

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ



## ESCUELA DE POSTGRADO

MAESTRÍA EN INGENIERÍA MECATRÓNICA

Diseño del Sistema de Comando de una Silla  
de Ruedas Motorizada mediante Movimientos  
Cervicales

JHON EZRAD MONTERO FERNÁNDEZ  
2005.0403.N

ASESOR  
FRANCISO CUELLAR

## Resumen

En el mundo existen alrededor de mil millones de personas con algún tipo de discapacidad según lo indica la Organización Mundial de la Salud (*World Health Organization - WHO*). Como respuesta a esta necesidad existe una línea de investigación orientada a la salud (física y emocional) que cada vez cobra mayor interés. El presente trabajo sigue esta línea de investigación y propone una integración de un sistema mecatrónico que permita el libre traslado de un lugar a otro a personas que tengan impedimento para el uso de brazos y piernas, y sin necesidad de la ayuda de una segunda persona. Esta solución es basada en un algoritmo que interpreta los movimientos cervicales y los traduce a órdenes de movimiento para una silla de ruedas motorizada, que cuenta además con sensores de obstáculos para facilitar la navegación del usuario; y tiene como propósito generar un sentimiento de autosuficiencia que repercuta positivamente en su salud. Finalmente se presentarán los resultados obtenidos durante la etapa de experimentación que valide la propuesta planteada.

## Agradecimiento

Agradezco de todo corazón a mi familia por haberme apoyado en esta nueva etapa, y en especial a mis abuelos que han sido el soporte y ejemplo a seguir por los valores mostrados e inculcados en mí desde niño.

Así mismo agradezco a mis compañeros de clase durante estos dos últimos años, ya que gracias al compañerismo y amistad han aportado en conocimiento y ganas de seguir adelante para culminar esta etapa de nuestras carreras. Extiendo además estos agradecimientos a los investigadores del Laboratorio

De igual forma, agradezco a mi asesor Francisco Cuéllar, quien junto a su equipo de investigadores, orientó brindó y facilitó para la realización de esta tesis. A mis jurados de tesis Julio Tafur y Karol Muñoz que brindaron pautas claras para la mejora en la presentación del documento.

Por último, y no menos importante, agradecer la oportunidad que me brindó la Pontificia Universidad Católica del Perú en conjunto con el Consejo Nacional de Ciencia, Tecnología e Innovación Tecnológica – CONCYTEC; ya que gracias a ellos me fue posible realizar los estudios de maestría.

# Contenido

<b>1</b>	<b>INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>1</b>
1.1	PRESENTACIÓN DE LA PROBLEMÁTICA .....	1
1.2	ANTECEDENTES .....	2
1.3	FORMULACIÓN DE PROPUESTA DE SISTEMA MECATRÓNICO.....	6
1.3.1	<i>Objetivos y Alcances .....</i>	<i>6</i>
1.3.2	<i>Hipótesis .....</i>	<i>7</i>
1.4	METODOLOGÍA.....	7
<b>2</b>	<b>DISEÑO DEL SISTEMA .....</b>	<b>9</b>
2.1	PRESENTACIÓN DE CONCEPTO.....	9
2.2	SISTEMA ELECTRÓNICO.....	21
2.3	SISTEMA MECÁNICO.....	27
2.4	SISTEMA DE CONTROL.....	39
<b>3</b>	<b>EXPERIMENTOS Y RESULTADOS.....</b>	<b>44</b>
3.1	EXPERIMENTOS.....	44
3.2	RESULTADOS.....	51
<b>4</b>	<b>CONCLUSIONES .....</b>	<b>55</b>
<b>5</b>	<b>RECOMENDACIONES .....</b>	<b>56</b>
<b>6</b>	<b>REFERENCIAS .....</b>	<b>57</b>
<b>7</b>	<b>ANEXOS.....</b>	<b>60</b>
7.1	ANEXO A: SISTEMAS ELECTRÓNICOS	
7.1.1	<i>Anexo A.1 – Esquema Eléctrico del Sistema Propuesto</i>	
7.2	ANEXO B: PROGRAMAS	
7.2.1	<i>Anexo B.1 – Programa de la Computadora Principal</i>	
7.2.2	<i>Anexo B.2 – Programa del Sistema Embebido</i>	
7.3	ANEXO C: HOJAS TÉCNICAS	
7.3.1	<i>Anexo C.1 – Hoja Técnica - EMOTIV EPOC+</i>	
7.3.2	<i>Anexo C.2 – Hoja Técnica – Arduino Mega ADK</i>	
7.3.3	<i>Anexo C.3 – Hoja Técnica – Silla de Ruedas Mecatrónica</i>	
7.3.4	<i>Anexo C.4 – Hoja Técnica – Driver RoboteQ AX2550</i>	
7.3.5	<i>Anexo C.5 – Hoja Técnica – Baterías Sprinter</i>	
7.3.6	<i>Anexo C.6 – Hoja Técnica – Sensor de Ultrasonido MAXSONAR</i>	

## Glosario de Términos

BCI .....	Brain to Computer Interface (Interfaz cerebro computadora)
DCL .....	Diagrama de Cuerpo Libre
EEG.....	Electroencephalography (Electroencefalograma)
FPGA ...	Field Programmable Gate Array (Arreglo de Compuertas Programables)
GND .....	Ground (Tierra)
HMI .....	Human to Machine Interface (Interface Visual Humano-Máquina)
PSoC.....	Programable System-on-Chip (Chip especializado programable)
ROM .....	Range of Motion (Rango de Movimiento)
SCP .....	Slow Cortical Potentials (Potenciales Lentos Corticales)
SVM .....	Support Vector Machines (Máquinas de Vector de Soporte)
VEP .....	Visual Evoked Potentials (Potenciales Visuales Evocados)



## Listado de Figuras

<i>Figura 1.1 Presentación de principales equipos BCI de propósito general</i> .....	3
<i>Figura 1.2 Ejes coordinados del Emotiv EPOC+</i> .....	4
<i>Figura 1.3 Interface Visual – Navegación de la Silla de Ruedas Mecatrónica</i>	5
<i>Figura 1.4 (a) Distribución de Sensores Ultrasónicos en una silla de ruedas motorizada</i>	
<i>(b) Trayectoria Lograda mediante la distribución de sensores</i> .....	6
<i>Figura 2.1 Diagrama de Funciones del Sistema Propuesto</i> .....	11
<i>Figura 2.2 Esquema del Sistema Propuesto</i> .....	14
<i>Figura 2.3 Esquema Funcional del Sistema Propuesto</i> .....	15
<i>Figura 2.4 Ejes coordinados utilizados en el Emotiv EPOC+</i> .....	17
<i>Figura 2.5 Interface Visual propuesto</i> .....	17
<i>Figura 2.6 (a) Distribución de Sensores de Proximidad propuesto</i>	
<i>(b) Lóbulos de Detección del Sensor de Proximidad</i> .....	18
<i>Figura 2.7 Diagrama de Conexiones del Sistema</i> .....	20
<i>Figura 2.8 Interface Visual propuesto</i> .....	21
<i>Figura 2.9 Computadora Principal seleccionada</i> .....	22
<i>Figura 2.10 Sistema Embebido seleccionado</i> .....	23
<i>Figura 2.11 Sensores de Proximidad seleccionado</i> .....	24
<i>Figura 2.12 Sensores de Proximidad seleccionado</i> .....	25
<i>Figura 2.13 Conversor Serial seleccionado</i> .....	26
<i>Figura 2.14 Esquema simplificado: Fuerzas en una rueda</i> .....	27
<i>Figura 2.15 Esquema simplificado: Fuerzas en una rueda</i> .....	28
<i>Figura 2.16 Características del Motor Fuente: Hoja técnica del Fabricante</i> ..	31
<i>Figura 2.17 Esquema básico de un Engranaje de tipo Planetario</i> .....	33
<i>Figura 2.18 Silla de Ruedas seleccionada</i> .....	34
<i>Figura 2.19 Elementos de Sujeción y Medidas – Sensores Ultrasónicos</i> .....	34
<i>Figura 2.20 Batería seleccionada</i> .....	35
<i>Figura 2.21 Cargador de Baterías Seleccionado</i> .....	36
<i>Figura 2.22 Diagrama de Conexiones de la Solución Propuesta</i> .....	38
<i>Figura 2.23 Diagrama de Flujo – Programa de la Computadora</i> .....	39
<i>Figura 2.24 Diagrama de Flujo – Programa de la Principal del Arduino</i> .....	41
<i>Figura 2.25 Diagrama de Flujo – Subrutinas de Interrupción Serial Arduino</i>	42
<i>Figura 2.26 Diagrama de Funciones General – Sistema de Navegación</i> .....	43
<i>Figura 3.1 Esquema Solución y de Experimentación</i> .....	44
<i>Figura 3.2 (a) Esquema de Conexiones para la primera etapa de pruebas</i>	
<i>(b) Interface Gráfica que muestra la posición de la Cabeza</i> .....	45
<i>Figura 3.3 Identificación de las zonas de Órdenes de Movimiento</i> .....	46
<i>Figura 3.4 (a) Interface Gráfica en estado de Avance</i>	
<i>(b) Envío del caracter en estado de Avance</i> .....	47

<i>Figura 3.5 Esquema de Conexiones para la segunda etapa de pruebas.....</i>	<i>48</i>
<i>Figura 3.6 (a) Interface Gráfica en estado de Giro Izquierda</i>	
<i>(b) Envío del caracteres hacia el driver – Giro Izquierda.....</i>	<i>49</i>
<i>Figura 3.7 Esquema de Conexiones para la Tercera Etapa de Pruebas.....</i>	<i>49</i>
<i>Figura 3.8 (a) Esquema Representativo del Experimento Realizado</i>	
<i>(b) Instalación de los sensores de proximidad en la Silla de Ruedas</i>	
<i>Mecatrónica</i>	
<i>(c) Muestra de las distancias Detectadas hacia un Obstáculo.....</i>	<i>50</i>
<i>Figura 3.9 Esquema de conexión serial para prueba del driver.....</i>	<i>51</i>
<i>Figura 3.10 Prueba en dirección de avance – Orden de movimiento desde</i>	
<i>BCI hacia Silla de Ruedas Motorizada .....</i>	<i>53</i>



## Listado de Tablas

<i>Tabla 1.1 Rangos Típicos en el movimiento de la cabeza</i> .....	2
<i>Tabla 2.1 Lista de Deseos y Exigencias para el Sistema Propuesto</i> .....	10
<i>Tabla 2.2 Matriz Morfológica para el Sistema de Adquisición</i> .....	12
<i>Tabla 2.3 Evaluación de Conceptos de Solución</i> .....	13
<i>Tabla 2.4 Especificaciones Técnicas – Epoc Emotiv+</i> .....	16
<i>Tabla 2.5 Rangos Típicos en el movimiento de la cabeza</i> .....	16
<i>Tabla 2.6 Relación entre Orden de Movimiento y Posición de la Cabeza</i> .....	17
<i>Tabla 2.7 Selección de la Computadora Principal</i> .....	22
<i>Tabla 2.8 Selección del Sistema Embebido</i> .....	23
<i>Tabla 2.9 Selección del Sensores de Proximidad</i> .....	24
<i>Tabla 2.10 Selección del Driver de Motor</i> .....	25
<i>Tabla 2.11 Requerimiento para Dimensionamiento de Motores Fuente: Catálogo de Sillas de Ruedas Motorizadas comerciales</i> .....	27
<i>Tabla 2.12 Especificaciones del Motor seleccionado Fuente: Hoja técnica del Fabricante</i> .....	31
<i>Tabla 2.13 Especificaciones de la silla de ruedas seleccionada Fuente: Ficha Técnica de Fabricante</i> .....	33
<i>Tabla 2.14 Selección del Driver de Motor</i> .....	34
<i>Tabla 2.15 Selección de Baterías</i> .....	35
<i>Tabla 2.16 Selección del Cargador de Baterías</i> .....	36
<i>Tabla 3.1 Relación Órdenes de Movimiento – Carácter transmitido por etapa de adquisición</i> .....	46
<i>Tabla 3.2 Relación Órdenes de Movimiento – Cadena de caracteres transmitido hacia el controlador de motores</i> .....	48
<i>Tabla 3.3 Relación Movimientos Cervicales - Órdenes de Movimiento</i> .....	52

## 1 Introducción

### 1.1 Presentación de la Problemática

Las estadísticas brindadas por la Organización Mundial de la Salud muestran que la población que cuenta con algún tipo de discapacidad es alrededor del trece por ciento (13%) de la población mundial. El Instituto Nacional de Estadística e Informática, muestra en la *Encuesta Nacional Especializada sobre Discapacidad* que durante los censos realizados en el Perú la cantidad de personas discapacitadas al año 2012 fue cercana al millón de personas (INEI – PERU 2012).

En respuesta a la necesidad de esta población se viene desarrollando múltiples avances tecnológicos en el campo de la robótica, que brindan soluciones como brazos robóticos articulados, sillas de ruedas motorizadas capaces de subir y bajar escaleras o equipos de rehabilitación, controlados por reconocimiento facial, movimientos cervicales, señales de electroencefalograma o impulsos mioeléctricos.

La cuadriplejía es un tipo de discapacidad que impide el movimiento de las extremidades superiores e inferiores, por lo que trasladarse de un lugar a otro sin ayuda de otra persona resulta ser de alto grado de dificultad. Este impedimento crea un sentimiento de dependencia que merma la autoestima de las personas con esta clase de discapacidad motriz. Teniendo en cuenta este punto, es de suma importancia brindarles una solución que contribuya a mejorar la calidad de vida permitiéndoles trasladarse de un lugar a otro sin necesidad de la ayuda de otra persona, lo cual generaría un sentimiento de autosuficiencia y tendría repercusión en su salud.

Como solución a la problemática mencionada se propone la integración de una silla de ruedas motorizada a un control gobernado por movimientos cervicales. Esta integración estará basada en un algoritmo capaz de traducir los movimientos cervicales producidos por el usuario, que serán captados por un equipo BCI (*brain to computer interface*), a órdenes de desplazamiento básicas para una silla de ruedas mecatrónica. La solución contempla además añadir sensores de proximidad alrededor de la silla de ruedas, con el fin de evitar posibles colisiones y facilitarle la navegación al usuario.

## 1.2 Antecedentes

Haciendo un muy breve recuento de trabajos donde se estudien los movimientos cervicales se tiene como aporte el realizado por Tsunetzuka, Kato, Okada, Ishihara, & Shimada (2013), quienes realizan un estudio de los movimientos cervicales a través de movimientos de flexión y rotación de la cabeza. Así mismo Ma, X., Xu, G., Li, M., Xie, J., Chen, L., & Pei, W. (2015) muestran una precisa estimación de los movimientos cervicales realizando un seguimiento de rostro y esqueleto de una persona a través de una cámara Kinect. Adicionalmente, Choi, Delp, & Peterson, (1999) realizan un estudio de la relación entre la activación de los músculos y los movimientos cervicales dentro del sistema cabeza y cuello durante movimientos voluntarios. Por último Hemmati, Abolhassani, & Forghani (2008) proponen un sistema coordinado de medición a través de ultrasonido para estimar anomalías en los movimientos cervicales.

Como conclusión de los trabajos mencionados, se tiene que los movimientos cervicales pueden ser obtenidos únicamente conociendo la posición de la cabeza, por lo que este será nuestro primer objetivo. Así mismo, se rescata la Tabla 1.1 donde muestra los rangos de movimiento típico para el ser humano.

Tipo de Posición de la Cabeza	Ángulo Máximo de Movimiento	Variación
Ángulo de rotación a la derecha	72.4°	+/-7.1°
Ángulo de rotación a la izquierda	72.4°	+/-5.4°
Ángulo de flexión	51.7°	+/-10.5°
Ángulo de extensión	66.6°	+/-10.7°

*Tabla 1.1 Rangos Típicos en el movimiento de la cabeza*

*Fuente: Tsunetzuka, et al. (2013)*

Al igual que los movimientos realizados por la cabeza, los equipos BCI pueden permitir la comunicación usuario-máquina sin requerir ningún tipo de actividad articular, ya que estos equipos se basan en la lectura de señales EEG (Electroencefalograma). Estas interfaces son utilizadas para controlar y producir movimiento de sistemas electrónicos; o estudiar los patrones de señales eléctricas producidas en la corteza cerebral, a fin de reconocer qué áreas del cerebro son activadas con cada estímulo, los gestos que pueda estar realizando, o incluso lo que esté sintiendo en ese momento.

Uno de principales BCI de propósito general utilizados para investigación es el gorro de licra *Aegis Array*, que cuenta con un total de 64 canales logrando captar las señales EEG dentro de una gran área de la cabeza. Sin embargo este BCI cuenta con las desventajas que se requiere de una persona adicional que ayude en la colocación de los electrodos en el gorro, y además las señales captadas deben ser amplificadas y digitalizadas exteriormente. El segundo BCI de propósito general es el EMOTIV EPOC/EPOC+, que cuenta con un total de 14 electrodos, más 2 de referencia para las señales EEG; además de sensores inerciales internos capaz de realizar una lectura de la posición de la cabeza en dos ejes como será mostrado posteriormente. Este último abarca un área menor al del *Aegis Array*, sin embargo su uso es más práctico al reportar las señales digitalizadas de forma inalámbrica. Así tenemos la Figura 1.1 que muestra una imagen de los dos BCI descritos.



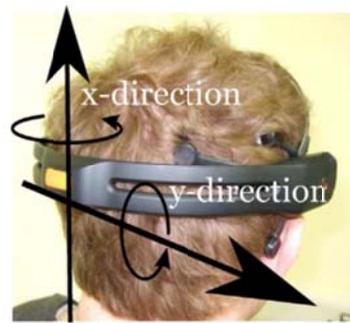
*Figura 1.1 Presentación de principales equipos BCI de propósito general*

*Fuente: Catálogos de Fabricante*

Entre las publicaciones que realizan un estudio con estos BCI, resalta un estudio de O'Regan, Faul, & Marnane (2013) que realiza una comparación entre la extracción de características utilizando los sensores inerciales y una combinación de éstos y señales EEG del EMOTIV EPOC; al realizar movimientos de la cabeza mediante la técnica de Support Vector Machines (SVM). Otra publicación que sobresale es la realizada por Ouyang, Cashion, & Asari, (2013) que muestra que se puede controlar un brazo robótico mediante el BCI de propósito general EMOTIV EPOC haciendo uso de las señales EEG y señales electromiográficas que se generan al realizar gestos faciales. Para este efecto se realiza una extracción de características utilizando la técnica de redes neuronales para facilitar y disminuir el tiempo utilizado en la etapa de entrenamiento. Adicionalmente el trabajo realizado por Cuellar & Peñaloza, (2013) tiene como aporte el integrar varios dispositivos al control realizado por el EMOTIV EPOC. Este multicontrol es logrado mediante un menú jerárquico que selecciona el equipo a encender o apagar; pero que, engranándolo con los trabajos antes mencionados, podría servir como base para realizar un

control de mayor complejidad para cada uno de los equipos a los que se encuentre integrado el BCI.

Estos trabajos son realizados en base al BCI de propósito general EMOTIV EPOC, procesando las señales de los sensores inerciales y EEG mediante diferentes técnicas de entrenamiento y clasificación. Sin embargo en el presente trabajo únicamente se utilizarán las señales de los sensores inerciales, los cuales representan la posición de la cabeza mediante ángulos en dos ejes, según el estándar mostrado en la Figura 1.2, tal y como refiere el fabricante y el trabajo de O'Regan, et al. (2013).



*Figura 1.2 Ejes coordenados del Emotiv EPOC+*

*Fuente: O'Regan, et al. (2013)*

En cuanto a trabajos relacionados orientados al funcionamiento de una silla de ruedas mecatrónica se tiene el propuesto por Kung, Wang, & Yang (2010) que desarrolla una silla de ruedas motorizada controlada por un FPGA, que en comparación a las sillas de ruedas motorizadas tradicionales ocupan menor volumen y peso mejorando su performance y flexibilidad. Además se tiene el trabajo realizado por Lopes, Pires, Vaz, & Nunes (2011) que muestra el control de movimiento de una silla de ruedas motorizada a través de señales EEG captadas por el BCI Aegis Array y amplificador BRAINBOX® EEG-1166 de 64 canales de Braintronics, el cual cuenta con un total de 64 posiciones en los cuales se puede ubicar los electrodos basándose en las áreas de la corteza cerebral que sea de interés; utilizando estímulos VEPs (Visual Evoked Potentials) – P300 y una interface gráfica de navegación. Así mismo Neto, Mesquita, Spindola, & Magnani (2014) muestran una silla de ruedas mecatrónica controlada por movimientos relativos de la cabeza, logrando este propósito mediante la ubicación de dos acelerómetros (uno ubicado en la cabeza del usuario y el otro en la silla de ruedas) y procesando los movimientos relativos.

Los trabajos mencionados presentan sillas de ruedas gobernadas bajo distintas filosofías de control y por ende diferentes formas de medición. Un punto a resaltar es la importancia de una interface visual como la presentada en la Figura 1.3 que sirve de orientación para el usuario y con ello facilita su navegación (Lopes et al. 2011).

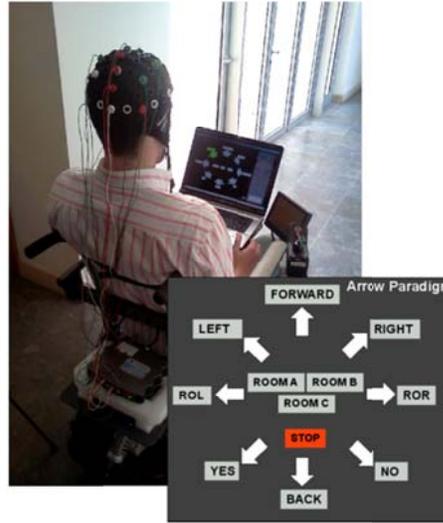


Figura 1.3 Interface Visual – Navegación de la Silla de Ruedas Mecatrónica

Fuente: Lopes et al. (2011)

Por otro lado, con el fin de facilitar la navegación al usuario, se vienen realizando trabajos en sistemas de navegación autónomos como el propuesto por Kuo, Yeh, & Wu (2007); que desarrolla una silla de ruedas mecatrónica de bajo costo cuyo sistema de navegación está basado en un PSoC (chip especializado programable) y procesa las señales de entrada de sensores de proximidad. Este sistema de navegación es gobernado por un control de lógica difusa (*fuzzy logic control*) y entre sus funciones cuenta con “*goal-seeking*”, “*wall following*” y “*obstacle avoidance*”. Los autores Iturrate, Antelis, & Minguez (2009) desarrollan un sistema de navegación en base a una recreación del entorno mediante un mapa y sensores láser para detectar obstáculos, y gobernado por un BCI que capta la actividad en la corteza cerebral. Por último, los trabajos propuestos por Farooq, Amar, Haq, Asad, & Atiq (2010) y Farooq, Amar, Asad, Hanif, & Saleh (2014) muestran sistemas similares de navegación basados en “*obstacle avoidance*” utilizando principalmente sensores de ultrasonido para detectar la presencia de obstáculos en frente y detrás del robot móvil, y una lógica de control basada en redes neuronales implementadas en un microcontrolador.

Dentro de los trabajos mencionados, el realizado por Kuo et al. (2007) presenta un sistema de navegación autónomo gobernado principalmente con el objetivo de “goal-seeking”, y muestra un esquema de la distribución de sensores ultrasónicos sobre la silla de ruedas mecatrónica y la trayectoria de la silla de ruedas lograda mediante esta distribución de sensores (Figura 1.4). Con esta distribución se logra además cumplir con las funciones de “wall following” y “obstacle avoidance”.

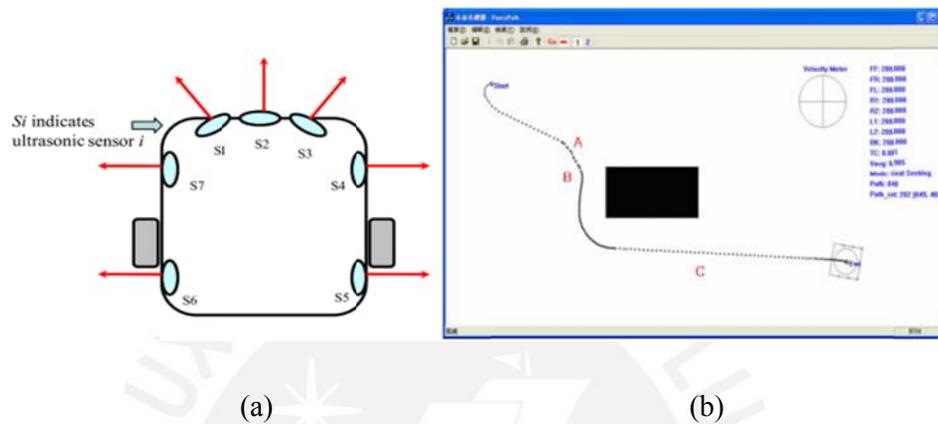


Figura 1.4 (a) Distribución de Sensores Ultrasónicos en una silla de ruedas motorizada

(b) Trayectoria Lograda mediante la distribución de sensores

Fuente: Kuo et al. (2007)

Si bien éstas no son las únicas publicaciones, dan un panorama de los avances tecnológicos existentes a la fecha en cuanto a la obtención de movimientos cervicales, sistemas manipulados por BCI y sus técnicas de extracción de características, trabajos sobre sillas de ruedas motorizadas y sistemas de navegación autónomos para evitar obstáculos.

### 1.3 Formulación de Propuesta de Sistema Mecatrónico

#### 1.3.1 Objetivos y Alcances

El objetivo principal del presente trabajo de tesis es el desarrollo de un algoritmo de traducción a órdenes de movimiento para una silla de ruedas motorizada mediante el uso de los sensores inerciales del *EMOTIV EPOC+*, con el fin de permitir la traslación de personas con discapacidad motriz sin necesitar de la asistencia de otra persona. Esta solución debe contar además con un sistema de evasión de obstáculos con el fin de facilitar la navegación por parte del usuario.

### Objetivos Específicos:

- Implementar un algoritmo de control que procese la información de los movimientos cervicales (relacionados con la posición de la cabeza), con el fin de obtener una orden de movimiento a la silla de ruedas motorizada.
- Integrar un *Emotiv EPOC+* y una silla de ruedas motorizada mediante el sistema propuesto siendo un sistema abierto para una futura integración con otros equipos (i.e. brazo robótico *Kinova*).
- Sensorizar la silla de ruedas motorizada a fin de evitar colisiones con personas u obstáculos.

### 1.3.2 Hipótesis

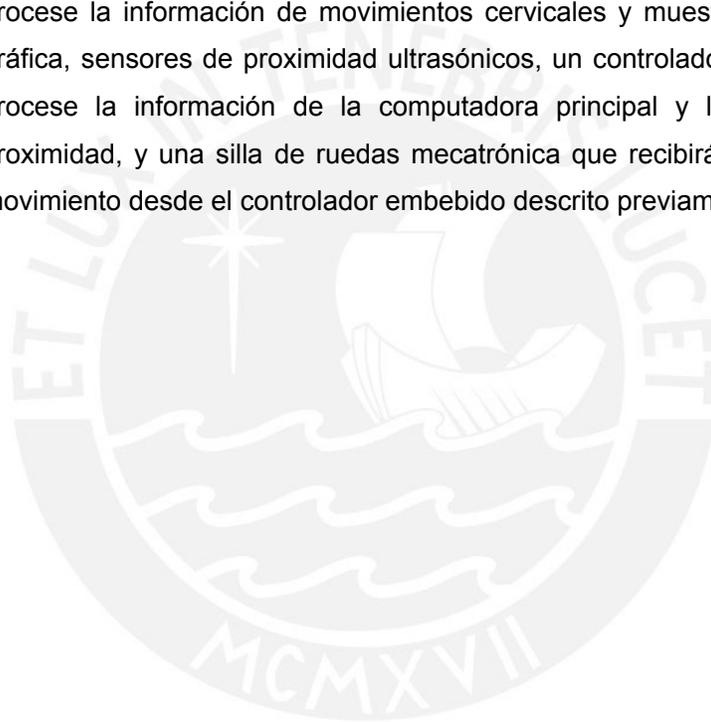
Si se puede observar y reconocer las señales al realizar movimientos de cabeza como flexión frontal, dorsal y rotaciones laterales; entonces se puede desarrollar un algoritmo de traducción a órdenes de movimiento para una silla de ruedas motorizada. Esto permita el movimiento de traslación para personas con discapacidad motriz.

### 1.4 Metodología

Los pasos a realizar en el presente tema de tesis para cumplir con los objetivos planteados se basan en la metodología de diseño mecatrónico y describen a continuación.

1. Se realizará un estudio de la documentación con respecto a trabajos similares o relacionados al uso de una interface cerebro-máquina y sensorizado en sillas de ruedas motorizadas. Para la recolección de la información de proyectos se utilizará principalmente bases de datos de documentos científicos.
2. Se realizará un diagrama de funciones que indique las tareas específicas a realizar y en base a ello evaluar distintos conceptos de solución.
3. Se realizará una selección de equipos que sean capaces de cumplir con las tareas planteadas en el punto anterior.
4. Se realizará un análisis de las señales medidas mediante los sensores inerciales del BCI de propósito general *EMOTIV EPOC+*.

5. Se desarrollará un algoritmo que procese los movimientos de la cabeza y señales EEG, dando como resultante una orden de movimiento para el sistema de navegación de la silla de ruedas motorizada. Este algoritmo será implementado en una computadora principal y estará basado un software de programación abierto.
6. Se realizará el sensorizado de la silla de ruedas con el fin de detectar obstáculos y evitar posibles colisiones. Este sensorizado estará basado en la medición mediante sensores de ultrasonido.
7. Por último, se realizará la integración de un sistema mecatrónico que comprenda un BCI de propósito general, una computadora principal que procese la información de movimientos cervicales y muestre una interface gráfica, sensores de proximidad ultrasónicos, un controlador embebido que procese la información de la computadora principal y los sensores de proximidad, y una silla de ruedas mecatrónica que recibirá las órdenes de movimiento desde el controlador embebido descrito previamente.



## 2 Diseño del Sistema

### 2.1 Presentación de Concepto

Para dar solución a la problemática planteada es necesario realizar un listado de los requerimientos que la solución debe cumplir. Así tenemos la Tabla 2.1 que muestra una lista de deseos y exigencias del sistema propuesto-

Deseo o Exigencia	Descripción
E	<b>Función Principal</b> Se diseñará un sistema de comando de una silla de ruedas mecatrónica a través de movimientos cervicales, los cuales están relacionados a los movimientos de la cabeza.
E	<b>Fuerza:</b> El dimensionamiento de los motores de corriente continua será calculado mediante un análisis mecánico de movimiento de la silla de ruedas, y se utilizará como un criterio para la selección de la silla de ruedas indicada.
E	<b>Energía:</b> Se empleará un banco de baterías de corriente continua recargable para alimentar los motores de la silla de ruedas y los equipos electrónicos que conforman el sistema propuesto.
E	<b>Seguridad:</b> La silla contará con sensores de proximidad correctamente ubicados, para evitar posibles colisiones que generen un riesgo a la integridad física de la persona, así como la integridad de la silla.
E	<b>Adquisición de los Movimientos Cervicales:</b> El sistema propuesto debe incorporar el uso de sensores inerciales para obtener los movimientos cervicales realizados por el usuario.
D	<b>Adquisición de los Movimientos Cervicales:</b> Se desea que el dispositivo de detección de movimientos cervicales sea un BCI de propósito general para poder controlar más de un equipo de asistencia (para este caso una silla de ruedas y un brazo robótico) mediante un solo dispositivo de adquisición.
E	<b>Software (Reconocimiento de los Movimientos Cervicales)</b> El software de detección de movimientos cervicales debe realizar la traducción a órdenes de movimiento con el fin de comandar la silla. Esta traducción será enviada al sistema de navegación que será el encargado de accionar los motores de la silla.
E	<b>Software (Sistema de Navegación)</b> El software del sistema de navegación debe recibir la orden de movimiento deseado y de los sensores de proximidad. Ambos son utilizados para verificar que no existan obstáculos en la dirección deseada. Como resultante, el sistema de navegación accionará los motores de la silla mediante órdenes al <i>driver</i> de motores.

E	<p><b>Protocolo de Comunicación:</b> El intercambio de datos entre los sistema de detección de movimientos cervicales, el sistema de navegación y el <i>driver</i> de motores de la silla de ruedas se realizará bajo un protocolo serial y de tipo <i>peer to peer</i>.</p>
E	<p><b>Geometría:</b> Las dimensiones de la silla serán las medidas estándares para que sea empleada por una persona adulta. También se debe considerar que debe permitir a la persona atravesar espacios estrechos. Por lo que debe tener un ancho máximo aproximado de 90 cm y una altura de aproximadamente 150 cm. Este punto será tomado en cuenta como un criterio de selección de la silla de ruedas.</p>
E	<p><b>Cinemática:</b> La silla de ruedas debe permitir el desplazamiento de avance y retroceso además de giros en curvas cerradas. Para cumplir con estos requisitos la silla contará con dos motores de corriente continua.</p>
D	<p><b>Cinemática:</b> Se desea que la silla de ruedas tenga la capacidad de subir escaleras para que el usuario cuente con mayores opciones de desplazamiento.</p>
E	<p><b>Ergonomía:</b> La silla de ruedas contará con un asiento con respaldar para el paciente. Además la silla deberá contar con una capacidad de carga adecuada para pacientes adultos.</p>

Tabla 2.1 Lista de Deseos y Exigencias para el Sistema Propuesto

Fuente: Propia

En base a estas exigencias, se elabora un diagrama de funciones que cumpla con los requisitos planteados. El diagrama de funciones elaborado se muestra en la Figura 2.2.

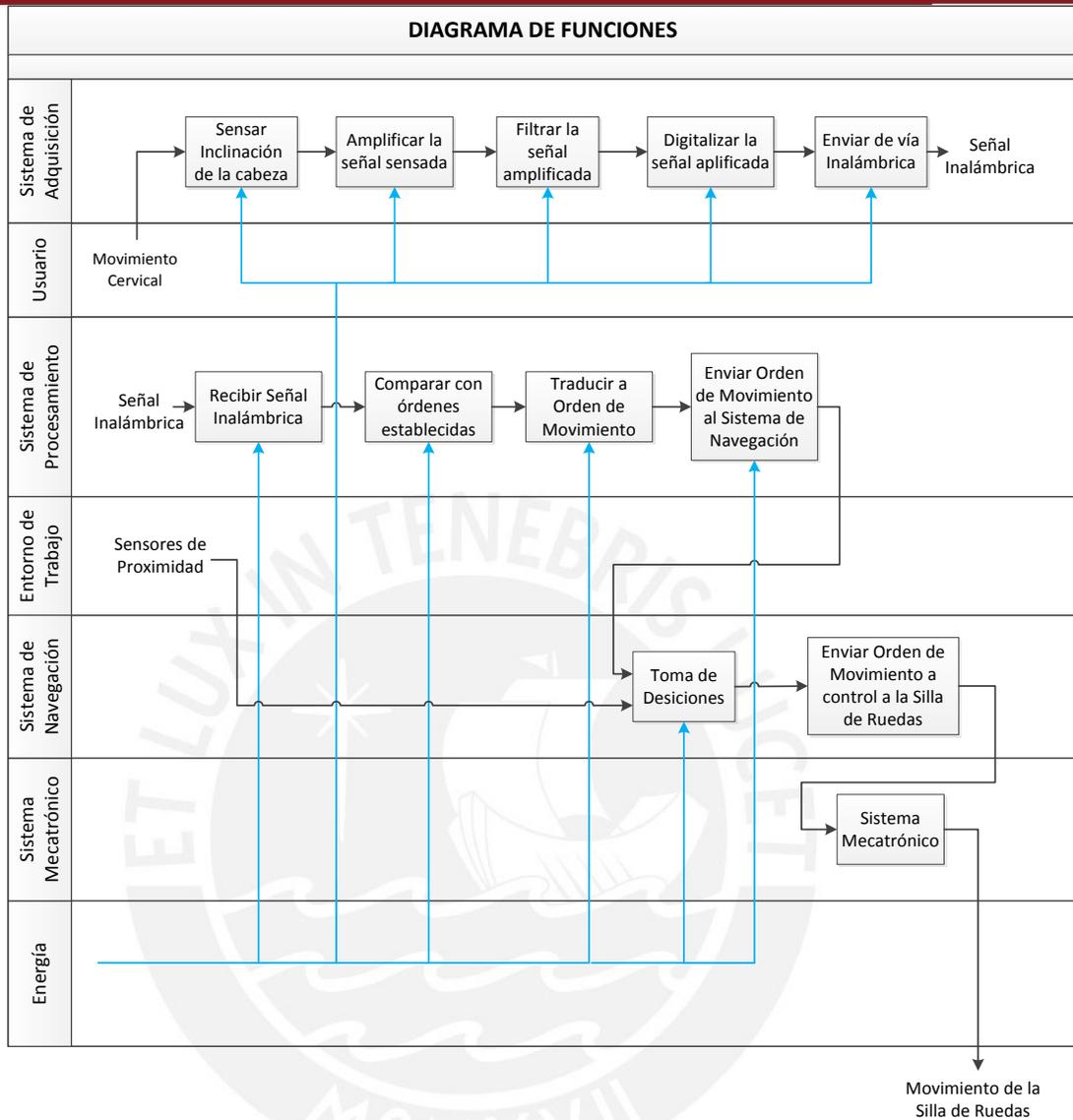
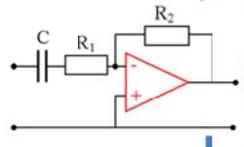
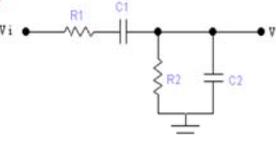


Figura 2.1 Diagrama de Funciones del Sistema Propuesto

Fuente: Propia

La adquisición de movimientos cervicales puede ser realizada basándose en diversos principios de medición, por lo que se planteará una matriz morfológica con soluciones disponibles y se escogerá la adecuada. Para los demás subsistemas no es necesario realizar una matriz morfológica sino únicamente una selección de equipos. Esto debido a que el subsistema de procesamiento estará a cargo de una computadora principal, que a la vez debe ser una interface visual para la operación; mientras que el sistema de navegación debe ser controlado por un sistema embebido programable. Por último el sistema mecatrónico debe ser una silla de

ruedas mecatrónica comercial. Así tenemos la Tabla 2.2 que contiene la matriz morfológica del subsistema de adquisición.

FUNCIONES PARCIALES	PORTADORES DE FUNCIÓN		
	1	2	3
Sensar	Acelerómetro 	Giroscopio 	BCI 
Amplificar	Transistores 	Amplificadores de Instrumentación 	
Filtrar	Filtros Activos 	Filtros Pasivos 	
Digitalizar	ADC 		
Enviar data	Xbee 	Bluetooth 	

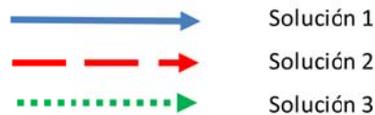


Tabla 2.2 Matriz Morfológica para el Sistema de Adquisición

Fuente: Propia

Una vez seleccionado tres soluciones distintas, se muestra la Tabla 2.3 que indica la evaluación de las soluciones escogidas en base a los criterios indicados y la

selección del concepto solución más adecuada para la etapa de adquisición de movimientos cervicales.

Propiedad Técnica	Soluciones		
	Solución 1	Solución 2	Solución 3
<b>Función</b>	3	3	4
<b>Sensibilidad</b>	4	4	3
<b>Seguridad</b>	4	4	4
<b>Rapidez</b>	4	4	4
<b>Confiabilidad</b>	3	3	4
<b>Manipulación</b>	2	2	4
<b>Montaje</b>	2	2	4
<b>Uso</b>	3	3	4
<b>Accesibilidad</b>	2	2	4
<b>Practicidad</b>	2	2	4
<b>TOTAL</b>	29	29	<b>39</b>

Tabla 2.3 Evaluación de Conceptos de Solución

Fuente: Propia

En base a la evaluación mostrada se concluye que un *BCI* cuenta con mejor performance como solución para realizar la adquisición de los movimientos cervicales relacionados a la cabeza. Adicionando los conceptos soluciones de los otros de subsistemas, se elabora el esquema de la Figura 2.2 que muestra la conformación de la solución integral. En él se muestra la interacción *Usuario - Sistema Mecatrónico* mediante las la adquisición de los movimientos cervicales (primer subsistema) y la interface visual (dentro del segundo subsistema); además de un tercer subsistema encargado de la navegación para facilitar la operación del usuario.

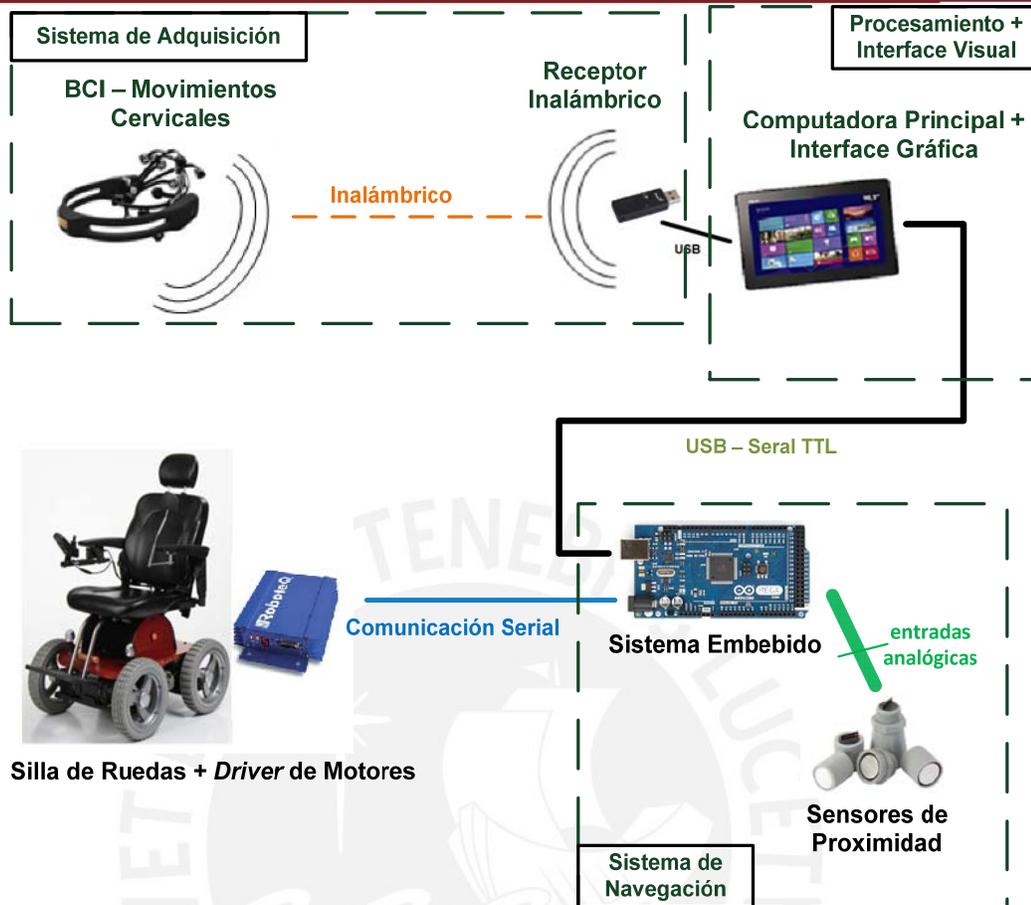


Figura 2.2 Esquema del Sistema Propuesto  
Fuente: Propia

Cabe resaltar que el segundo subsistema representado por la computadora principal, además de ser una interface visual, realizará dos funciones adicionales. Estas funciones son la de procesar la señal adquirida por el primer subsistema y además la de traducirlas a órdenes de movimiento básicas (avance, retroceso, giro a la izquierda y derecha). Sin embargo, estas funciones no son apreciables para el usuario, ya que únicamente observa la interface gráfica que muestra en todo momento la posición de la cabeza obtenida durante el procesamiento de las señales del BCI. Estas funciones son reflejadas en la Figura 2.3 que representa un diagrama de las tareas principales.

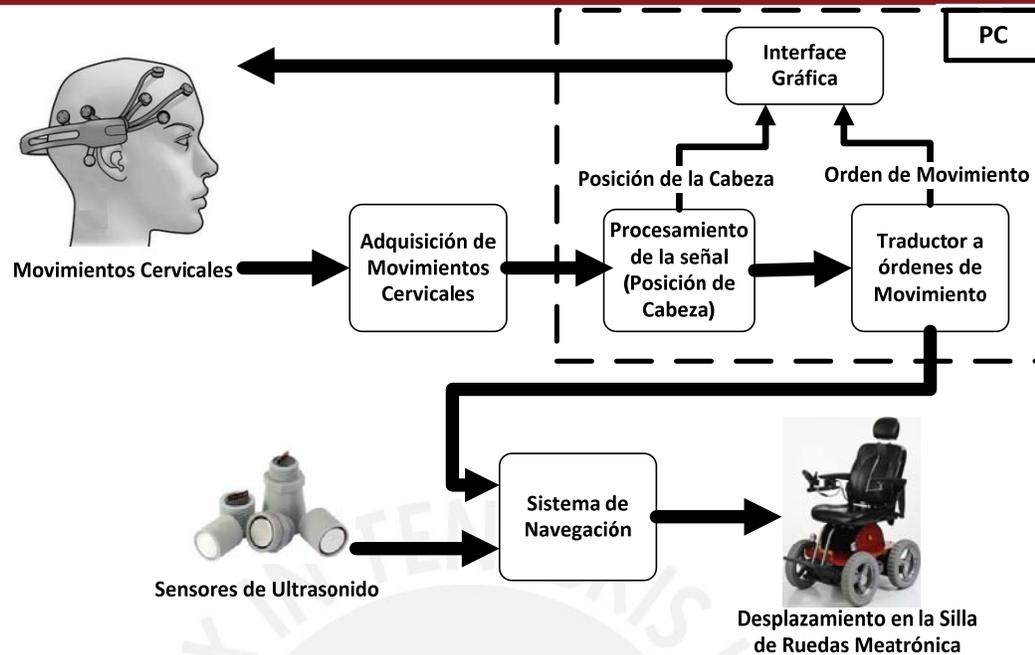


Figura 2.3 Esquema Funcional del Sistema Propuesto

Fuente: Propia

Como elemento de adquisición de las señales de entrada se propone al BCI de propósito general *EMOTIV EPOC+*; el cual cuenta con nueve (09) sensores inerciales (tres acelerómetros, tres giroscopios y tres magnetómetros), que detectan los movimientos de rotación lateral, flexión dorsal-frontal; con lo cual se puede obtener la posición de la cabeza y los movimientos cervicales asociados a estos (O'Regan et al., 2013; Tsunezuka et al., 2013), y posteriormente traducir esta posición a una orden de movimiento. La inclinación de la cabeza es enviada a la computadora principal a través de su *receptor inalámbrico USB* que utiliza un protocolo propietario. Así se muestra la Tabla 2.4 con las especificaciones técnicas más relevantes del BCI propuesto.

Características – EMOTIV EPOC+	
Número de Canales	14 + 2 referencias (CMS + DRL)
Sensores Inerciales	9 sensores (3 acelerómetros, 3 giroscopios y 3 magnetómetros)
Muestreo	Muestreo Secuencial
Frecuencia de Muestreo	128 Muestras por Segundo
Resolución	14 bits 1 LSB = 0.51 $\mu$ V (16 bit ADC, 2 bits descartados por ruido instrumental)
Ancho de Banda	0.2 - 45Hz, filtros <i>notch</i> digitales a 50Hz y 60Hz
Conectividad	Inalámbrica 2.4 GHz (Protocolo propietario)
Autonomía	12 horas típico

Tabla 2.4 Especificaciones Técnicas – Epop Emotiv+

Fuente: Hoja de Datos del Fabricante

Retomando las conclusiones de trabajos previos referidas en el capítulo anterior, se tiene que los movimientos cervicales pueden ser obtenidos únicamente conociendo la posición de la cabeza y además se muestra la Tabla 2.5 donde delimita los rangos de movimiento típico para el ser humano.

Tipo de Posición de la Cabeza	Ángulo Máximo de Movimiento	Variación
Ángulo de rotación a la derecha	72.4°	+/-7.1°
Ángulo de rotación a la izquierda	72.4°	+/-5.4°
Ángulo de flexión	51.7°	+/-10.5°
Ángulo de extensión	66.6°	+/-10.7°

Tabla 2.5 Rangos Típicos en el movimiento de la cabeza

Fuente: Tsunetzuka, et al. (2013)

Al obtener la posición de la cabeza mediante el BCI, se debe delimitar el rango en el que se encuentra y con ello dar una orden de movimiento para la silla de ruedas motorizada. Es así que se muestra Figura 2.4 que indica los ejes coordenados en los cuales se basa para definir la posición de la cabeza, y además la Tabla 2.6 que indica las distintas posiciones de la cabeza y las órdenes de movimientos que representarían para el sistema mecatrónico:

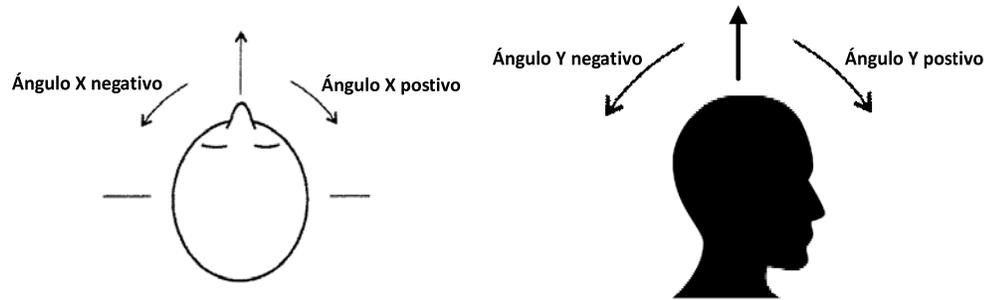


Figura 2.4 Ejes coordenados utilizados en el Emotiv EPOC+

Fuente: O'Regan, et al. (2013)

Tipo de Movimiento	Condición 1: $dist = \sqrt{x^2 + y^2}$	Condición 2: X e Y
Posición Detenido	$dist \leq 15^\circ$	---
Giro hacia la Derecha	$15^\circ < dist$	$y \leq x, -y \leq x$
Giro hacia la Izquierda	$15^\circ < dist$	$x \leq y, x \leq -y$
Movimiento de Retroceso	$15^\circ < dist$	$y < x, x < -y$
Movimiento de Avance Velocidad 1	$15^\circ < dist \leq 40^\circ$	$x < y, -y < x$
Movimiento de Avance Velocidad 2	$40^\circ < dist$	$x < y, -y < x$

Tabla 2.6 Relación entre Orden de Movimiento y Posición de la Cabeza

Fuente: Propia

La computadora principal deberá además mostrar una interface gráfica que facilite al usuario la operación de la silla de ruedas (mostrando la posición de la cabeza a cada momento) o seleccionar la operación de otro dispositivo asistencial. Así tenemos la *Figura 2.5* que muestra la interface durante el “Modo Operación de Silla de Ruedas”; donde se muestra una circunferencia con un punto central que se desplaza según los valores de los ángulos medidos “X” e “Y” descritos previamente y representados en un plano de coordenadas con origen en el centro del círculo.



Figura 2.5 Interface Visual propuesto

Fuente: Propia

Una vez obtenido los comandos de movimiento para la silla de ruedas, estos comandos de movimientos son enviados mediante el protocolo de comunicación serial TTL hacia el subsistema de navegación. Además este subsistema debe monitorear los obstáculos durante trayecto (i.e. paredes o personas) a fin de evitar colisiones. Como solución a este punto, se plantea utilizar sensores proximidad que impedirá que la silla de ruedas continúe en trayecto de colisión. La silla de ruedas es para uso en exteriores, por lo que los sensores de proximidad deben ser resistentes a polvo denso y gotas de agua (protección IP65 o superior). Así mismo, la distribución de los sensores de ultrasonido debe ser realizada dependiendo del objetivo a cumplir. Para nuestro caso particular se busca eludir obstáculos y no se contempla el desplazamiento lateral de la silla de ruedas (únicamente movimientos de avance, retroceso y giros laterales); por lo cual se propone una distribución mostrada en la Figura 2.6.a de sensores que detecte los obstáculos que se encuentren en la parte frontal y posterior de la silla de ruedas, donde las líneas representan el campo de detección de los sensores de proximidad.

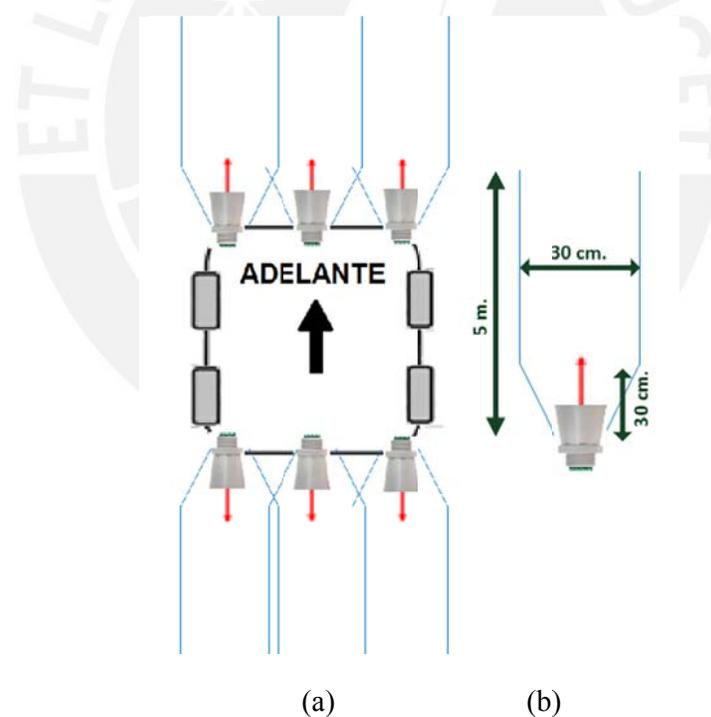


Figura 2.6 (a) Distribución de Sensores de Proximidad propuesto  
(b) Lóbulos de Detección del Sensor de Proximidad

Fuentes: (a) Propia

(a) Hoja de Datos del Fabricante

El sistema embebido encargado de la navegación requiere un mínimo de dos puertos de comunicación serial. Esto debido a que se encargará de recibir los comandos de movimiento de la computadora principal y controlar el giro de las ruedas mediante comunicación serial con el *driver* de motores. Con estos requerimientos se propone utilizar una tarjeta de control basado en un Arduino Mega con un microcontrolador ATmega2560, debido a que cuenta con cuatro (04) puertos seriales y se podrían integrar nuevos dispositivos asistenciales utilizando estos puertos sin mayor complejidad en el hardware. Sin embargo, el sistema embebido cuenta con un protocolo serial (Serial TTL) distinto al del *driver* de motores (Serial RS-232), por lo que será necesario el uso de un conversor serial TTL – RS232.

El *driver* de motores controla directamente el movimiento de la silla de ruedas. Esta silla de ruedas mecatrónica es para uso cotidiano, por lo que debería ser una silla de ruedas capaz de realizar acciones específicas como subir rampas (i.e. rampas existentes en los centros comerciales o bancos con un grado de inclinación estándar de 15°), o inclusive subir o bajar escalones. Para lograr este último propósito es necesario que la silla de ruedas cuente con tracción en sus cuatro ruedas, pero no necesariamente de forma independiente; y además pueda regular de forma independiente la inclinación del asiento, con el fin de variar la posición de su centro de gravedad y evitar volcaduras.

Por último, es necesario un banco de baterías que otorgue autonomía a la silla de ruedas. Este banco de baterías debe proporcionar un voltaje de 24VDC, el cual es el necesario para alimentar a los motores de la silla de ruedas; su selección dependerá de la capacidad de carga de las baterías y de las dimensiones disponibles en la silla de ruedas para su instalación. Esta selección será detallada más adelante. Así tenemos el siguiente diagrama de conexiones que engloba los equipos descritos previamente y muestra el tipo de conexión entre ellos.

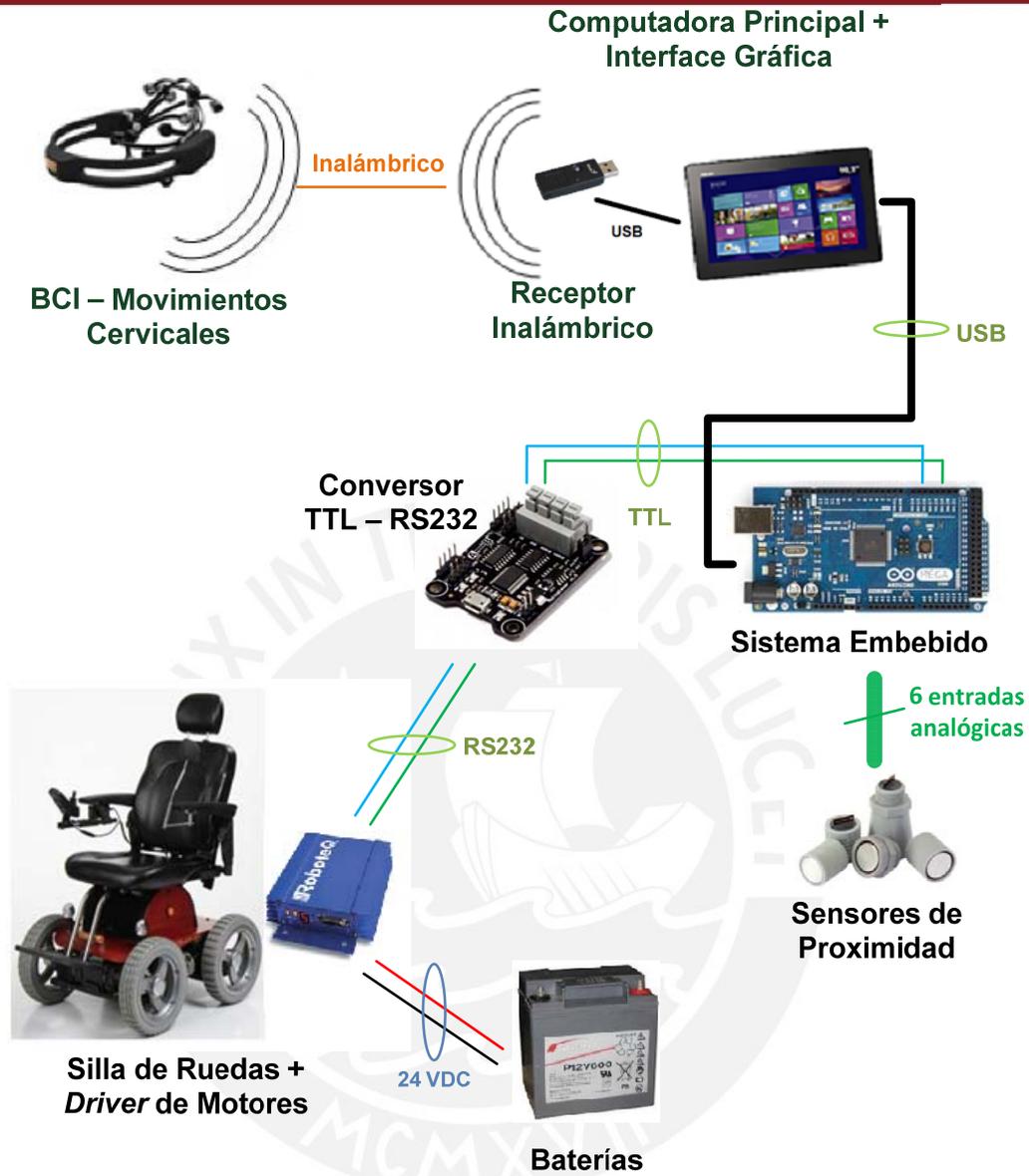


Figura 2.7 Diagrama de Conexiones del Sistema

Fuente: Propia

Una vez presentado el esquema general de conexiones se procede con la descripción y selección de cada elemento de la solución mostrada en la Figura 2.7.

## 2.2 Sistema Electrónico

En principio se tiene a la computadora principal, quien es la encargada de la integración de los equipos conectados a través de puertos USB basados en un algoritmo implementado en el software *Visual Studio*®. Este algoritmo debe integrar el EMOTIV EPOC+, una interface gráfica que permita visualizar el estado de operación del sistema y un sistema embebido que será encargado de controlar el movimiento de los motores de la silla de ruedas. La lectura de la data transmitida por el BCI se da a través de un receptor inalámbrico USB a una frecuencia 128 muestras por segundo por canal; mientras que la comunicación con el sistema embebido se establecerá mediante una conexión alámbrica USB y mediante el estándar de comunicación serial TTL con 9600 bit/seg de velocidad, 8 bits de dato, sin paridad y sin bit de parada.

Los requerimientos mínimos de la computadora principal están dados mediante los requisitos para poder ejecutar el programa *Visual Studio*®; los cuales son un procesador a 1,3 GHz o más rápido, 1024 MB de RAM y 3 GB de espacio disponible en el disco duro.

Sin embargo, el sistema necesita además de una interface gráfica capaz de ofrecer un entorno de operación intuitivo y amigable para el usuario, que deberá estar instalada en la parte frontal de la silla de ruedas. Así se muestra la Figura 2.8 con la interface visual instalada sobre la silla de ruedas mecatrónica.



Figura 2.8 Interface Visual propuesto

Fuente: Propia

Como consecuencia a lo descrito previamente, se requiere de una computadora principal que, además de cumplir el rol de enlazar el BCI y el controlador de motores, pueda ser utilizada como interface gráfica del funcionamiento del sistema. Teniendo en cuenta su ubicación, se requiere que la computadora principal sea compacta, con lo cual se tiene la siguiente tabla que muestra los requerimientos para la computadora principal y el equipo seleccionado.

	REQUERIMIENTOS	SELECCIONADO
Modelo		ASUS T100TAM
Sistema Operativo	Windows 7 - 32 bits	Windows 8.1
Tamaño		10.1"
Memoria RAM	1 GB	2GB
Disco Duro	10GB disponibles	500 GB disponibles

Tabla 2.7 Selección de la Computadora Principal

Fuente: Hoja técnica del Fabricante



Figura 2.9 Computadora Principal seleccionada

Fuente: Catálogo del Fabricante

El sistema embebido debe recibir el comando de movimiento capturado por EMOTIV EPOC+ (a una velocidad de muestreo de 128 muestras por segundo) y transmitida desde la computadora principal (se transmite únicamente cuando existe un cambio en la orden de movimiento). Esta transmisión se realiza mediante un protocolo de comunicación serial TTL ya descrito previamente. Así mismo, se debe incorporar un sistema de detección de obstáculos para facilitar la navegación del usuario; para lo cual deberá tomar en cuenta los sensores de proximidad logrando así evitar colisiones. Además, es el encargado de controlar los motores de la Silla de Ruedas mediante una comunicación serial. El *driver* de motores cuenta con un estándar de comunicación establecido, que viene dado por 9600 bits/s en velocidad de transferencia, 7 bits de datos, 1 bit de arranque, 1 bit de parada y paridad par (al

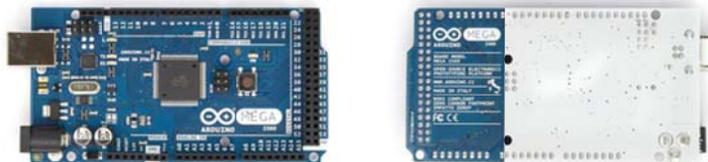
igual que en la etapa previa, se transmite únicamente cuando existe un cambio en la orden de movimiento). Así mismo, el sistema embebido se encarga de realizar la lectura de los sensores de proximidad ya que es el encargado del sistema de navegación. Por este motivo debe contar con un mínimo de 6 entradas analógicas. Teniendo en consideración lo descrito, se muestra la *Tabla 2.8* con los requerimientos mínimos y las características del sistema embebido seleccionado.

	REQUERIMIENTOS	SOLUCIONES	
		1	2
Modelo	No especifica	Arduino Mega o ADK	Arduino Uno
Voltaje de Alimentación	No especifica	Alimentado desde la PC	Alimentado desde la PC
Puertos Seriales	2	4	1
Entradas/Salidas Digitales	1	54	14
Entradas/Salidas Analógicas	6	8	6

*Tabla 2.8 Selección del Sistema Embebido*

*Fuente: Hoja de Datos del Fabricante*

Teniendo en cuenta los requerimientos necesarios para el sistema embebido se selecciona el Arduino Mega (Figura 2.10) para realizar la tarea de toma de decisiones del sistema de navegación.



*Figura 2.10 Sistema Embebido seleccionado*

*Fuente: Catálogo del Fabricante*

El sistema embebido seleccionado se encargará de controlar los motores de la silla de ruedas en base a los movimientos cervicales detectados y los sensores de proximidad. Estos últimos son de suma importancia para evitar colisiones por lo que tendrán predominancia sobre los comandos de movimiento enviados desde la computadora principal.

Durante la operación por parte del usuario se debe monitorear constantemente los obstáculos durante trayecto a fin de evitar colisiones. Como ya se ha descrito previamente, los sensores de proximidad deben ser resistentes a polvo denso y gotas de agua por lo cual debe tener una clasificación de protección IP65 o superior; y además será alimentado desde el propio sistema embebido, siendo necesario que sea de bajo consumo (menor de 100mA cada uno – 600mA en total alimentado desde la propia salida de 5VDC). Teniendo en cuenta lo mencionado, se establece la Tabla 2.9 con los requerimientos de selección de los sensores de proximidad y las características del sensor seleccionado.

	REQUERIMIENTOS	SOLUCIONES	
		1	2
Modelo	No especifica	Parallax	XL – MaxSonar MB7060
Voltaje de Alimentación	5 VDC	5VDC	De 2.7VDC a 5.5VDC
Tipo d Salida	Análogica o Digital	Serial TTL	Análogica, Digital y TTL
Consumo de Corriente	No especifica	30 mA promedio	2.1 mA promedio
Distancia de Sensado	1 metro mínimo	De 2cm a 3m	De 30cm a 5m
Grado de Protección	IP65 o superior (exteriores)	IP20	IP67

Tabla 2.9 Selección del Sensores de Proximidad

Fuente: Hoja de Datos del Fabricante



Figura 2.11 Sensores de Proximidad seleccionado

Fuente: Catálogo del Fabricante

Las órdenes de movimiento obtenidas por las etapas descritas previamente deben ser llevadas a un controlador de motores (*driver*), que se encargará del control del movimiento de las ruedas y por ende el movimiento de la silla. Los motores de la silla de ruedas operan a 24VDC y con una corriente nominal de 30A, por lo que serán requisitos para la selección del *driver*. Estas órdenes de movimiento serán enviadas mediante comunicación serial, por lo cual ese será otro requisito importante para la selección.

	REQUERIMIENTOS	SOLUCIONES	
		1	2
Modelo	No especifica	RoboteQ AX2550	RoboteQ MDC2460
Voltaje de Alimentación	24VDC	De 12VDC a 40VDC	De 12VDC a 60VDC
Motores controlados	2 Motores	2 Motores	2 Motores
Corriente de Carga	30 Amps	120 Amps por motor	60 Amps por motor
Comunicación	Comunicación Serial	Serial RS232	Serial 232, USB

Tabla 2.10 Selección del Driver de Motor

Fuente: Hoja de Datos del Fabricante

Si bien ambos *driver* cumplen con los requerimientos mínimos, el criterio utilizado para la selección de este equipo fue que ya se cuenta con este equipo en el laboratorio. Así se tiene que el *driver* seleccionado es el RoboteQ AX2550 como se muestra en la Figura 2.12.



Figura 2.12 Sensores de Proximidad seleccionado

Fuente: Catálogo del Fabricante

Los estándares seriales con los cuales se comunican el sistema embebido y el controlador de motores no es el mismo; ya que el sistema embebido cuenta con puertos seriales TTL, mientras que el controlador de motores utiliza comunicación serial RS-232. Debido a esta incompatibilidad de comunicación, se debe utilizar un traductor entre estos estándares. Debiendo ser lo mencionado el único requerimiento se selecciona el “Multi USB/RS232/RS485/TTL Converter” mostrado en la Figura 2.13.



*Figura 2.13 Conversor Serial seleccionado*

*Fuente: Catálogo del Fabricante*

### 2.3 Sistema Mecánico

El dimensionamiento del sistema mecánico comienza por la selección de motores acoplados a las ruedas. Este dimensionamiento se debe realizar mediante los siguientes requerimientos:

REQUERIMIENTOS NECESARIOS	
Máxima capacidad de Carga:	150 Kg.
Peso máximo de la silla	200 Kg.
Inclinación de Subida en Rampa	15°
Velocidad en Subida	8 km/h
Coeficiente de Fricción (rueda – suelo)	0.3 (caucho - cemento húmedo)

Tabla 2.11 Requerimiento para Dimensionamiento de Motores

Fuente: Catálogo de Sillas de Ruedas Motorizadas comerciales

Con estos requerimientos se realiza un esquema simplificado del funcionamiento de la silla de ruedas. El esquema simplificado que se utilizará para el cálculo de motores únicamente considera dos ruedas, porque el diseño cuenta con dos motores de independientes que permitirán la traslación y el giro de la silla; mientras que el sistema real deberá contar con dos ruedas más para la estabilidad. Las ruedas adicionales estarán acopladas mediante un sistema de transmisión por medio de cadenas, la cual tiene una eficiencia muy alta. El esquema mostrado en la Figura 2.14 simplifica el cálculo para dimensionamiento y es muy cercano al valor real, por lo que únicamente bastaría realizar un ajuste aplicando un factor de seguridad de 1,15.

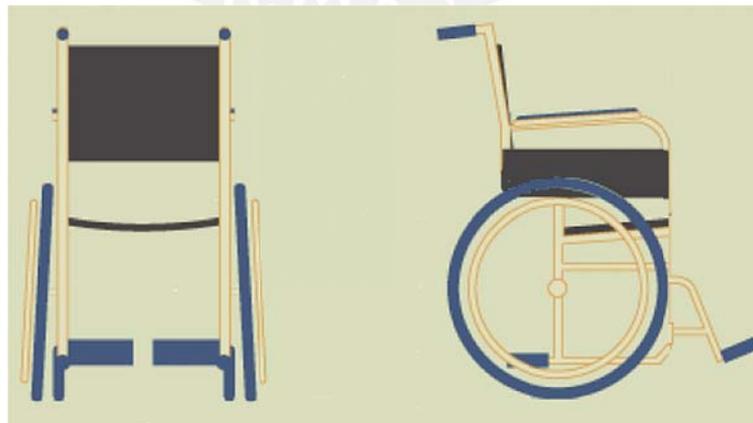


Figura 2.14 Esquema simplificado: Fuerzas en una rueda

Fuente: Propia

Para el cálculo se muestra en la Figura 2.15 un caso extremo de funcionamiento, que será al subir una rampa con pendiente de 15°. Así se tiene el siguiente DCL para una sola rueda, que toma en cuenta la masa total “M”, el torque aplicado por el motor “T”, la fuerza normal “N” aplicada por la rampa hacia la rueda, el ángulo de la pendiente “ $\beta$ ”, la fuerza de rozamiento “f” y el coeficiente de rozamiento “u”.

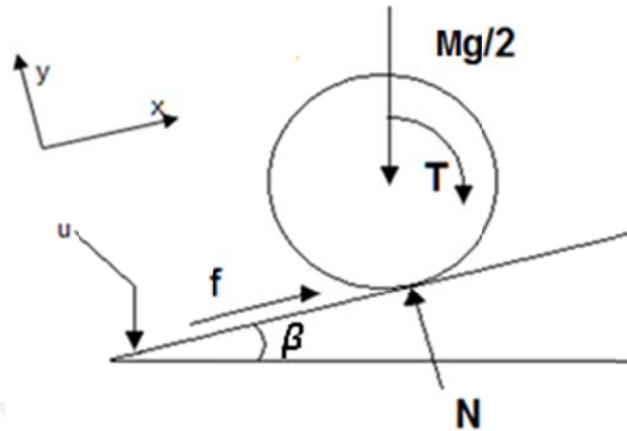


Figura 2.15 Esquema simplificado: Fuerzas en una rueda  
Fuente: Propia

**Ecuaciones para el movimiento de traslación:**

$$\sum F_y = 0 \Rightarrow N = \frac{M_{total} g \cos \beta}{2} \quad (2.1)$$

$$\sum F_x = \frac{M_{total}}{2} * a_{centro} = f - \frac{M_{total} g \sen \beta}{2} \quad (2.2)$$

Así mismo debemos tener en cuenta los valores máximos y mínimos que debe cumplir la fuerza de fricción “f”. Para que la rueda suba la pendiente se tiene que cumplir la Ecuación 2.3.a, mientras que para que la rueda no deslice, se debe cumplir la Ecuación 2.3.b.

$$f \geq \frac{M_{total} g \sen \beta}{2} \quad (2.3.a)$$

$$u_e \frac{M_{total} g \cos \beta}{2} \geq f \quad (2.3.b)$$

Ecuaciones para el Movimiento de rotación (sin deslizamiento):

$$\sum M_{centro} = I \alpha_{centro} \quad (2.4)$$

$$-T + f r = \frac{1}{2} \frac{M_{total}}{2} r^2 (\alpha_{centro}) \quad (2.5)$$

Considerando “ $\omega$ ” la velocidad angular de la rueda y “ $\alpha$ ” la aceleración angular, sabe de la rotación sin deslizamiento:

$$V = -\omega r \quad ; \quad a_{centro} = -\alpha_{centro} r$$

Reemplazando en la Ecuación 2.5 se tiene:

$$-\frac{T}{r} + f = \frac{1}{2} \frac{M_{total}}{2} r^2 \left(-\frac{a_{centro}}{r}\right) \quad (2.6)$$

Ahora procedemos a reemplazar la Ecuación 2.2 en 2.6.

$$-\frac{T}{r} + f = -\frac{1}{2} \left(f - \frac{M_{total} g \sen \beta}{2}\right) \quad (2.7)$$

$$\frac{T}{r} = \frac{3}{2} f - \frac{M_{total} g \sen \beta}{4} \quad (2.8)$$

Además, se tiene en cuenta los límites mínimo y máximo de  $f$  descritos previamente en las Ecuaciones 2.3.a y 2.3.b:

$$\frac{M_{total} g \sen \beta}{2} \leq f \leq u_e \frac{M_{total} g \cos \beta}{2}$$

Reemplazando este intervalo en la Ecuación 2.8 se concluye lo siguiente:

$$\frac{M_{total} g \sen \beta}{2} \leq \frac{T}{r} \leq \frac{M_{total} g}{4} (3 u_e \cos \beta - \sen \beta) \quad (2.9)$$

Cabe resaltar que los datos a reemplazar:

$$M_{total} = 350 \text{ Kg}$$

$$g = 9.81 \text{ m/s}^2$$

$$\beta = 15^\circ$$

$$u = 0.3$$

Reemplazando estos valores se tiene lo siguiente:

$$444.23 \text{ N} \leq \frac{T}{r} \leq 524.05 \text{ N} \quad (2.10)$$

Además se tiene un valor deseado para la velocidad de desplazamiento de la silla:

$$V = \omega R = 2.22 \frac{\text{m}}{\text{s}} \text{ (deseado)}$$

Se sabe también sobre la potencia del motor:

$$P = \omega T = V \frac{T}{r}$$

Reemplazando en la Potencia del motor se tiene:

$$977.5 \text{ W} \leq P \leq 1152.9 \text{ W} \quad (2.11)$$

Considerando un factor de seguridad de 1.15 y que el motor posee una eficiencia de 0.85, se tiene:

$$\frac{977.5(1.15)}{0.85} \leq P \leq \frac{1152.9(1.15)}{0.85} \quad (2.12)$$

$$1322.53 \text{ W} \leq P \leq 1559.82 \text{ W} \quad (2.13)$$

$$1.77 \text{ HP} \leq P \leq 2.09 \text{ HP} \quad (2.14)$$

Entonces se seleccionará un motor DC de que se encuentre en el rango de potencia indicado. Luego se selecciona el motor AmpFlow F30-150.

Los datos técnicos del motor son:

ESPECIFICACIONES	
Diámetro	3.0 in.
Longitud	4 in.
HP Pico	2.3
Torque Pico	94.9 Nm
Eficiencia	82%
RPM at 24V	6900 rpm
Diámetro del eje	1/2 in.
Longitud del Eje	2 in.
Keyway	1/8 in.
Capacitor	Yes
Tipo de Magneto	Ferrita
Amperaje sin carga	2.5 Amps
Corriente a motor obstruido	375 Amps
Resistencia Terminal	.081 Ohms
Kt	4.66 oz-in/Amp
Kv	287rpm/Volt
Inercia del Rotor	.04 oz-in-sec <sup>2</sup>
Resistencia Térmica	2.9degC/Watt
Peso	4.7 lbs.

Tabla 2.12 Especificaciones del Motor seleccionado

Fuente: Hoja técnica del Fabricante

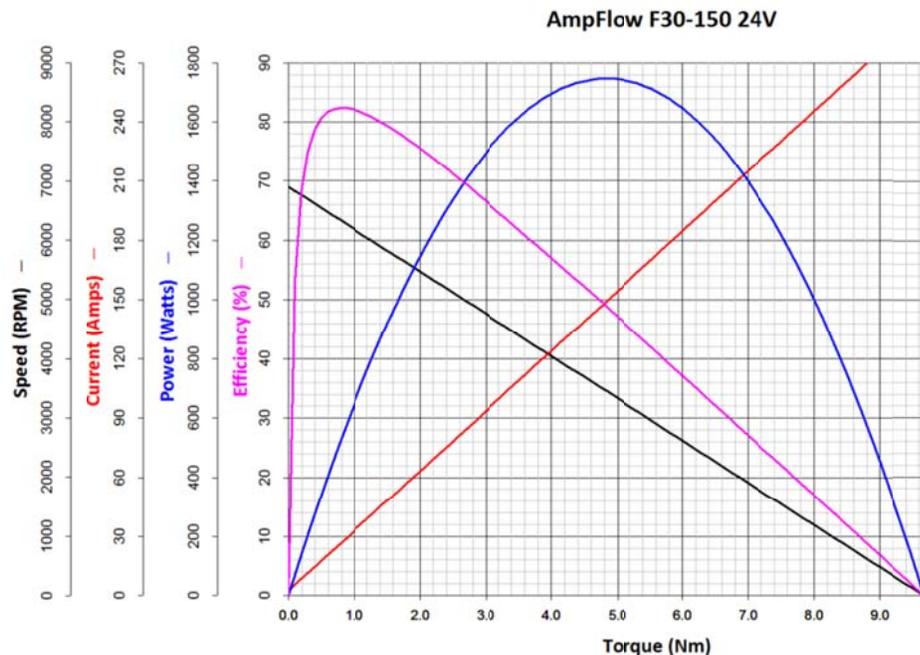


Figura 2.16 Características del Motor

Fuente: Hoja técnica del Fabricante

Retomando el rango de torque necesario para la subida en rampa, con un diámetro de ruedas de quince (15) pulgadas, se tiene:

$$444.23 \text{ N} \leq \frac{T}{r} \leq 524.05$$

$$84.63 \text{ Nm} \leq T \leq 99.83 \text{ Nm}$$

El motor por sí solo no puede llegar al torque necesario, por lo que se debe añadir un reductor para alcanzar el objetivo de torque. Con el reductor, la velocidad del motor se reduce mientras que el torque de salida aumenta. Estos cambios se realizan en proporción al *ratio de reducción*.

Se selecciona un reductor con *ratio de reducción* 60:1. Así se tiene que el torque del motor necesario sería:

$$1.41 \text{ Nm} \leq T \leq 1.66 \text{ Nm}$$

Según la gráfica de características del motor, con torque igual a 1.5 Nm se tiene aproximadamente 5800RPM (RPM del motor). Con esto se calcula que la velocidad de la salida del reductor es 96.67 RPM o lo que es igual:

$$V = \frac{96.67(2\pi)(0.381)}{2(60)} = 1.93 \frac{m}{s}$$

La velocidad de avance de la silla es cercana a la velocidad deseada. Como el motor funciona alrededor del 50% de su potencia pico, entonces no habría problemas de calentamiento cuando el motor funcione continuamente.

Una vez dimensionado los motores y cajas reductoras necesarias, se busca una silla de ruedas que cumpla con estos requisitos de diseño. Esta silla comercial debe ser capaz de subir escaleras por lo que debe contar con un control de la inclinación del asiento. Esto se logra mediante un motor de menor capacidad fijado a un engranaje de tipo “planetario” (Figura 2.17) y dos interruptores de fin de carrera que fijarán los topes de inclinación.

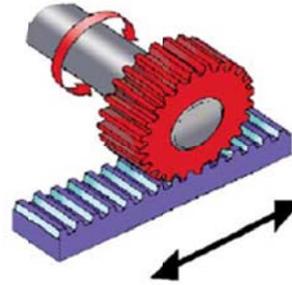


Figura 2.17 Esquema básico de un Engranaje de tipo Planetario

Fuente: Catálogo del fabricante

El cálculo de capacidad de baterías se realizará posterior a la selección de los equipos que conforman el sistema propuesto, ya que para esto es necesario conocer el consumo de corriente de los demás equipos alimentados desde el banco de baterías. Para la selección de la silla de ruedas, este cálculo no es crítico debido a que las baterías pueden ser reemplazadas según la necesidad. Así se tiene la siguiente silla de ruedas que cumple con especificaciones similares a las del dimensionamiento descrito previamente.

	REQUERIMIENTOS	SOLUCIONES	
		1	2
Modelo	No especifica	Jazzy 1120 - TME1001	Máximus EW - 001
Dimensiones	1150*730*1370 mm	1000*640*1200 mm	1150*730*1370 mm
Capacidad de Carga	120 kg.	136 kg.	150 kg.
Diámetro de Ruedas	No especifica	356mm	400mm
Motores para Tracción	1322 Watts (x2 unidades)	No especifica	1350 Watts (x2 unidades)
Motor para Inclinación del Asiento	Si	No	Si, 300 Watts
Máxima velocidad	7 km/h	7.24 km/h	7 km/h (disponible hasta 10 km/h)

Tabla 2.13 Especificaciones de la silla de ruedas seleccionada

Fuente: Ficha Técnica de Fabricante



Figura 2.18 Silla de Ruedas seleccionada

Fuente: Catálogo del fabricante

Finalmente para la montura de los sensores de ultrasonido, sobre el chasis es necesario utilizar soportes de sujeción. Dentro de la solución brindada por el fabricante se tienen los soportes adecuados y las dimensiones necesarias que son mostrados en la Figura 2.19.

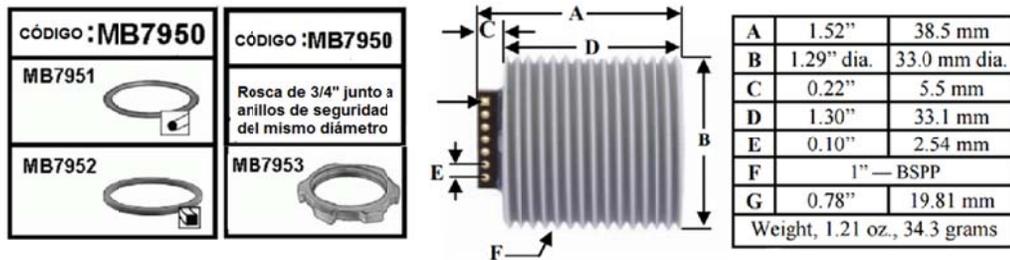


Figura 2.19 Elementos de Sujeción y Medidas – Sensores Ultrasónicos

Fuente: Catálogo del fabricante

Adicionalmente, se debe dimensionar las baterías a utilizar. Para esto será necesario realizar un cálculo de consumo de corriente de todos los equipos en base a la selección previa. Sin embargo, la totalidad de los equipos, con excepción de la parte de potencia, serán alimentados desde la computadora principal o la tarjeta de control basada en el Arduino Mega. Es decir los únicos equipos que tengan un consumo relevante son: la computadora principal y los motores de la Silla de Ruedas. La siguiente tabla muestra el consumo de corriente aproximado:

EQUIPOS	CANTIDAD	CONSUMO UNITARIO (Amps)	CONSUMO TOTAL (Amps)
Motores de Tracción	2	20	40
Motor de Inclinación	1	5	5
Computadora Principal	1	3	3
<b>Total</b>			<b>48</b>

Tabla 2.14 Selección del Driver de Motor

Fuente: Propia

Para la presente propuesta, el motor no va a operar a plena potencia, sino se va a limitar la velocidad de giro de los motores mediante el control del ciclo de trabajo de la onda PWM transmitida al *driver* de motores; por lo que, para este diseño, se plantea una autonomía de una hora a plena carga, ya que el consumo normal de los motores será menor y no será de uso continuo. Este tiempo de autonomía no se encuentra lejos del estándar comercial, ya que las sillas de ruedas comerciales ofrecen una autonomía de cuarenta minutos a una hora de uso continuo según lo declarado por los fabricantes. Así tenemos para la capacidad del banco de baterías se calcula mediante la siguiente ecuación:

$$(48 \text{ Amp})(1 \text{ h}) = 48 \text{ Ah}$$

Es así que se plantea una fuente vía baterías con un voltaje de 24VDC y una capacidad de mínimo 48AH (1 hora de uso continuo según cálculo de corrientes previo). Adicionalmente se cuenta con una limitación de dimensiones, ya que debe ser ubicadas dentro de la silla de ruedas mecatrónica. El espacio disponible para las baterías es un conducto de 800x132x180mm, por lo cual las baterías no pueden exceder ese tamaño. Teniendo en cuenta estos requerimientos, se elabora la Tabla 2.15 que tiene en cuenta lo mencionado.

	REQUERIMIENTOS	SOLUCIONES	
		1	2
Modelo	No especifica	Sprinter P12V600	Sprinter P12V570
Cantidad	2	4	4
Voltaje	24VDC	12VDC	12VDC
Capacidad de Carga	48AH (@24VDC)	48AH (@24VDC)	42AH (@24VDC)
Dimensiones	200x132x180mm (máximo)	168 x 128 x 174mm	168 x 167 x 126mm

Tabla 2.15 Selección de Baterías

Fuente: Hoja de Datos del Fabricante



Figura 2.20 Batería seleccionada

Fuente: Hoja Técnica del Fabricante

Por último, es necesario un cargador de baterías. Para este dimensionamiento se propone que el cargador sea capaz de realizar la carga de las baterías en menos de 8 horas, ya que es el tiempo promedio de descanso de una persona al dormir, y que además sea compatible con la red eléctrica nacional (220 VAC @ 60Hz.).

En conjunto de baterías seleccionado son de una capacidad de 48AH (@24VDC), por lo que si se requiere cargarlas en 6 horas será necesaria una corriente de al menos 8A. Con eso se forma la Tabla 2.16 que contiene los requerimientos mínimos para el cargador de baterías y los datos eléctricos del cargador seleccionado.

	REQUERIMIENTOS	SOLUCIONES	
		1	2
Proveedor	No especifica	Proveedor de la Silla de Ruedas	c-GO
Voltaje de Carga	24VDC	24VDC	24VDC
Corriente de Carga	8 Amps	12 Amps	6 - 12 Amps
Voltaje de la Red	220 VAC	110 – 220 VAC	200 - 240 VAC
Frecuencia de la Red	60 Hz	50 - 60 Hz	50 - 60 Hz

*Tabla 2.16 Selección del Cargador de Baterías  
Fuente: Hoja de Datos del Fabricante*



*Figura 2.21 Cargador de Baterías Seleccionado  
Fuente: Hoja Técnica del Fabricante*

Si bien ambos elementos seleccionados cumplen con los requerimientos de selección para el banco de baterías, el criterio de selección fue que la solución número 1 se cuenta incluida en la compra de la silla de ruedas mecatrónica. Así tenemos seleccionado el cargador de baterías mostrado en la Figura 2.21.

Finalmente, luego de seleccionar cada elemento de la propuesta, se muestra en la Figura 2.22 un diagrama de conexiones del sistema completo. Cabe resaltar que todos los cables son de control a excepción de los de alimentación desde las baterías y los dirigidos a los motores. Es por eso que el calibre del cable no es de mayor relevancia para el primer grupo de cables mencionado (cableado de control, comunicación y alimentación de cargas menores), mientras que si es de importancia para último grupo (cableado de potencia). Por este motivo se dimensiona un calibre de cable para las baterías de 8AWG, que soporta hasta 40 amperios, y para los motores calibres de cable 10AWG que es capaz de soportar una carga de 30 amperios.



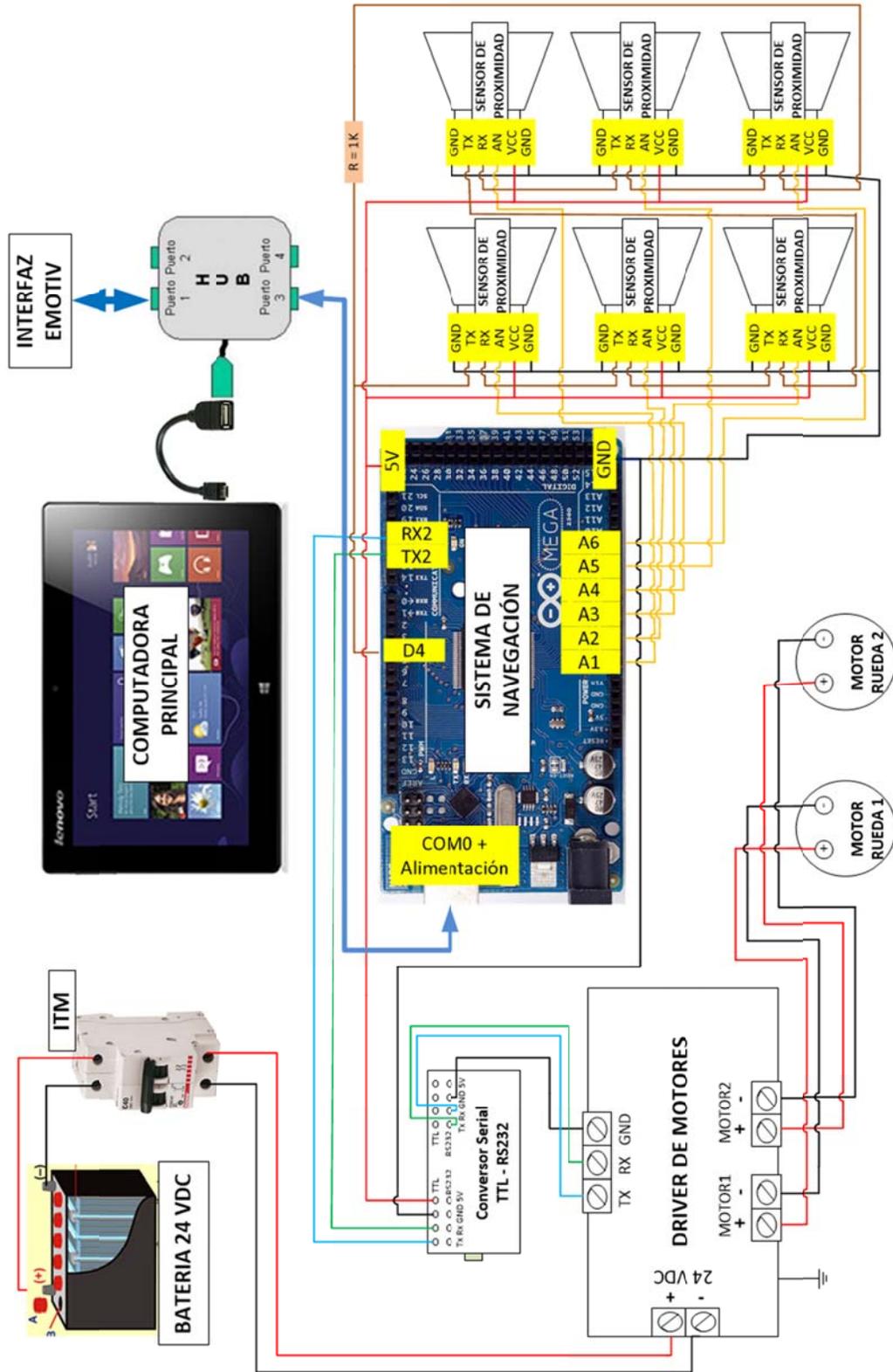


Figura 2.22 Diagrama de Conexiones de la Solución Propuesta

Fuente: Propia

## 2.4 Sistema de Control

El sistema propuesto cuenta con dos (02) subsistemas programables que gobernarán la lectura y comando del sistema completo. El primero de ellos será la computadora principal; y el segundo, el Arduino que accionará los actuadores de la silla de ruedas y leerá los sensores de ultrasonido.

Para el primer subsistema se propone una programación que será gobernada bajo la lógica de programación mostrada en la Figura 2.23.

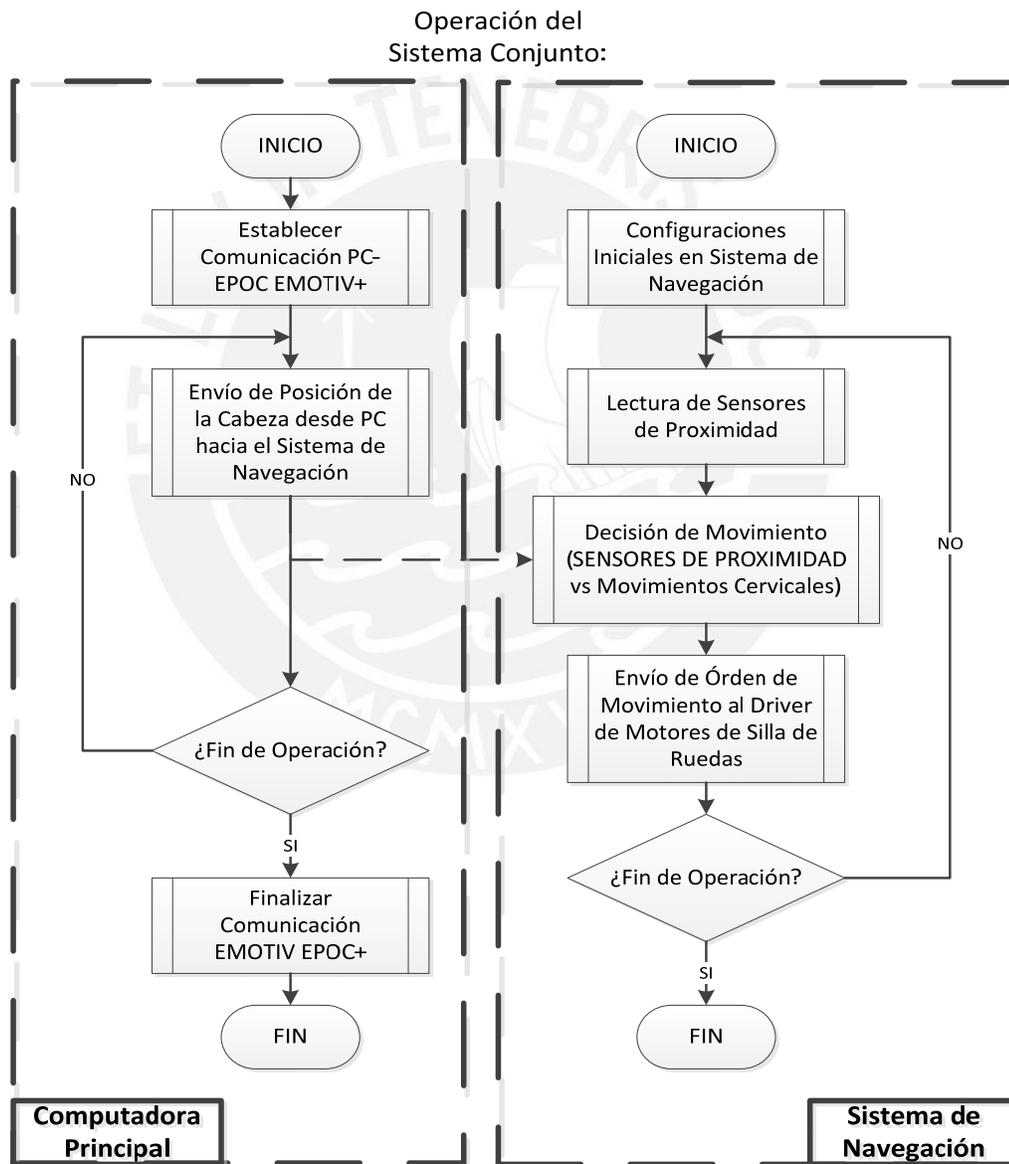


Figura 2.23 Diagrama de Flujo – Programa de la Computadora

Fuente: Propia

El programa principal estará en todo momento dentro de la subrutina “Actualizar Posición de la Cabeza”, hasta que exista un cierre de la interface gráfica que indicará que se debe finalizar el programa. Al recibir la orden de finalizar el programa se procederá con cerrar los puertos seriales y la comunicación establecida con el “EMOTIV EPOC+”.

La subrutina “Actualiza Posición de la Cabeza” se encargará de mostrar dentro de la interface gráfica la posición de la cabeza. Así mismo conserva un estado de la posición anterior, la cual será de suma importancia cuando se tenga una posición fuera de los límites.

Para el segundo sistema se propone el diagrama de flujo mostrado en la Figura 2.24. La bandera *RX\_COMO Completa* indica si hubo una petición del servicio de interrupción de comunicación serial por el puerto COM0, lo cual ocurre cuando existe un envío de orden de movimiento desde la computadora principal hacia el sistema de navegación. Posteriormente, la figura 2.24 muestra la cadena de caracteres asignado como orden de movimiento para la silla de ruedas dependiendo del carácter recibido desde la computadora principal; sin embargo no será enviada directamente ya que dependerá de la lectura de los sensores de ultrasonido que son de mayor prioridad para el sistema de navegación.

Programa Principal  
Arduino:

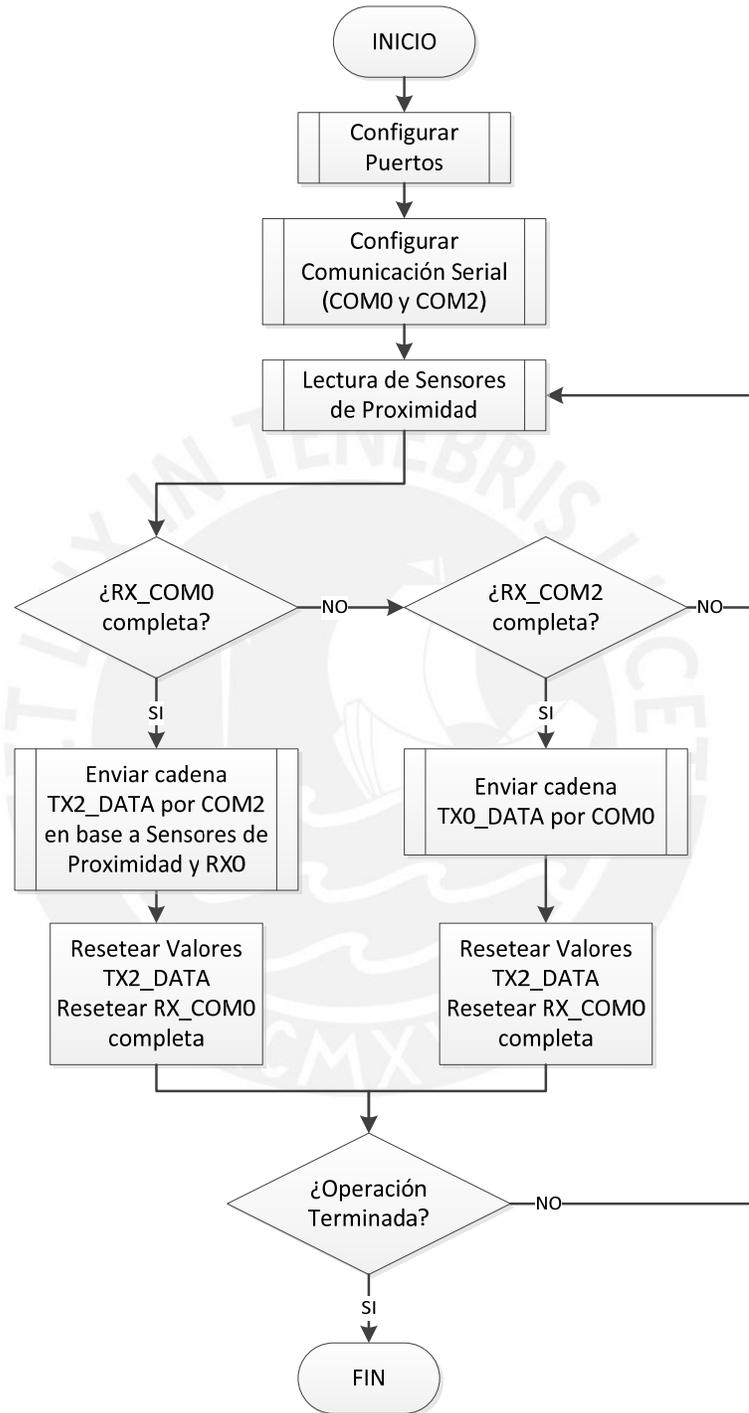


Figura 2.24 Diagrama de Flujo – Programa de la Principal del Arduino

Fuente: Propia

Subrutina de Interrupción  
Recepción COM0:

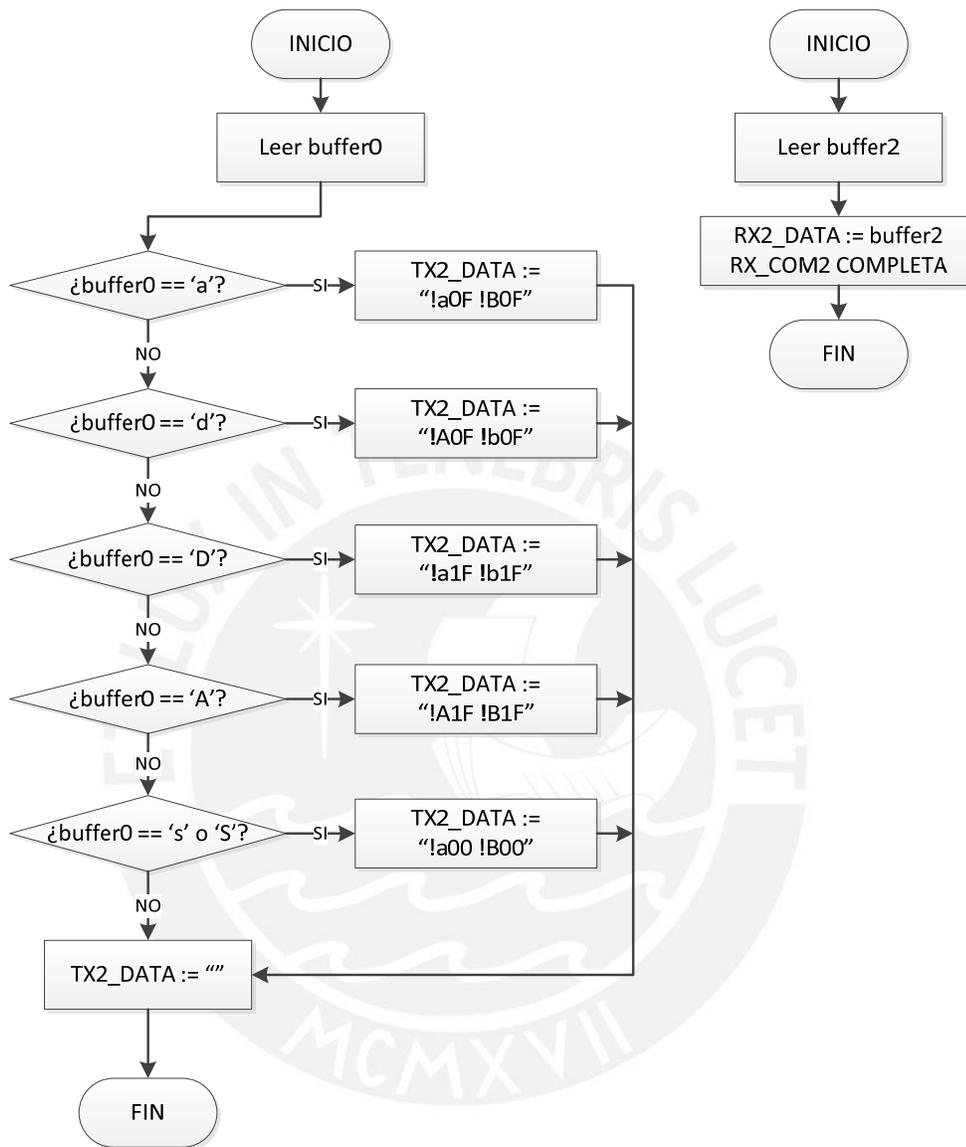


Figura 2.25 Diagrama de Flujo – Subrutinas de Interrupción Serial Arduino

Fuente: Propia

Por último se realiza de detección de obstáculos para que la silla de ruedas pueda evitar en lo posible los accidentes. Este sistema de será basado en la lectura de los sensores de ultrasonido, y puede ser logrado implementado restricciones de movimiento en dirección del obstáculo. Los sensores de ultrasonidos perciben el entorno de movimiento y se utilizan para detectar las distancias de obstáculos en diferentes direcciones, por lo que debe tener prioridad sobre las órdenes de movimiento proveniente de la computadora principal.

Para lograr una correcta lectura de los sensores de ultrasonido es necesario que trabajen de forma secuencial, ya que si trabajan todas al mismo tiempo el eco de una onda de sonido puede ser detectado por un sensor distinto logrando mediciones erradas. Esto se representa en la Figura 2.26, en el cual la medición es realizada secuencialmente; ya que al terminar la medición del primer sensor, éste dispara la medición en el segundo y de forma similar al tercero.

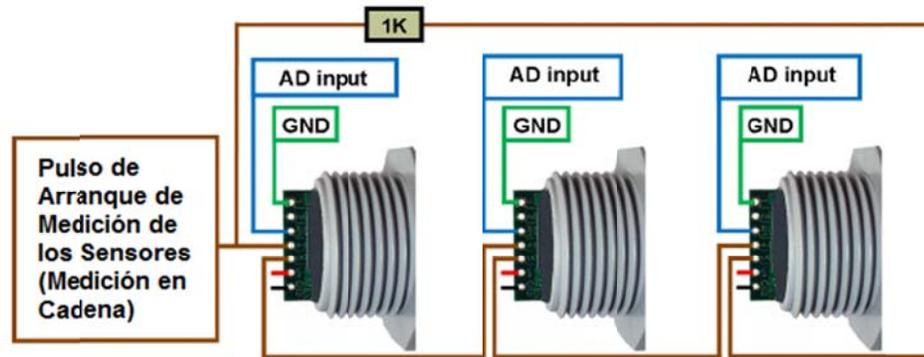


Figura 2.26 Diagrama de Funciones General – Sistema de Navegación

Fuente: Manual de Usuario del Fabricante

### 3 Experimentos y Resultados

En el presente capítulo se mostrarán los experimentos realizados por etapas de procesamiento, y el resultado al conectar las diferentes etapas descritas.

#### 3.1 Experimentos

Con el fin de emular el sistema propuesto se ha realizado un fraccionamiento en etapas que serán evaluados de forma independiente. El esquema del sistema completo se observa en la Figura 3.1. Los experimentos realizados serán descritos en funcionalidad y acompañados de un diagrama de conexión.

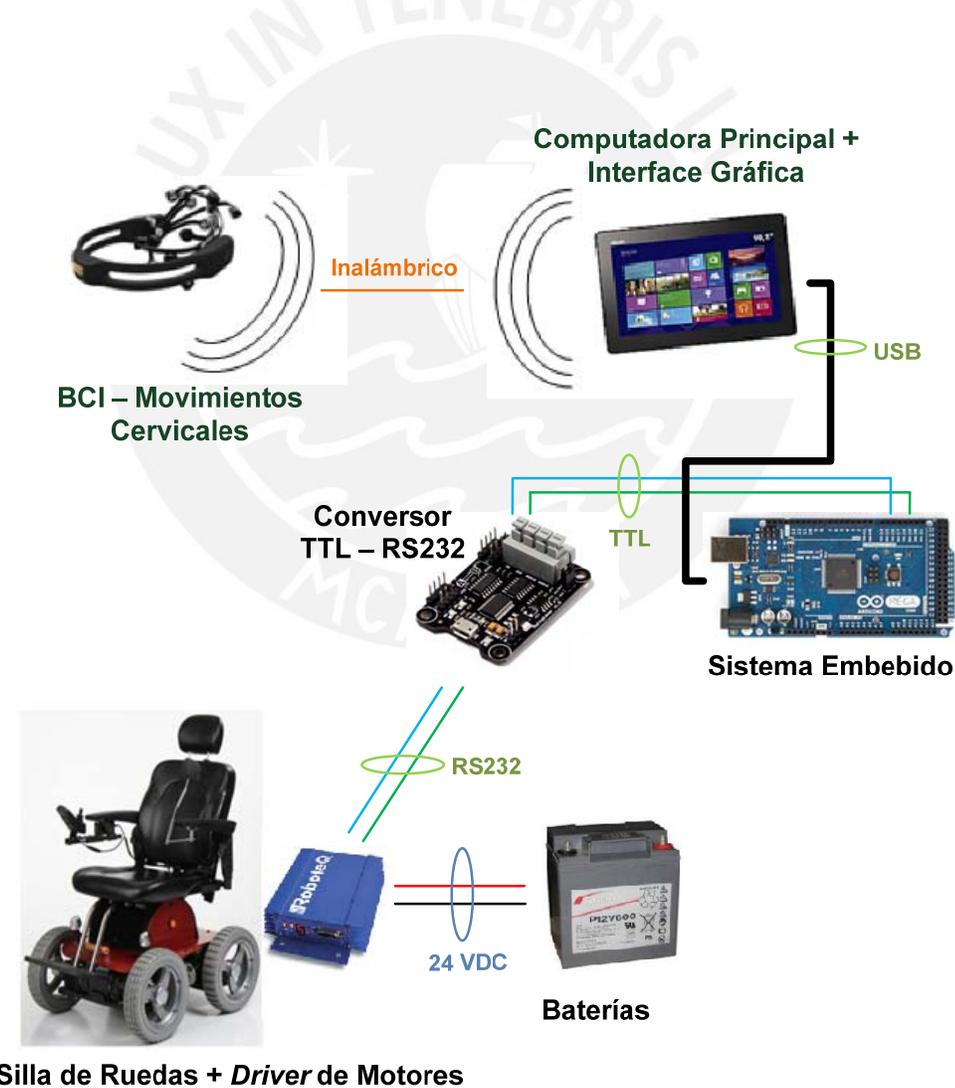


Figura 3.1 Esquema Solución y de Experimentación

Fuente: Propia

La primera etapa de la experimentación, es la adquisición de los datos a través del “EMOTIV EPOC+”. La programación implementada se basa en la modificación de un programa ejemplo del *Emotiv* que establece la conexión con el BCI y realiza la lectura de la posición de la cabeza. La comunicación entre el BCI y el receptor USB es tipo inalámbrico bajo un protocolo propietario. La lectura de la posición de la cabeza se realiza a una frecuencia de 128 muestras por segundo. Lo descrito se observa en Figura 3.2.a. Las modificaciones realizadas a los programas base tienen como propósito establecer la comunicación serial con el Arduino y además corregir el la posición de la cabeza cuando la silla de ruedas se encuentra girando, debido a que el giro provoca lectura en los sensores inerciales.



Figura 3.2 (a) Esquema de Conexiones para la primera etapa de pruebas  
(b) Interface Gráfica que muestra la posición de la Cabeza  
Fuente: Propia

Dentro de la interface gráfica mostrada en la Figura 3.2.b se puede apreciar un punto en el centro del círculo, el cual se desplazará dentro de un círculo interior según se produzcan movimientos de la cabeza ligados a los movimientos cervicales. Los movimientos de flexión frontal producirán que el punto rojo se desplace hacia arriba y se traduce en la orden de avance. Análogamente, la flexión frontal produce que la referencia se mueva hacia la zona inferior del círculo central. De igual forma, las rotaciones laterales de izquierda y derecha producen que órdenes de movimiento de giro en sus respectivas direcciones. Así tenemos que la interface gráfica mostrada es de suma importancia porque da referencia de la posición actual de la cabeza. Tomando en cuenta lo descrito, la Figura 3.3 muestra un mapa de reconocimiento de los movimientos de la cabeza y el tipo de orden de movimiento que representa.



Figura 3.3 Identificación de las zonas de Órdenes de Movimiento

Fuente: Propia

Luego de reconocer la posición de la cabeza, la computadora principal envía un caracter ASCII mediante comunicación serial TTL hacia el sistema de navegación. La Tabla 3.1 muestra la relación entre cada orden de movimiento y el caracter enviado por la primera etapa (etapa de adquisición de los movimientos cervicales). El envío del caracter ASCII de la orden de movimiento no se realiza de forma constante, sino se envía en el cambio de orden de movimiento. Esto se debe a que el sistema de navegación tiene como tarea principal la de evitar colisiones (mayor prioridad sobre los movimientos cervicales), por lo que debe enfocar sus recursos principalmente a esa tarea. Por ende, la transmisión serial de datos entre la computadora principal y el sistema de navegación se realizará mediante peticiones de servicio de interrupción bajo los siguientes parámetros de comunicación: 9600 bit/seg de velocidad, 8 bits de dato, sin paridad y sin bit de parada.

ÓRDEN DE MOVIMIENTO	CARACTER TRANSMITIDO
Detener Movimiento	'S'
Movimiento de Avance	'a'
Movimiento de Retroceso	'd'
Giro hacia la Izquierda	'D'
Giro hacia la derecha	'A'

Tabla 3.1 Relación Órdenes de Movimiento – Carácter transmitido por etapa de adquisición

Fuente: Propia

Para comprobar el correcto funcionamiento de esta etapa, se intercepta la señal enviada desde la computadora hacia el sistema de navegación. La Figura 3.4 muestra los resultados obtenidos al efectuar flexiones y rotaciones de la cabeza. La figura “b” muestra dos columnas, donde ambas representan el carácter serial interceptado; la columna izquierda representa el carácter ASCII, mientras que la derecha los bytes hexadecimales interceptados. Como ejemplo, la última línea muestra el los bytes hexadecimales “61 0D”, por lo que sólo se observa el carácter “a” y luego realiza un salto de línea (Tecla “Enter”).

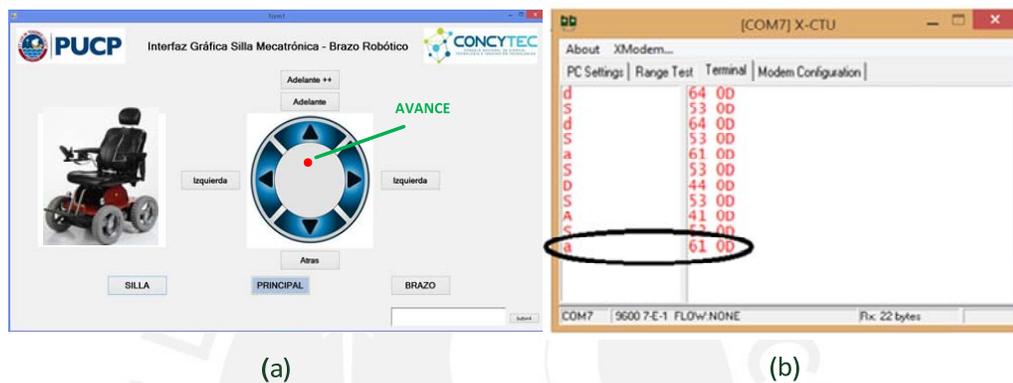


Figura 3.4 (a) Interface Gráfica en estado de Avance  
(b) Envío del carácter en estado de Avance

Fuente: Propia

Así se tiene que la primera etapa logra cumplir con el objetivo deseado de diferenciar las posiciones de la cabeza y por ende, de enviar una orden de movimiento distinta para cada una. Para los casos donde la posición neutra de la cabeza no se encuentre en el centro de la circunferencia (descalibración del centro), basta con mantener dicha posición por alrededor de 10 segundos y se podrá observar que la referencia retorna lentamente hacia el centro.

Como siguiente etapa de la experimentación se realizará un acople entre la fase de experimentación previa y la nueva etapa de envío de una cadena de caracteres vía el “Arduino Mega”. Las conexiones realizadas en esta etapa de experimentación se pueden observar en la Figura 3.5, mientras que la Tabla 3.2 muestra el envío de la cadena de caracteres en base al carácter recibido desde la computadora principal y a qué orden de movimiento representa.

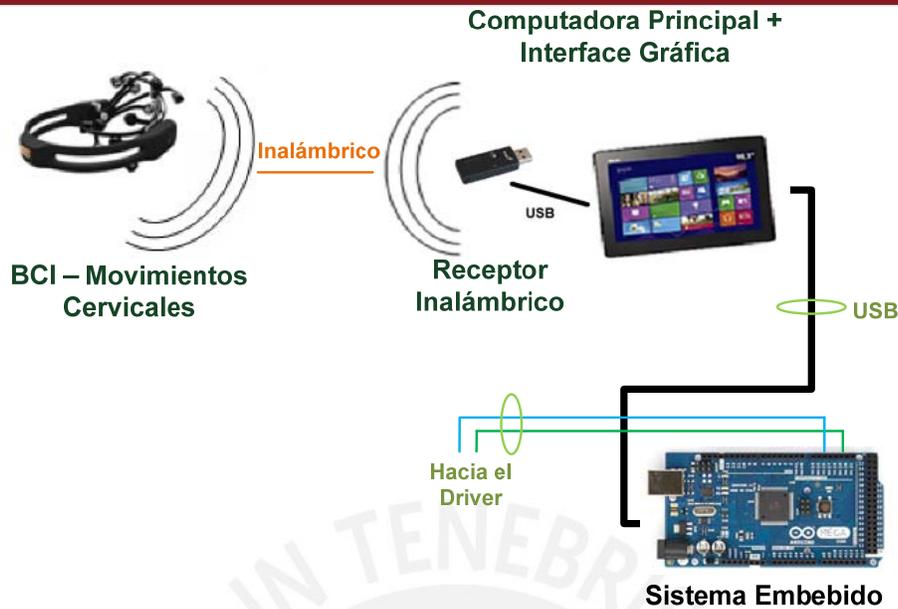


Figura 3.5 Esquema de Conexiones para la segunda etapa de pruebas

Fuente: Propia

ÓRDEN DE MOVIMIENTO	CARACTER ENTRANTE DESDE BCI	CADENA HACIA EL ROBOTEQ	
		Motor A	Motor B
Detener Movimiento	'S'	"!a00"	"!B00"
Movimiento de Avance	'a'	"!a0F"	"!B0F"
Movimiento de Retroceso	'd'	"!A0F"	"!b0F"
Giro hacia la Izquierda	'D'	"!A1F"	"!B1F"
Giro hacia la derecha	'A'	"!a1F"	"!b1F"

Tabla 3.2 Relación Órdenes de Movimiento – Cadena de caracteres transmitido hacia el controlador de motores

Fuente: Propia

Para comprobar el correcto funcionamiento de esta etapa, se intercepta la cadena de caracteres enviada desde el puerto serial del Arduino. La comunicación serial entre el sistema de navegación y el *driver* de motores viene dado bajo el siguiente estándar: 9600 bits/s en velocidad de transferencia, 7 bits de datos, 1 bit de arranque, 1 bit de parada y paridad par. Cabe resaltar que el giro de los motores ha sido reducido considerablemente en velocidad ya que se encuentra en una etapa de pruebas. Esto se nota en la cadena de caracteres enviado hacia el driver tanto para el "A" como para el "B", ya que "00" representa "0%" y "7F" representa el "100%"; por lo que en el avance y retroceso los giros de los motores son al 12,5% de su velocidad, y en el movimientos de giro las velocidades se encuentran al 25%.



Figura 3.6 (a) Interfaz Gráfica en estado de Giro Izquierda  
(b) Envío del caracteres hacia el driver – Giro Izquierda

Fuente: Propia

Por último es necesario realizar pruebas a la etapa de detección de obstáculos realizada por el sistema de navegación. Para este propósito, realizamos las conexiones que se muestran en la Figura 3.7. El esquema muestra que los sensores de proximidad son instalados en la silla de ruedas mecatrónica, para que posteriormente el sistema embebido realice una lectura de los sensores y muestre las distancias de los obstáculos en la computadora principal. La instalación de los sensores se puede observar en la Figura 3.8.b.



Figura 3.7 Esquema de Conexiones para la Tercera Etapa de Pruebas

Fuente: Propia



### 3.2 Resultados

Las pruebas del sistema completo fueron realizadas siguiendo el esquema mostrado en la Figura 3.1 (Esquema de Solución Integral). Para lograr la comunicación serial entre el Arduino y el driver RoboteQ, fue necesario el utilizar un conversor serial para poder realizar el diálogo entre un protocolo serial TTL y un RS-232. Esta conexión se rige mediante el esquema mostrado en la Figura 3.9.

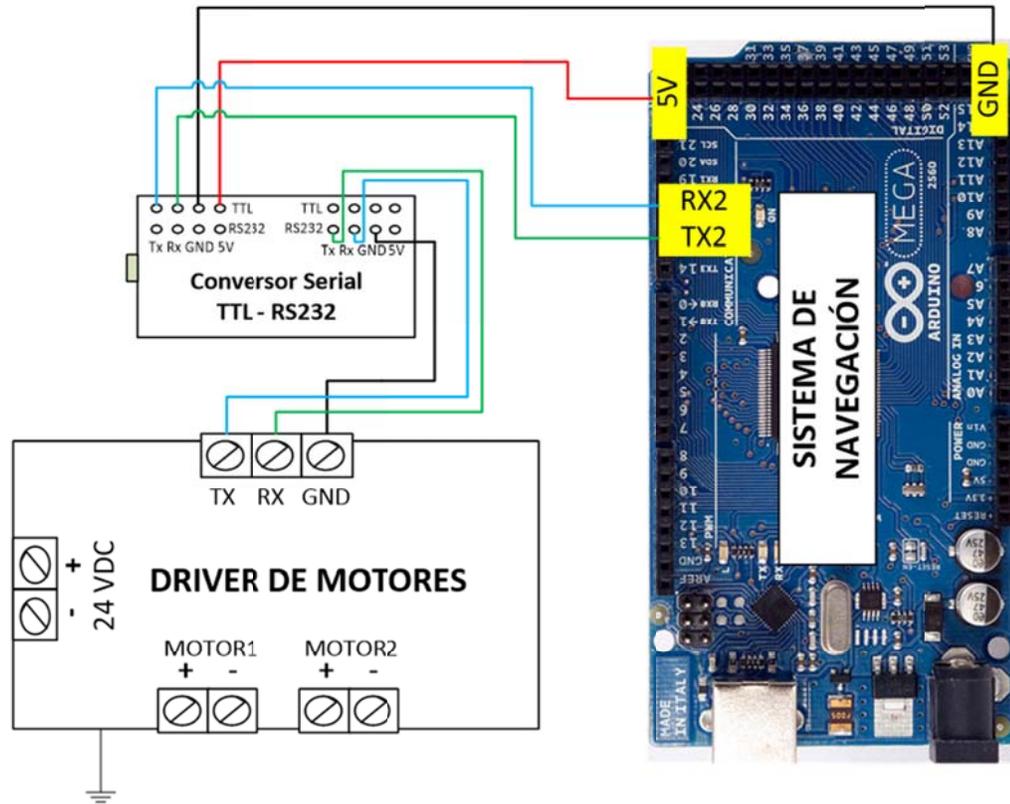


Figura 3.9 Esquema de conexión serial para prueba del driver

Fuente: Manual del Usuario del Fabricante

Como resultado, se observa que al acoplar las etapas previas a los motores de la silla se obtuvo un control de movimiento utilizando únicamente los movimientos cervicales. Así se tiene la Tabla 3.3 que muestra la relación de los movimientos cervicales y el tipo de movimiento ejecutado por la silla de ruedas motorizada.

MOVIMIENTO CERVICAL	MOVIMIENTO DE SILLA
Ninguno (En el Centro)	Detener Movimiento
Flexión Frontal	Movimiento de Avance
Flexión Dorsal	Movimiento de Retroceso
Rotación Lateral Izquierda	Giro hacia la Izquierda
Rotación Lateral Derecha	Giro hacia la derecha

*Tabla 3.3 Relación Movimientos Cervicales - Órdenes de Movimiento*

Con estas pruebas se corrobora la efectividad de controlar los movimientos de la silla de ruedas mediante los movimientos cervicales. Sin embargo, para poder realizar este control de forma correcta es necesario contar con una interface gráfica de referencia, como la propuesta dentro de esta solución, para obtener un *feedback* de la posición de la cabeza leída por el sistema (que es muy cercana a la real sin llegar a ser exactamente la misma) para poder corregir la posición en caso sea necesario.

Así se tiene como prueba de los experimentos la Figura 3.10 que muestra una secuencia de imágenes al realizar una flexión frontal. Como observación adicional, se conserva la reducción de velocidad de giro de los motores para esta etapa de experimentos lo cual repercute en una baja velocidad de movimiento (12.5% de la velocidad máxima), por lo que se estima que la velocidad máxima será aproximadamente de 1.65 m/s (6 km/h).

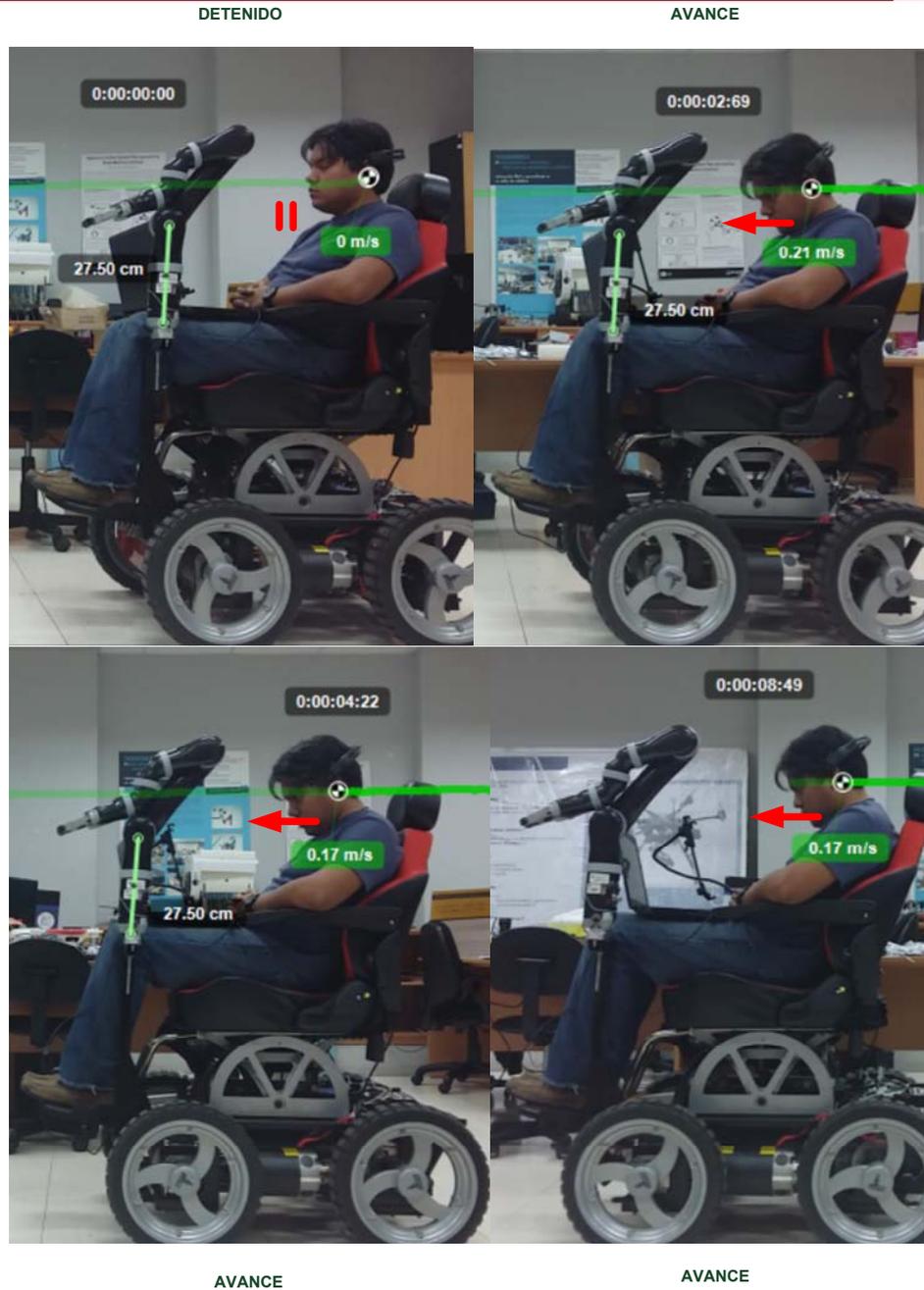


Figura 3.10 Prueba en dirección de avance – Orden de movimiento desde BCI hacia Silla de Ruedas Motorizada

Fuente: Propia

En la primera se ubica en una “posición neutra” por lo que se encuentra en estado de “detenido”. Mientras que en las siguientes imágenes se observa una flexión frontal, lo cual es entendido por el sistema como una orden de avance y por lo tanto se desplaza hacia el frente. Se observa además la velocidad de movimiento en cada imagen calculado mediante el software de análisis de movimiento *Kinovea*®.

Para realizar el cálculo de estas velocidades utilizando el software de análisis de movimiento es necesario ingresar una grabación de video, y dentro del video establecer una medida de longitud conocida en el plano de movimiento. Una vez realizado esto, el software calcula las velocidades según la cantidad de píxeles realizados en el movimiento (que se puede relacionar con la distancia recorrida) y el tiempo entre cada *frame*.



## 4 Conclusiones

Como ya se mostró previamente, se logró obtener los movimientos cervicales relacionados con los movimientos de la cabeza y además diferenciarlos entre ellos. Esto permitió relacionar distintos movimientos de cabeza con órdenes de movimiento para una silla de ruedas mecatrónica. Posteriormente, al concatenar la etapa de traducción descrita con el sistema real, silla de ruedas motorizada, se logró comandar la silla de ruedas utilizando únicamente movimientos cervicales.

Como consecuencia de lo dicho, la solución propuesta brindaría la autonomía de desplazamiento a pacientes que cuenten con una discapacidad motriz que impida que pueda desplazarse a distintos lugares sin asistencia de otra persona, con lo que se cumple con el objetivo planteado para el presente tema de tesis.

Así mismo, se comprobó que se puede obtener la posición de la cabeza a partir de acelerómetros (sensores utilizados en el EMOTIV EPOC+) siempre y cuando se cumpla que las condiciones iniciales sean iguales a cero (posición neutral de la cabeza). Esto es realizado por el programa, ya que antes de realizar la lectura hay un tiempo de espera de 8 segundos donde se debe mantener la posición neutral.

Mediante la experimentación personal del movimiento de la silla de ruedas controlado con los movimientos cervicales, se pudo observar que al iniciar el movimiento de avance o retroceso se realizaban movimientos bruscos por lo cual se ha utilizado como primer desarrollo velocidades bajas de movimiento.

Adicionalmente, estos movimientos bruscos producen un desfase en el “centro de coordenadas”, por lo que es crítico tener un *feedback* de la posición de la cabeza en todo momento (tarea realizada por la interface gráfica). El desfase originado es corregido al mantener la cabeza en una misma posición por un tiempo mayor a 8 segundos, tiempo a partir del cual el punto que indica la posición comienza a retornar de forma automática al centro de coordenadas.

Finalmente se comprobó que el sensorizado de la silla de ruedas es el adecuado para evitar colisiones, ya que impide el movimiento de avance cuando existen obstáculos frente a la silla de ruedas (distancia de 50cm) y de forma similar impide el retroceso cuando existen obstáculos detrás.

## 5 Recomendaciones

Para eliminar los movimientos bruscos que se originan en el inicio del movimiento se recomienda implementar un control de la aceleración de los motores incrementando la velocidad de giro de los motores un 5% de su velocidad máxima cada 100ms. Y esto podría lograrse únicamente cambiando los parámetros internos dentro del driver, ya que cuenta con la opción de cambiar los parámetros de su control PID y aceleración máxima del motor.

Así mismo, como ya se indicó previamente, existe un desfase en la referencia de posición del cabeza originado por el propio movimiento de la silla de ruedas. Como solución a este problema se propone utilizar dos grupos distintos de sensores inerciales, uno en el BCI del usuario y otro en la silla de ruedas; teniendo como objetivo poder realizar la lectura del movimiento relativo de la cabeza con respecto a la silla de ruedas. Esto permitirá una lectura más apropiada ya que no se reconocería como inclinación de cabeza durante la subida o bajada por medio de una pendiente.

Finalmente, los sensores de ultrasonido observan obstáculos frente y detrás de la silla de ruedas; sin embargo no se reconoce el tipo de obstáculo que es. Así se tiene que una escalera puede ser reconocida como obstáculo y el movimiento de avance de la silla de ruedas hacia la escalera estaría impedido, limitando una característica importante de la silla que es la capacidad de subir escaleras. Esto debería ser mejorado con el fin de que no se limite esta característica.

## 6 Referencias

- [1] INEI – PERU, Encuesta Nacional Especializada sobre Discapacidad 2012 <http://www.inei.gob.pe/estadisticas/encuestas/>
- [2] Choi, H., Delp, S. L., & Peterson, B. W. (1999). Relationship between muscle activation and vertebral kinematics in head-neck system of rhesus monkey during voluntary head movement. [*Engineering in Medicine and Biology, 1999. 21st Annual Conference and the 1999 Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society*] *BMES/EMBS Conference, 1999. Proceedings of the First Joint, 1*, 545 vol.1. <http://doi.org/10.1109/IEMBS.1999.802623>
- [3] Cuellar, F., & Penaloza, C. (n.d.). Appliance Control System Tele-operated by Brain Machine Interface, 1–3.
- [4] Ekanayake, H. (2010). P300 and Emotiv EPOC: Does Emotiv EPOC capture real EEG? *Web Publication Htp://neurofeedback. Visaduma. Info/ ...*, 16.
- [5] Esfahani, E. T., & Sundararajan, V. (2012). Classification of primitive shapes using brain–computer interfaces. *Computer-Aided Design, 44*(10), 1011–1019.
- [6] Farooq, U., Amar, M., Haq, E. ul, Asad, M. U., & Atiq, H. M. (2010). Microcontroller Based Neural Network Controlled Low Cost Autonomous Vehicle. *2010 Second International Conference on Machine Learning and Computing*. <http://doi.org/10.1109/ICMLC.2010.71>
- [7] Farooq, U., Amar, M., Asad, M. U., Hanif, A., & Saleh, S. O. (2014). Design and Implementation of Neural Network Based Controller for Mobile Robot Navigation in Unknown Environments, *6*(2). <http://doi.org/10.7763/IJCEE.2014.V6.799>
- [8] Faber, H., DiAngelo, D., & Foley, K. (1997). Development of an experimental testing protocol to study cervicospine. *IEEE Conference Proceedings 1997*, 2–5. Retrieved from <http://scholar.google.com/scholar?hl=en&btnG=Search&q=intitle:Development+of+an+experimental+testing+protocol+to+study+cervical+spine+mechanics#4>
- [9] Hemmati, N., Abolhassani, M. D., & Forghani, A. (2008). Ultrasound-based coordinate measuring system for estimating cervical dysfunction during functional movement. *Conference Proceedings of the International Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2008*, 2277–2280. <http://doi.org/10.1109/IEMBS.2008.4649651>
- [10] Iturrate, I., Antelis, J., & Minguéz, J. (2009). Synchronous EEG brain-actuated wheelchair with automated navigation. *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2318–2325. <http://doi.org/10.1109/ROBOT.2009.5152580>

- [11] Kung, Y. S., Wang, M. S., & Yang, C. Y. (2010). Realization of a motion control IC for electric-powered wheelchair. *IEEE International Conference on Industrial Informatics (INDIN)*, 523–528.
- [12] Kuo, C.-H. K. C.-H., Yeh, H.-W. Y. H.-W., & Wu, C.-E. W. C.-E. (2007). Development of autonomous navigation robotic wheelchairs using programmable System-on-Chip based distributed computing architecture. *2007 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, 2939–2944.
- [13] Linton, R. J., & Schaufeld, J. (n.d.). Smart Wheelchairs or Not : Lessons Learned From Discovery Interviews.
- [14] Lopes, A. C., Pires, G., Vaz, L., & Nunes, U. (2011). Wheelchair navigation assisted by human-machine shared-control and a P300-based brain computer interface. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2438–2444
- [15] Ma, X., Xu, G., Li, M., Xie, J., Chen, L., & Pei, W. (2015). Measuring Cervical Vertebra Movements using Kinect Sensor \*, 2771–2774.
- [16] Morere, Y., Pruski, a., & Malti, a. C. (2002). Aided navigation for disabled people: route recognition. *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, 4.
- [17] Neto, A. Z., Mesquita, A., Spindola, M. M., & Magnani, M. (2014). Prototype of a Wheelchair Controlled by Cervical Movements. *2014 IEEE International Conference on Bioinformatics and Bioengineering*, 134–140. <http://doi.org/10.1109/BIBE.2014.25>
- [18] Nicolas-Alonso, L. F., & Gomez-Gil, J. (2012). Brain Computer Interfaces, a Review. *Sensors*, 12(12), 1211–1279. <http://doi.org/10.3390/s120201211>
- [19] O'Regan, S., Faul, S., & Marnane, W. (2013). Automatic detection of EEG artefacts arising from head movements using EEG and gyroscope signals. *Medical Engineering & Physics*, 35(7), 867–74; discussion 867.
- [20] O'Regan, S., & Marnane, W. (2013). Multimodal detection of head-movement artefacts in EEG. *Journal of Neuroscience Methods*, 218(1), 110–20.
- [21] Ouyang, E. B. B. M. I. for C. a R. A. W., Cashion, K., & Asari, V. K. A. I. P. R. W. S. for C. and A. 2013 I. A. (2013). Electroencephelograph based brain machine interface for controlling a robotic arm. *Wenjia Ouyang*.
- [22] Ranky, G. N., & Adamovich, S. (2010). Analysis of a commercial EEG device for the control of a robot arm. *Proceedings of the 2010 IEEE 36th Annual Northeast Bioengineering Conference (NEBEC)*, 1–2.
- [23] Stopczynski, A., & Larsen, J. (2011). A smartphone interface for a wireless EEG headset with real-time 3D reconstruction. *Affective Computing and ...*, 4, 4–5.

- [24] Taylor, G. S., & Schmidt, C. (2012). Empirical Evaluation of the Emotiv EPOC BCI Headset for the Detection of Mental Actions. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 56(1), 193–197.
- [25] Thobbi, a, Kadam, R., & Sheng, W. (2010). Achieving Remote Presence using a Humanoid Robot Controlled by a Non-Invasive BCI Device. *Anandthobbiyolasitecom*, 10(1), 41–45.
- [26] Tian, Z., & Xu, W. (2009). Electric wheelchair controller based on parameter self-adjusting fuzzy PID. *Proceedings of the 2009 International Conference on Computational Intelligence and Natural Computing, CINC 2009*, (1), 358–361.
- [27] Tsunozuka, H., Kato, D., Okada, S., Ishihara, S., & Shimada, J. (2013). Three-dimensional kinematic analysis of active cervical spine motion by using a multifaceted marker device. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, 4879–4882. <http://doi.org/10.1109/EMBC.2013.6610641>
- [28] Wu, P., Xie, S., Liu, H., Luo, J., Li, Q., & Gu, J. (2015). A Novel Obstacle Avoidance Strategy of Nonholonomic Mobile Robot Based on Virtual Simulation Platform, (August), 185–190.