por voz*. D: <http://webdiis.unizar.es/~jminguez/Silla%20de%20Ruedas%20Inteligente%20Controlada%20por%20Voz.pdf>. [Recuperado el: 15/09/2014].
- Alegsa. (2010). *[en línea] Definición de Sistema de control*. Disponible en: <http://www.alegsa.com.ar/Dic/sistema%20de%20control.php>. [Recuperado el: 03/06/2014].
- Alvarado. (2015). *[en línea] Síndrome de compresión medular*. Disponible en: <http://micasaemis.com/compresionmedular/>. [Recuperado el: 10/02/2015].
- Arduino. (2013). *[en línea] What is Arduino?* Disponible en: <https://www.arduino.cc/en/Guide/Introduction>. [Recuperado el: 21/11/2014].

- Ares. (2012). [en línea] *Sillas eléctricas, tipos*. Disponible en: <https://sites.google.com/site/minusvaliasfisicas/historia-de-la-silla-de-ruedas/sillas-electricas-tipos>. [Recuperado el: 17/06/2013].
- Arrazola. (2007). [en línea] *La tetraplejía*. Disponible en: <http://www.iriscom.org/Iriscom/la-tetraplejia.html>. [Recuperado el: 08/06/2014].
- Atmel. (2011). [en línea] *Atmel AVR 8-bit and 32-bit Microcontrollers*. Disponible en: <http://www.atmel.com/products/microcontrollers/avr/>. [Recuperado el: 04/07/2014].
- Barea. (2001). [en línea] *Electroencefalografía*. Disponible en: <http://www.bioingenieria.edu.ar/academica/catedras/bioingenieria2/archivos/apuntes/tema%205%20-%20electroencefalografia.pdf>. [Recuperado el: 22/10/2014].
- Castiñeira. (2011). [en línea] *Sistemas de control*. Disponible en: http://www.tecnologia_tecnica.com.ar/sistemadecontrol/index%20sistemadecontrol_archivos/Page268.htm. [Recuperado el: 18/11/2013].
- Catedu. (2012). [en línea] *Arranque de los motores de c.c.* Disponible: http://e_educativa.catedu.es/44700165/aula/archivos/repositorio//4750/4933/html/45_arranque_de_los_motores_de_cc.html. [Recuperado el: 13/08/2014].
- Ceapat, (2003). [en línea] *Mando de sople / absorción para silla de ruedas eléctrica*. Disponible en la página web: http://www.catalogo_ceapat.org/ayuda/12/24/03/23;jsessionid=139v7040q7ner?nivel=122403. [Recuperado el: 08/02/2015].
- Cte. (2008). [en línea] *High frequency battery charger*. Disponible en: http://www.ctecorp.com.tw/cte_web_en/dl/CTE%20Chargers.pdf. [Recuperado el: 16/08/2014].
- Dimension Engineering. (2006). *Sabertooth dual 25 A motor driver*. D: <http://www.dimensionengineering.com/products/sabertooth2x25>. [Recuperado el: 09/05/2014].
- Dimension Engineering. (2012). [en línea] *SABERTOOTH 2x25 V2 USER'S GUIDE. PÁGINA 11*. Disponible en: <http://www.dimensionengineering.com/datasheets/Sabertooth2x25v2.pdf>. [Recuperado el: 09/05/2014].

- Discapnet. (2003). [en línea] *Lesión de la médula espinal*. Disponible: <http://salud.discapnet.es/Castellano/Salud/Enfermedades/EnfermedadesDiscapacitantes/L/Lesion%20de%20la%20Medula%20Espinal/Paginas/cover%20lesion.aspx>. [Recuperado el: 12/09/2013].
- Disgoo. (2012). [en línea] *LA CUADRIPLEJIA Y LA TETRAPLEJIA DEFINICIÓN Y NUEVOS TRATAMIENTOS*. Disponible en: <http://disgoo.com/profiles/blogs/la-cuadruplejia-y-la-tetraplejia-definicion-y-nuevos-tratamientos>. [Recuperado el: 14/09/2014].
- Ebrahimi. (2007). *Recent advances in brain-computer interfaces*. D: <http://ieeexplore.ieee.org/xpl/articleDetails.jsp?arnumber=4412807>. [Recuperado el: 07/10/2014].
- Electrónica Estudio. (2006). [en línea] *Qué es un microcontrolador?* Disponible: <http://www.electronicaestudio.com/microcontrolador.htm>. [Recuperado el: 27/04/2014].
- Emotiv. (2010). [en línea] *Acerca de nosotros*. Disponible en: <http://emotiv.com/>. [Recuperado el: 19/06/2014].
- Enableyourlife. (2014). [en línea] *10x3 in (3.00-4) Invacare Pronto (M50, M51, M61, M71) Drive Wheel*. Disponible en: <http://enableyourlife.com/10-x-3-300-4-drive-wheel-pronto-wheelchair.asp>. [Recuperado el: 15/04/2014].
- Fernández. (2006). [en línea] *Control avanzado*. Disponible en: http://www.aie.cl/files/file/comites/ca/abc/Control_Avanzado.pdf. [Recuperado el: 04/11/2014].
- Galindo. (2008). [en línea] *INTRODUCCIÓN A LOS SISTEMAS BRAIN COMPUTER INTERFACE*. Disponible en: <http://www.lacofa.es/blog/2008/12/15/introduccion-a-los-sistemas-brain-computer-interface/>. [Recuperado el: 09/02/2014].
- Galindo. (2009). [en línea] *Aplicación de los sistemas BCI*. Disponible en: <http://www.lacofa.es/blog/2009/02/26/aplicacion-de-los-sistemas-bci/#respond>. [Recuperado el: 09/02/2014].
- García. (2009). [en línea] *Sistemas de control lazo abierto lazo cerrado*. https://www.academia.edu/7885237/Sistemas_de_control_-_lazo_abierto_-_lazo_cerrado. [Recuperado el: 23/11/2013].

- Gómez. (1999). [en línea] *Sillas de ruedas. Características técnicas y antropométricas*. Disponible en: <http://www.elsevier.es/es-revista-rehabilitacion-120-articulo-sillas-ruedas-caracteristicas-tecnicas-antropometricas-13004964>. [Recuperado el: 07/09/2014].
- Gtec. (2001). *Acerca de nosotros*. Disponible en: <http://www.gtec.at/>. [Recuperado el: 12/07/2014].
- Ihs. (2011). [en línea] *Dc motor drives information*. Disponible en: http://www.globalspec.com/learnmore/motion_controls/controls_drives/dc_motor_drives. [Recuperado el: 21/05/2014].
- Interactive Productline. (2004). [en línea] *Acerca de nosotros*. Disponible en: <http://www.mindball.se/>. [Recuperado el: 12/07/2014].
- Invacare. (2008). [en línea] *Pronto M51*. Disponible en: http://www.invacare.com/doc_files/02-066_M51_rev0608.pdf. [Recuperado el: 15/02/2014].
- Invacare. (2009). [en línea] *OWNER'S OPERATOR AND MAINTENANCE MANUAL*. Página 12. Disponible en: http://www.invacare.com/doc_files/1125085J.pdf. [Recuperado el: 19/07/2014].
- Isha. (2008). [en línea] *Espasticidad*. Disponible en: <http://www.ammanu.edu.jo/wiki1/es/articles/e/s/p/Espasticidad.html>. [Recuperado el: 06/08/2013].
- Jiménez. (2014). [en línea] *Traumatismos craneoencefálicos y Medicina General*. Disponible en: <http://www.revista-portalesmedicos.com/revista-medica/traumatismos-craneoencefalicos-y-medicina-general/>. [Recuperado el: 26/11/2014].
- KidsHealth. (2006). *El cerebro y el sistema nervioso*. Disponible en: http://kidshealth.org/parent/en_espanol/general/brain_nervous_system_esp.html#. [Recuperado el: 14/11/2013].
- Lopartegui. (2005). [en línea] *El sistema nervioso*. Disponible en: <http://www.saludmed.com/FisiolEj/NervoN.html>. [Recuperado el: 14/11/2013].
- Martín, Mazo, Palazuelos & Sánchez. (2001). [en línea] *Estudio comparativo de dos técnicas de procesamiento de señales EEG para la discriminación de estados mentales*. Disponible en:

- <http://www.sidar.org/acti/jorna/5jorna/ponencias/ponencia3-7.doc>.
[Recuperado el: 09/02/2014].
- Microchip. (2012). [en línea] *Porqué comprar microcontroladores PIC?* Disponible en: <http://www.microchip.com/pagehandler/en-us/products/picmicrocontrollers>. [Recuperado el: 16/03/2014].
 - Micropik. (2010). [en línea] *Ultrasonic Ranging Module HC-SR04*. Disponible en: <http://www.micropik.com/PDF/HCSR04.pdf>. [Recuperado el: 14/03/2014].
 - NeuroSky. (2014). [en línea] *Acerca de nosotros*. Disponible en: <http://neurosky.com/>. [Recuperado el: 12/01/2015].
 - Nih. (2005). [en línea]. *Syringomyelia*. Disponible en: http://www.ninds.nih.gov/disorders/syringomyelia/syringomyelia_brochure.pdf. [Recuperado el: 20/08/2013].
 - Nih. (2012). [en línea] *Mielitis transversa*. Disponible en: http://espanol.ninds.nih.gov/trastornos/mielitis_transversa.htm. [Recuperado el: 20/08/2013].
 - Novacero. (2014). [en línea] *Tubo*. Disponible en: <http://www.novacero.com/catalogo-productos/cptuberia-estructural/tubo.html#tubos-cuadrados>. [Recuperado el: 01/07/2014].
 - Orientalmotor. (2013). *Descripción general de servomotores*. D: <http://www.orientalmotor.com.mx/productos/servomotores.html>. [Recuperado el: 15/02/2014].
 - Oyp. (2007). [en línea] *Cómo funciona un joystick?* Disponible en: <http://www.ordenadores-y-portatiles.com/joystick.html>. [Recuperado el: 08/05/2014].
 - Pagán. (2013). [en línea] *La cartografía del cerebro*. Disponible en: http://www.lajornadadeoriental.com.mx/columna/puebla/medeinves/la-cartografia-del-cerebro_id_22822.html. [Recuperado el: 18/06/2014].
 - Plejia. (2004). [en línea] *Plejia*. Disponible en: <http://plejia.com/>. [Recuperado el: 09/07/2013].
 - Pololu. (2014). [en línea] *MMA7361LC 3-Axis Accelerometer $\pm 1.5/6g$ with Voltage Regulator*. Disponible en: <http://www.pololu.com/product/1251>. [Recuperado el: 15/08/2014].

- RegenBat. (2008). *[en línea] Baterías*. Disponible en: <http://www.regenbat.com/clasificacion-regenbat-regeneracion-baterias.php>. [Recuperado el: 26/08/2014].
- Renobat. (2014). *Principales tipos de baterías en el mercado*. Disponible en: <http://www.renobat.eu/es/comunicacion/articulos/130-principales-tipos-de-baterias-en-el-mercado>. [Recuperado el: 14/10/2014].
- Sain Smart. (2010). *[en línea] ULTRASONIC RANGING DETECTOR MOD HC-SR04 DISTANCE SENSOR*. Disponible en: <http://www.sainsmart.com/arduino/arduino-sensors/ultrasonic-ranging-detector-mod-hc-sr04-distance-sensor.html>. [Recuperado el: 17/08/2014].
- Schultz. (1999). *[en línea] Neurona*. Disponible en: <http://www.profesorenlinea.cl/Ciencias/neurona.htm>. [Recuperado el: 29/06/2013].
- Tecnum. (2003). *[en línea] Sillas de ruedas eléctricas*. Disponible en: <http://www.tecnum.net/electricas.htm>. [Recuperado el: 16/09/2013].
- Téxum. (2010). *PARAPARESIA ESPÁSTICA FAMILIAR*. <http://www.texum.es/contacto-texum.html>. [Recuperado el: 07/07/2013].
- Tombesi. (2012). *[en línea] Análisis de Electroencefalograma con Transformada de Fourier*. Disponible en: <http://lcr.uns.edu.ar/fvc/NotasDeAplicacion/FVC-TombesiSantiago.pdf>. [Recuperado el: 12/04/2014].
- Torres. (2012). *[en línea] Regulación Automática*. Disponible en: <http://es.scribd.com/doc/82988029/17/CONTROL-PROPORCIONAL-INTEGRAL-PI>. [Recuperado el: 02/06/2013].
- Truven. (2014). *[en línea] Desbridamiento*. Disponible en: http://www.allinahealth.org/mdex_sp/SD7489G.HTM. [Recuperado el: 21/08/2013].
- Twenergy. (2013). *[en línea] Cómo funciona un detector de presencia?* Disponible en: <http://twenergy.com/a/como-funciona-un-detector-de-presencia-912>. [Recuperado el: 13/05/2014].

- Yarzabal. (2007). *[en línea]* DOS NUEVOS INVENTOS TECNOLÓGICOS EN JAPÓN QUE TIENES QUE VER. Disponible en: <http://www.batanga.com/curiosidades/2007/12/20/dos-nuevos-inventos-tecnologicos-en-japon>. [Recuperado el: 18/03/2014].

ANEXOS



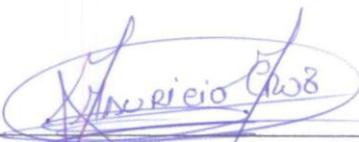
**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

CERTIFICACIÓN

Se certifica que el presente trabajo fue desarrollado por el señor: **NÉSTOR DAMIÁN LASLUIA GARCÉS.**

En la ciudad de Latacunga, a los **08 días del mes de diciembre del 2015.**

Aprobado por:



Ing. Mauricio Cruz

DIRECTOR DEL PROYECTO



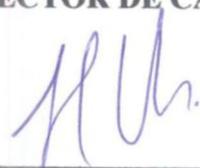
Ing. Marco Singaña

CODIRECTOR DEL PROYECTO



Ing. Vicente Hallo

DIRECTOR DE CARRERA



Dr. Freddy Jaramillo

SECRETARIO ACADÉMICO