

**DESARROLLO DE UN SISTEMA BASADO EN UNA INTERFAZ CEREBRO
COMPUTADOR PARA CONTROLAR DISPOSITIVOS MECATRÓNICOS DE
USO MÉDICO ORIENTADOS A PACIENTES CON DISCAPACIDAD SEVERA**

LUIS DAVID JIMÉNEZ FRANCO

Trabajo de grado para optar al título de Magíster en Ingeniería

Asesor

ALEJANDRO VELÁSQUEZ LÓPEZ

Ingeniero Mecánico - MSc. Mecatrónica

UNIVERSIDAD EAFIT

ESCUELA DE INGENIERÍA

MEDELLÍN

2013

DEDICATORIA

A Dios y a la Virgen Santísima,
porque sin Ellos nada de esto
hubiera sido posible.

A mis padres y toda mi familia por
su amor, su apoyo y su paciencia.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo fue posible gracias al apoyo de muchas personas y entidades, de los cuales se destaca el aporte de:

- MSc. Alejandro Velásquez López, quien fue el tutor y guía de este trabajo, y con cuyo esfuerzo y consejo se logró obtener el resultado esperado.
- PhD. Helmuth Trefftz, quien fue la persona que ideó el proyecto y quien compartió su visión de lo que con este se podía lograr.
- Universidad EAFIT, que a través de sus grupos de Investigación en Ingeniería de Diseño (GRID) y el Grupo I+D+i en Tecnologías de la Información y las Comunicaciones, creyó en el proyecto y no escatimó en nada de lo requerido por el proyecto.
- Ing. David Velásquez Rendón, quien brindó apoyo técnico en el desarrollo electrónico.
- Ing. Gustavo Peláez Restrepo, quien desarrolló la componente de software del proyecto.
- Todos los monitores que participaron en el proyecto, especialmente Juan David Roldán, por su dedicación y compromiso.

TABLA DE CONTENIDO

1.	INTRODUCCIÓN	2
1.1	Objetivos.....	5
1.1.1	Objetivo general	5
1.1.2	Objetivos específicos	5
1.2	Metodología.....	6
2.	MARCO TEÓRICO.....	9
2.1	Tetraplejía	9
2.1.1	Lesión C1 – C3	10
2.1.2	Lesión C4.....	11
2.1.3	Lesión C5.....	12
2.1.4	Lesión C6.....	12
2.1.5	Lesión C7 – C8.....	13
2.1.6	Clasificación de las tetraplejías de acuerdo a la severidad de la lesión	13
2.2	Interfaz cerebro-computador - BCI.....	15
2.2.1	Partes de una interfaz cerebro-computador	15
2.2.1.1	Módulo de adquisición de señales.....	15
2.2.1.2	Módulo de procesamiento de señales.....	16
2.2.1.3	Módulo de salida	17
2.2.1.4	Módulo de comunicación	17
2.2.2	BCI Emotiv® EPOC.....	18
2.2.2.1	Suite Expresiva.....	20
2.2.2.2	Suite Afectiva.....	22
2.2.2.3	Suite Cognitiva.....	23
2.3	Power-Mobility Indoor Driving assessment - PIDA.....	24
2.4	NASA-TLX.....	28
3.	ESTADO DEL ARTE	31
3.1	Estado del arte de sistemas basados en BCIs.....	31
3.2	Estado del arte de sillas de ruedas eléctricas en Colombia.....	33

3.3	<i>Estado del arte de sistemas de seguridad en sillas de ruedas inteligentes.....</i>	38
4.	<i>EVALUACIÓN DE LAS SEÑALES DE LA INTERFAZ CEREBRO COMPUTADOR.....</i>	45
4.1	<i>Estrategias utilizadas como estímulo para mejorar el entrenamiento de la BCI.....</i>	46
4.2	<i>Resultados obtenidos al aplicar los estímulos para mejorar el entrenamiento.....</i>	49
4.2.1	<i>Resultados gráficos</i>	50
4.2.2	<i>Resultados estadísticos</i>	56
4.2.3	<i>Observaciones a los resultados obtenidos en la evaluación</i>	62
5.	<i>DISEÑO ELECTRÓNICO.....</i>	63
5.1	<i>Señales análogas desde tarjeta de control hasta el joystick.....</i>	64
5.2	<i>Comunicación serial entre el módulo del joystick y el controlador de los motores.....</i>	68
5.3	<i>Selección del método de intervención al sistema de control de la silla de ruedas.....</i>	75
5.4	<i>Intervención del sistema de control de la silla de ruedas eléctrica y reproducción de las señales de control.....</i>	75
5.5	<i>Comunicación entre el PC y el sistema para controlar la silla de ruedas eléctrica.....</i>	81
5.6	<i>Sensórica de seguridad para el sistema</i>	83
6.	<i>EVALUACIÓN DEL SISTEMA DESARROLLADO</i>	90
6.1	<i>Indicador de efectividad para evaluar el sistema.....</i>	91
6.2	<i>Protocolo de pruebas para evaluación del sistema.....</i>	93
6.2.1	<i>Protocolo de pruebas en la habitación.....</i>	94
6.2.1.1	<i>Descripción de la prueba</i>	94
6.2.1.2	<i>Usuarios.....</i>	94
6.2.1.3	<i>Materiales</i>	94
6.2.1.4	<i>Descripción detallada de la prueba.....</i>	95
6.3	<i>Resultados de la evaluación del sistema.....</i>	96
7.	<i>CONCLUSIONES</i>	103
8.	<i>TRABAJO FUTURO</i>	106
	<i>BIBLIOGRAFÍA.....</i>	108
	<i>ANEXO 1</i>	114
	<i>ANEXO 2</i>	122

LISTA DE FIGURAS

<i>Ilustración 1.</i>	<i>Esquema general del sistema desarrollado</i>	<i>4</i>
<i>Ilustración 2.</i>	<i>Metodología aplicada en el proyecto.....</i>	<i>7</i>
<i>Ilustración 3.</i>	<i>Nervios cervicales y funciones dependientes</i>	<i>10</i>
<i>Ilustración 4.</i>	<i>Esquema de funcionamiento de una BCI</i>	<i>18</i>
<i>Ilustración 5.</i>	<i>Casco de la BCI Emotiv® EPOC.....</i>	<i>19</i>
<i>Ilustración 6.</i>	<i>Control Panel del Emotiv® EPOC</i>	<i>20</i>
<i>Ilustración 7.</i>	<i>Suite Expresiva del Emotiv® EPOC.....</i>	<i>21</i>
<i>Ilustración 8.</i>	<i>Suite Afectiva del Emotiv® EPOC.....</i>	<i>22</i>
<i>Ilustración 9.</i>	<i>Suite Cognitiva del Emotiv® EPOC.....</i>	<i>24</i>
<i>Ilustración 10.</i>	<i>Control de una prótesis con siete grados de libertad utilizando una interfaz cerebro- máquina</i>	<i>32</i>
<i>Ilustración 11.</i>	<i>Imagen y características de la silla de ruedas eléctrica seleccionada.....</i>	<i>37</i>
<i>Ilustración 12.</i>	<i>Imagen utilizada para estimular el cerebro mientras se entrena la instrucción "arriba"</i>	<i>46</i>
<i>Ilustración 13.</i>	<i>Estereograma utilizado como estímulo en el entrenamiento de la BCI</i>	<i>47</i>
<i>Ilustración 14.</i>	<i>Resultados del entrenamiento de la primera acción usando la Suite Cognitiva con Pensamientos.....</i>	<i>51</i>
<i>Ilustración 15.</i>	<i>Resultados del entrenamiento de la primera acción usando la Suite Cognitiva con Videos.....</i>	<i>52</i>
<i>Ilustración 16.</i>	<i>Resultados del entrenamiento de la primera acción usando la Suite Cognitiva con Imágenes.....</i>	<i>52</i>
<i>Ilustración 17.</i>	<i>Resultados del entrenamiento de la primera acción usando la Suite Cognitiva con Movimientos</i>	<i>53</i>

<i>Ilustración 18. Resultados del entrenamiento de la primera acción usando la Suite Cognitiva con Gestos faciales</i>	<i>53</i>
<i>Ilustración 19. Resultados promedio de cada uno de los estímulos en el entrenamiento de la primera acción</i>	<i>54</i>
<i>Ilustración 20. Resultados del usuario 11 entrenando la primera acción con Imágenes y con Videos..</i>	<i>55</i>
<i>Ilustración 21. Promedio de Entrenamientos para Alcanzar el 75% de SR en la primera acción.....</i>	<i>59</i>
<i>Ilustración 22. Promedio del Máximo SR Alcanzado en la primera acción</i>	<i>60</i>
<i>Ilustración 23. Porcentaje de Usuarios que Alcanzaron 75% de SR</i>	<i>60</i>
<i>Ilustración 24. Promedio del Máximo SR Alcanzado en la segunda acción</i>	<i>60</i>
<i>Ilustración 25. Puntos de intervención en sistema de control de silla de ruedas eléctrica</i>	<i>63</i>
<i>Ilustración 26. Circuito original del módulo de joystick</i>	<i>64</i>
<i>Ilustración 27. Señales 1 y 8 en neutro</i>	<i>66</i>
<i>Ilustración 28. Señales 1 y 8 cuando se gira a la derecha.....</i>	<i>66</i>
<i>Ilustración 29. Señales 1 y 8 cuando se gira a la izquierda.....</i>	<i>66</i>
<i>Ilustración 30. Señal 3.....</i>	<i>67</i>
<i>Ilustración 31. Señal 6.....</i>	<i>68</i>
<i>Ilustración 32. Señal de comunicación completa entre el módulo de joystick y el controlador de los motores.....</i>	<i>70</i>
<i>Ilustración 33. Circuito para determinar fuente de una señal por diferencial de pérdidas</i>	<i>71</i>
<i>Ilustración 34. Identificación de fuentes diferentes y de alta impedancia.....</i>	<i>72</i>
<i>Ilustración 35. Señal enviada por el módulo del joystick</i>	<i>73</i>
<i>Ilustración 36. Secuencias de 5 datos en comunicación serial con joystick en neutro.....</i>	<i>74</i>
<i>Ilustración 37. Secuencias de 10 datos en comunicación serial con joystick en neutro.....</i>	<i>74</i>
<i>Ilustración 38. Circuito de intervención al módulo del joystick.....</i>	<i>76</i>
<i>Ilustración 39. Circuito para la simulación de señales del joystick y comunicación con el PC</i>	<i>78</i>

<i>Ilustración 40.</i>	<i>Transformación de PWM a señal de DC variable.....</i>	<i>79</i>
<i>Ilustración 41.</i>	<i>Funcionamiento de MOSFET canal N.....</i>	<i>79</i>
<i>Ilustración 42.</i>	<i>Funcionamiento del MOSFET canal P para producir la forma de las señales 1,2,7 y 8.</i>	<i>80</i>
<i>Ilustración 43.</i>	<i>Ubicación de sensórica para detectar vacíos.....</i>	<i>85</i>
<i>Ilustración 44.</i>	<i>Sistema en Lego® para determinar el ángulo de instalación de los sensores para detectar vacíos.....</i>	<i>86</i>
<i>Ilustración 45.</i>	<i>Sensórica instalada en la silla para la detección de riesgos para el usuario.....</i>	<i>89</i>
<i>Ilustración 46.</i>	<i>Sistema desarrollado siendo controlado por un usuario sano utilizando Gestos</i>	<i>90</i>
<i>Ilustración 47.</i>	<i>Formato de calificación NASA-TLX con evaluación para Girar a la Izquierda con BCI ...</i>	<i>97</i>
<i>Ilustración 48.</i>	<i>Hoja de recuento de fuentes de desgaste NASA-TLX con evaluación para Girar a la Izquierda con BCI.....</i>	<i>97</i>
<i>Ilustración 49.</i>	<i>Hoja de Evaluación Ponderada NASA-TLX con evaluación para Girar a Izquierda con BCI</i>	<i>98</i>
<i>Ilustración 50.</i>	<i>Encabezado formato de calificación combinado (PIDAmodificado y NASA-TLX).....</i>	<i>98</i>
<i>Ilustración 51.</i>	<i>Formato combinando con evaluación de actividades en habitación, cuarto de baño y puertas usando BCI</i>	<i>99</i>
<i>Ilustración 52.</i>	<i>Formato combinando con evaluación de actividades en ascensor, de parqueo y en rampas usando BCI</i>	<i>99</i>
<i>Ilustración 53.</i>	<i>Formato combinando con evaluación de actividades de habilidad en el manejo usando BCI y calificación final de efectividad del sistema con BCI</i>	<i>100</i>
<i>Ilustración 54.</i>	<i>Formato Combinando con evaluación de actividades en Habitación, Cuarto de Baño y Puertas usando Joystick</i>	<i>100</i>
<i>Ilustración 55.</i>	<i>Formato Combinando con evaluación de actividades en Ascensor, de Parqueo y en Rampas usando Joystick.....</i>	<i>101</i>
<i>Ilustración 56.</i>	<i>Formato Combinando con evaluación de actividades de habilidad en el Manejo usando el Joystick y calificación Final de Efectividad del Sistema con Joystick</i>	<i>101</i>

LISTA DE TABLAS

<i>Tabla 1. Sistema de evaluación del PIDA</i>	<i>27</i>
<i>Tabla 2. Participación de marcas de sillas de ruedas eléctricas controladas por Joystick según la oferta en Colombia</i>	<i>34</i>
<i>Tabla 3. Empresas distribuidoras de sillas de ruedas eléctricas tipo Joystick en Colombia.....</i>	<i>35</i>
<i>Tabla 4. Participación de las marcas de sillas de ruedas eléctricas tipo Joystick de acuerdo al número de distribuidores</i>	<i>36</i>
<i>Tabla 5. Modelos de la marca Pride® ofertados y su participación dentro de la marca</i>	<i>37</i>
<i>Tabla 6. Estudio de sensórica de seguridad implementada en diversas sillas de ruedas inteligentes – 1</i>	<i>40</i>
<i>Tabla 7. Estudio de sensórica de seguridad implementada en diversas sillas de ruedas inteligentes – 2</i>	<i>41</i>
<i>Tabla 8. Análisis de costo de la componente sensórica en sillas de ruedas inteligentes.....</i>	<i>42</i>
<i>Tabla 9. Entrenamiento de la primera acción con los diferentes estímulos utilizando la Suite Cognitiva</i>	<i>56</i>
<i>Tabla 10. Entrenamiento de la segunda acción con los diferentes estímulos utilizando la Suite Cognitiva</i>	<i>57</i>
<i>Tabla 11. Entrenamiento de la tercera acción con los diferentes estímulos utilizando la Suite Cognitiva</i>	<i>57</i>
<i>Tabla 12. Evaluación comparativa de cada estímulo de acuerdo a los indicadores más relevantes</i>	<i>61</i>
<i>Tabla 13. Clasificación de los estímulos de acuerdo a la mejora en el entrenamiento que ofrecen</i>	<i>61</i>
<i>Tabla 14. Tabla datos para las instrucciones del mensaje de la comunicación USB</i>	<i>82</i>
<i>Tabla 15. Resultado de pruebas de frenado de la silla de ruedas eléctrica.....</i>	<i>84</i>
<i>Tabla 16. Resultado de pruebas de detección de vacíos variando el ángulo de los sensores.....</i>	<i>86</i>

LISTA DE ECUACIONES

<i>Ecuación 1. Calificación definitiva del PIDA</i>	<i>28</i>
<i>Ecuación 2. Ecuación para determinar la carga total de una tarea según NASA-TLX</i>	<i>30</i>
<i>Ecuación 3. Ecuación del índice de efectividad creado</i>	<i>92</i>
<i>Ecuación 4. Ecuación para determinar la efectividad total del sistema</i>	<i>93</i>

GLOSARIO

AVATAR: Es una representación gráfica que puede ser animada por medio de tecnologías de la computación (Holzwarth, Janiszewski y Neumann, 2006).

ELECTRODO: Es un conductor eléctrico sólido por el cual puede entrar o salir una corriente eléctrica de un medio, por ejemplo del cuerpo humano (Brown y Gupta, 2008).

ELECTROENCEFALOGRAMA (EEG): Es la representación gráfica de la actividad eléctrica del cerebro la cual es leída desde el cuero cabelludo a través de electrodos (Raghavendra y Narayana, 2012).

GONIÓMETRO: Es un instrumento de medición en forma de círculo o semicírculo con el cual se pueden medir o construir ángulos (Mercado et al, 2008).

PULSE WIDTH MODULATION (PWM): Es una técnica en la cual se modifica el ancho de pulso de una señal digital de frecuencia constante mediante la variación del porcentaje de tiempo en ON de esta, llamado Duty Cycle, sin alterar la frecuencia (Singh et al, 2012).

RED NEURONAL: Es un sistema para el procesamiento de información que utiliza unidades de proceso adaptativas de alta interconexión entre ellas basándose en algunos de los principios de organización del cerebro humano (Serrano, Soria y Martín, 2009).

RESUMEN

El presente trabajo muestra el proceso de diseño y desarrollo de un sistema basado en una interfaz cerebro-computador destinado a controlar una silla de ruedas eléctrica con el fin de que esta pueda ser utilizada por personas con discapacidad severa, especialmente con tetraplejía, de forma independiente. Este trabajo hace parte de la segunda fase del proyecto “Evaluación de Interfaces Cerebro-Computador y Realidad Virtual para la Rehabilitación de Pacientes con Tetraplejía” liderado por el *Grupo I+D+i en Tecnologías de la Información y las Comunicaciones* en colaboración con el *Grupo de Investigación en Ingeniería de Diseño (GRID)* ambos pertenecientes a la Universidad EAFIT. En la primera fase del proyecto se logró controlar un sistema Lego® Mindstorm pero sin alcanzar los resultados esperados, ya que el dispositivo no actuaba de acuerdo a la intención del usuario. Debido a esto, se decidió en primer lugar buscar estrategias para mejorar la concordancia entre la intención del usuario y la acción ejecutada por el dispositivo, y en segundo lugar se planteó controlar ya no un Lego® Mindstorm sino una silla de ruedas eléctrica, agregarle un sistema de seguridad y realizarle una evaluación completa al sistema. Dichos objetivos fueron alcanzados satisfactoriamente, ya que se logró controlar la silla de ruedas eléctrica mediante una interfaz cerebro-computador de forma confiable, se instaló una sensórica de seguridad y se realizó una evaluación del sistema completo que confirmó la efectividad del sistema desarrollado.

PALABRAS CLAVE: BCI, Entrenamiento de BCI, Detección de Huecos, Discapacidad Severa, Emotiv EPOC, Evaluación de Dispositivos de Movilidad, Indicador de Eficiencia, Intervención de Sistemas Electrónicos, Interfaz Cerebro-Computador, NASA-TLX, PIDA, Sensórica de Seguridad, Silla de Ruedas Eléctrica, Silla de Ruedas Inteligente, Simulación de Señales, Skill Rating, Tetraplejía.

1. INTRODUCCIÓN

La tetraplejía es una enfermedad de alto impacto psicosocial sobre los pacientes que la padecen y sus allegados, ya que por el alto grado de discapacidad que genera, produce una alta dependencia del paciente hacia la persona que lo cuida.

De acuerdo a la Organización Mundial de la Salud, en 2010 cerca del 15% de la población mundial vivía con algún tipo de discapacidad, lo cual significa que alrededor de 1.000 millones de personas se encontraban en esta situación (World Health Organization, 2011). Para este mismo año en Estados Unidos, cerca de 265.000 personas habían sufrido lesión de espina dorsal (SCI por sus siglas en inglés) de las cuales, cerca del 55% presentaban algún tipo de tetraplejía (NSCISC, 2011).

Gracias a los avances de la tecnología y a los desarrollos de la neurología, es posible la creación de ayudas tecnológicas que permitan mejorar la calidad de vida de pacientes con un alto grado de discapacidad, especialmente dirigidas a pacientes con tetraplejía.

Una de las herramientas que ha surgido como una esperanza para mejorar la situación de estos pacientes, son las interfaces cerebro-computador (BCI por sus siglas en inglés); las cuales son dispositivos que pueden leer las señales eléctricas del cerebro humano y traducirlas en señales de control para un computador (Wang, Esfahani y Sundararajan, 2012). Éstas han presentado un gran desarrollo en los últimos años y han sido utilizadas en múltiples proyectos, algunos de ellos con fines médicos (Ang et al, 2011) y otros particularmente enfocados a personas con discapacidad severa (Khare et al, 2011) (Collinger et al, 2012).

Aprovechando el desarrollo en este campo y el gran impacto social que puede generar, se desarrolló el proyecto “Evaluación de Interfaces Cerebro-Computador y Realidad Virtual para la Rehabilitación de Pacientes con Tetraplejía” liderado por el *Grupo I+D+i en*

Tecnologías de la Información y las Comunicaciones en colaboración con el *Grupo de Investigación en Ingeniería de Diseño (GRID)* ambos pertenecientes a la Universidad EAFIT. En la primera etapa de este proyecto, se generó un sistema capaz de mover un sistema Lego® Mindstorms® NXT con una BCI, pero con vagos resultados, ya que el dispositivo se movía de forma errática y sin responder a la intención del usuario. En una segunda etapa, se pretendía controlar de forma confiable un dispositivo mecatrónico de uso médico a través de las señales eléctricas producidas por el cerebro del paciente, estas serían capturadas y traducidas en instrucciones para la silla por medio de una interfaz cerebro-computador y de un software desarrollado para tal fin. Entre los principales equipos mecatrónicos para personas con discapacidad, se encuentran las camas eléctricas y las sillas de ruedas eléctricas, siendo estas últimas las seleccionadas para la segunda fase del proyecto ya que permiten una mayor inclusión social del paciente.

Al principio de la segunda etapa se tenía la intención de motorizar una silla de ruedas convencional, de tal forma que esta pudiera ser controlada por medios eléctricos y electrónicos a través de una BCI. Posteriormente se decidió que era mejor para el proyecto no transformar una silla de ruedas convencional en eléctrica, sino comprar una silla de ruedas eléctrica comercial para adaptarle un módulo de control y una sensórica de seguridad, de forma que el resultado de la investigación fuera un kit que se pudiera instalar en una silla de ruedas eléctrica convencional con el fin de controlarla mediante una BCI. Con esto se ahorraron esfuerzos y tiempo, y se direccionó el proyecto hacia su enfoque principal que es el control a través de las señales cerebrales, además se le dio una mayor proyección comercial.

Finalmente el sistema planteado consiste en una interfaz cerebro-computador, la cual lee las señales cerebrales y las envía inalámbricamente a un computador portátil. Estas señales son recibidas en el computador por un programa desarrollado a través de un kit para el desarrollo de software (**SDK** por sus siglas en inglés) suministrado por el fabricante de la BCI, el cual se encargará de interpretar las señales recibidas y convertirlas en

instrucciones para la silla de ruedas. Posteriormente las instrucciones se envían a un módulo electrónico que interviene el sistema de control de la silla de ruedas eléctrica comercial y se encarga de dirigir los movimientos de esta de acuerdo a la intención de movimiento del paciente. Adicionalmente se instaló una sensórica de seguridad que evita que el paciente sufra accidentes en huecos o escaleras en bajada mientras maneja la silla con la BCI. Un esquema del sistema completo se muestra en la Ilustración 1.

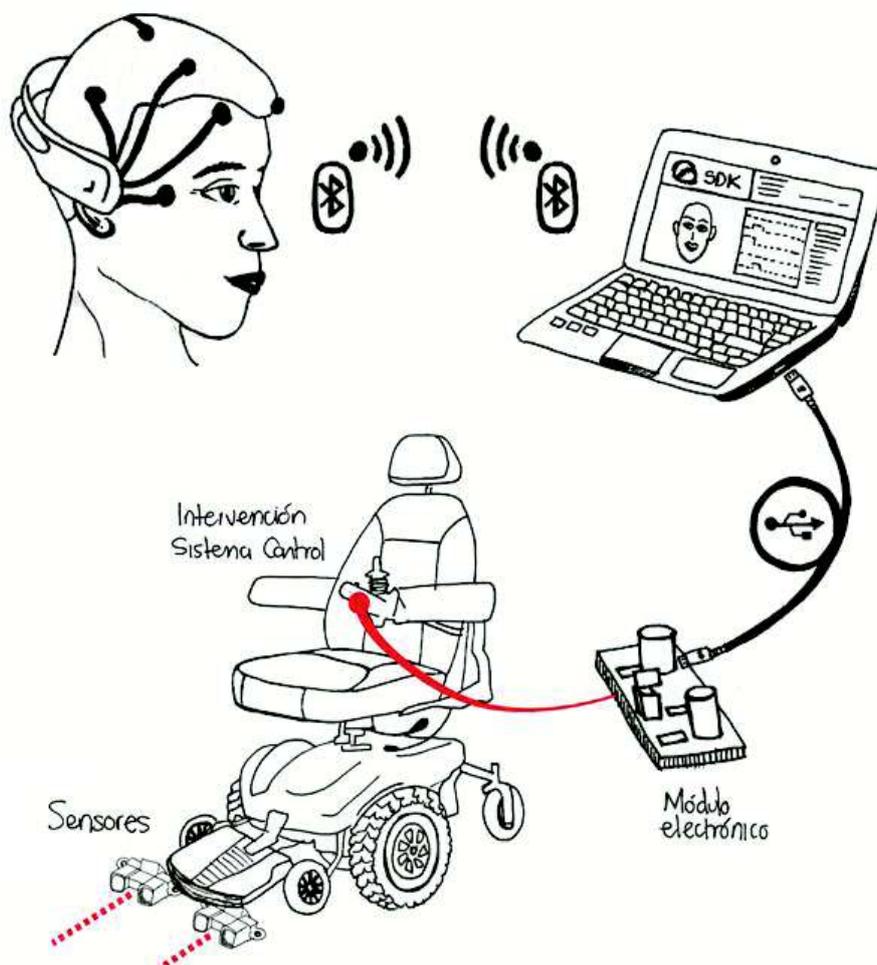


Ilustración 1. Esquema general del sistema desarrollado (ilustrado por Carolina Jiménez Franco)

El desarrollo del software utilizado para extraer las señales enviadas por la BCI y convertirlas en instrucciones para la silla, estuvo a cargo del estudiante de Maestría en

Ingeniería Gustavo Peláez Restrepo, quien también hizo parte de este proyecto. Por tal razón, esta parte del desarrollo del sistema no será documentado en el presente documento.

Los resultados de este proyecto representan una esperanza tangible para personas con discapacidad severa, especialmente para aquellas que sufren algún tipo de tetraplejía, ya que les permite recuperar algunas funciones como el desplazarse autónomamente, aunque sea en forma parcial (Cardona, 2013). Adicionalmente, el sistema desarrollado puede hacerse extensivo para el control de otros dispositivos como camas eléctricas, televisores y demás sistemas electrónicos o electromecánicos con los que el paciente pueda interactuar.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo General

Desarrollar un sistema basado en una interfaz cerebro computador, capaz de controlar un dispositivo mecatrónico destinado a personas con discapacidad con el fin de que pueda ser utilizado por pacientes con tetraplejía.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Identificar la silla de ruedas eléctrica más comercial en Colombia a través de un estudio de la oferta y de los proveedores de sillas de ruedas eléctricas en el país, con el fin de obtener un mayor cubrimiento con el sistema desarrollado en el proyecto.

- Garantizar la seguridad del paciente mientras controla la silla de ruedas eléctrica con la BCI mediante la implementación de una sensórica de seguridad que permita detectar riesgos potenciales para la integridad del usuario.
- Realizar un estudio de confiabilidad de las señales entregadas por la interfaz cerebro-computador mediante un análisis del comportamiento de las mismas y así determinar el grado de controlabilidad que estas señales ofrecen para el manejo de un sistema mecatrónico.
- Controlar una silla de ruedas eléctrica comercial a través de las señales generadas por una interfaz cerebro-computador para permitir la movilización de un usuario sin utilizar sus manos ni pies.
- Evaluar el desempeño de la silla de ruedas eléctrica controlada a través de la BCI mediante el diseño y aplicación de un protocolo de pruebas que permita determinar la efectividad del sistema.

1.2 METODOLOGÍA

La metodología utilizada para la realización del proyecto se divide en 4 grandes etapas, cada una de ellas con unos fines específicos y un método para lograrlos, como lo muestra la Ilustración 2. Cada una de las etapas y lo que se hizo en ellas se presenta a continuación:

- **Estado del arte:** En donde, en primer lugar, se presentan algunos trabajos realizados con BCIs con el fin de mostrar los avances recientes obtenidos con este tipo de dispositivos y su proyección. En segundo lugar, se identifica la silla de ruedas eléctrica más comercial en Colombia, ya que se buscaba que el sistema desarrollado tuviera el mayor cubrimiento posible; para esto se realizó una investigación basada en la cantidad de sillas de ruedas eléctricas ofertadas a nivel nacional y en los proveedores de estas en el país. Finalmente se identificó la

sensoria de seguridad a ser implementada en la silla, para lo cual se tom6 como referencia los sistemas de seguridad implementados en algunos proyectos de sillas de ruedas inteligentes.

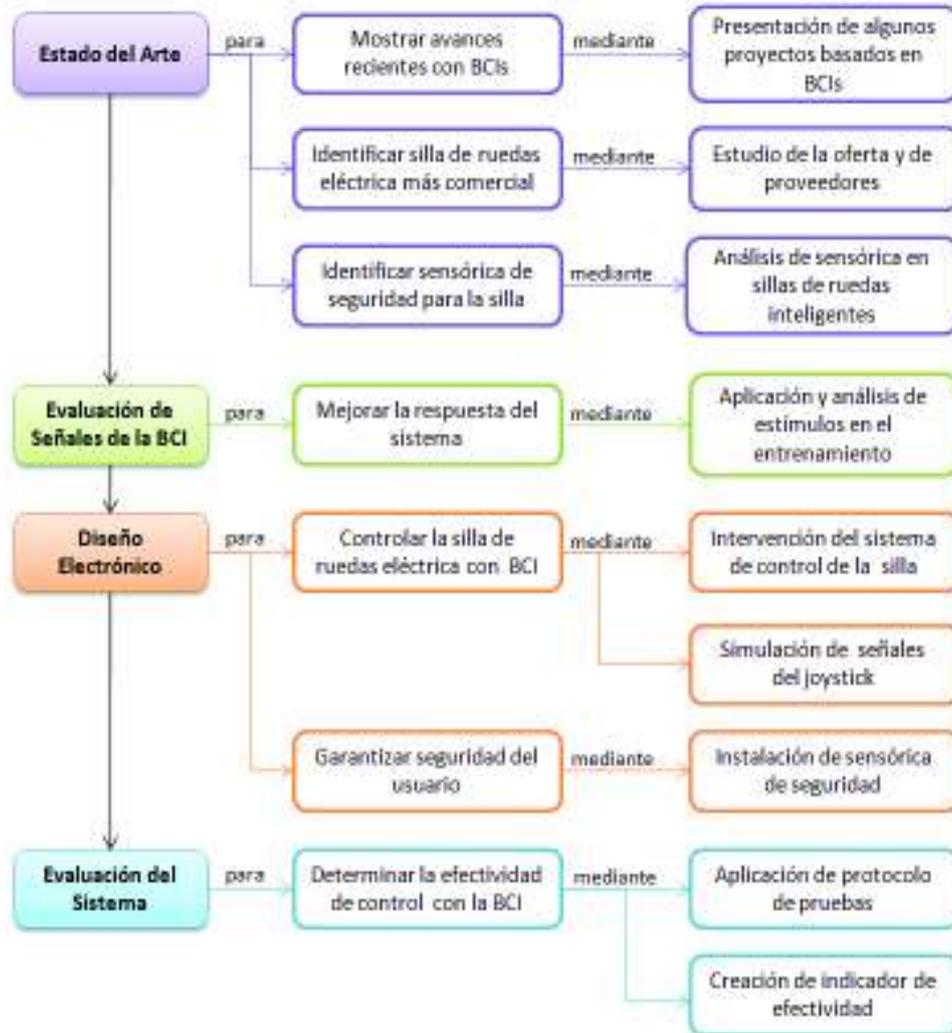


Ilustración 2. Metodología aplicada en el proyecto

- **Evaluación de señales entregadas por la BCI:** En esta etapa se implementaron y evaluaron varias estrategias en el entrenamiento del sistema, con el fin de mejorar la confiabilidad de las señales entregadas por la BCI. Para ello se realizaron entrenamientos del sistema utilizando diversos estímulos en el paciente con el fin

de estimular su cerebro para dar respuestas más consistentes y diferenciadas. Posteriormente se leyó un indicador que mide la habilidad conseguida con cada entrenamiento y con esto se compararon los estímulos y se identificó el mejor de ellos en cuanto a confiabilidad para controlar la silla.

- **Diseño electrónico:** Para poder manejar la silla de ruedas con las señales provenientes de la BCI, se realizó una intervención sobre los sistemas de control de la silla a través del diseño e implementación de un módulo electrónico adicional a la electrónica original de la silla. Este tiene como función el simular las señales producidas por el módulo del joystick. Previo a esto se había realizado un análisis de los posibles puntos de intervención, identificando sus ventajas y desventajas. En esta etapa también se definió el tipo de comunicación entre la BCI y el módulo electrónico, para lo cual se tuvo en cuenta la facilidad de implementación, la velocidad y la aplicación en sí misma. Adicionalmente se formalizó un protocolo de comunicación para regular la transferencia de datos entre la BCI y el módulo electrónico. Finalmente, para la implementación de la sensoria de seguridad, se realizaron algunos experimentos para determinar la ubicación adecuada de los sensores tanto para detectar vacíos como para la detección de obstáculos y se instalaron a la silla.
- **Evaluación del sistema:** Posterior a obtener un sistema funcional, se debía evaluar su funcionamiento, para lo cual se aplicó un protocolo de pruebas para dispositivos móviles en interiores y se creó un indicador para medir la efectividad del sistema. Dicho protocolo se aplicó tanto al sistema controlado por el joystick, lo cual serviría como referencia, como al sistema controlado por la BCI y posteriormente se compararon usando el indicador de efectividad creado.

2. MARCO TEÓRICO

2.1 TETRAPLEJÍA

La tetraplejía o cuadriplejía es una condición en la cual un paciente sufre la parálisis total o parcial de sus extremidades superiores e inferiores. Ésta puede ser producida por una lesión medular a la altura de las vértebras cervicales (parte superior de la médula, inmediatamente debajo del cuello) o por un daño neurológico ocasionado por enfermedades degenerativas o congénitas (ASODISPRO, 2012) (Apparelyzed, 2012).

Por su condición limitante, la tetraplejía genera grandes repercusiones en el ámbito psicológico, social, laboral y económico, tanto para el paciente que la sufre como para su familia, ya que el paciente con tetraplejía requiere asistencia permanente (Forner, 2011).

La tetraplejía producida por lesiones de la médula, se clasifica de acuerdo al lugar de la lesión y al daño generado. De acuerdo al lugar, se clasifican desde C1 hasta C8, siendo C1 una lesión en el nervio cervical 1 (el más cercano al cuello) y C8 una lesión en el nervio cervical 8. La Ilustración 3 muestra la ubicación de los nervios de la espina dorsal, donde se pueden apreciar los nervios cervicales y qué parte del cuerpo controla cada uno de ellos. Así mismo, de acuerdo al daño generado se clasifican desde la tipo A hasta la tipo E, siendo tipo A una lesión completa sin posibilidad motora ni sensitiva y la tipo E una lesión incompleta donde la fuerza y la sensibilidad son prácticamente normales (ASODISPRO, 2012).

Cada tipo de tetraplejía presenta unas condiciones diferentes para el paciente, a continuación se mostrará las diferentes limitantes generadas por los diversos tipos de tetraplejía de acuerdo al lugar de la lesión (Apparelyzed, 2012).

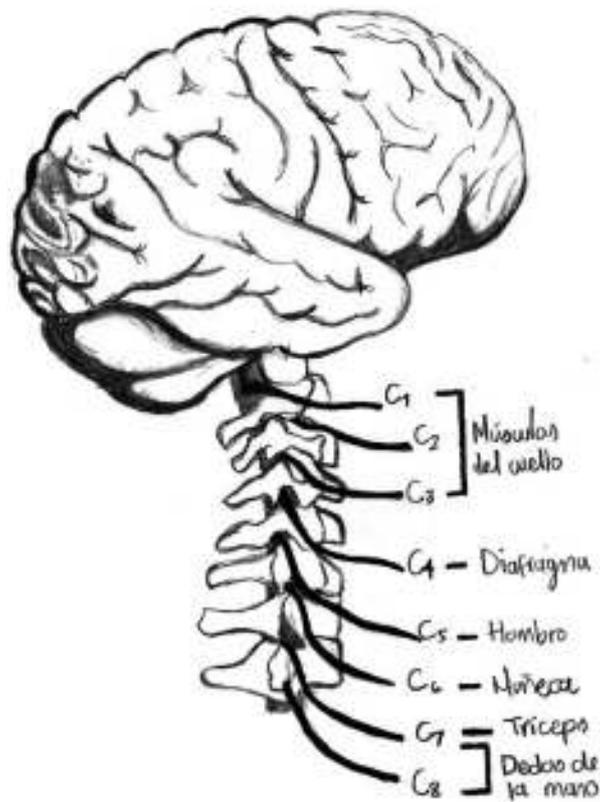


Ilustración 3. Nervios cervicales y funciones dependientes (ilustrado por Carolina Jiménez Franco)

2.1.1 Lesión C1 – C3

Este grupo cubre las lesiones producidas en los nervios C1, C2 y C3. En cuanto a la motricidad del paciente, presenta las siguientes características:

- Movimiento limitado de la cabeza y el cuello, dependiendo de la fuerza muscular.
- Parálisis completa de brazos, cuerpo y piernas.
- Afección del sistema nervioso autónomo, el cual se encarga de las funciones involuntarias del cuerpo (Ramos et al, 2001).
- Tiene la posibilidad de controlar una silla de ruedas eléctrica con un controlador de mentón o de “sip and puff”. Con este último se controla la silla mediante la regulación de la presión en un pitillo (Adaptative Switch, 2003).

- El paciente requiere total asistencia para pasar entre la cama y la silla de ruedas y entre la silla de ruedas y el carro.
- Requiere completa asistencia para comer.

En cuanto a su sistema respiratorio, los pacientes presentan las siguientes complicaciones:

- No puede respirar utilizando los músculos del tórax o el diafragma, por lo tanto requiere de respirador artificial.
- Puede requerir oxígeno.
- Requiere asistencia para expulsar secreciones de la tráquea y para toser.

En cuanto al cuidado personal, el paciente es completamente dependiente, pues requiere asistencia para bañarse, vestirse y para el manejo de los intestinos y la vejiga. Adicionalmente requiere que le limpien el cuarto, le laven la ropa, le hagan de comer y le colaboren con las demás tareas domésticas.

En cuanto a la comunicación, puede utilizar un computador a través de reconocimiento de iris, joystick de boca o por reconocimiento de voz. El teléfono también puede ser utilizado a través de reconocimiento de voz y auriculares.

2.1.2 Lesión C4

Los pacientes con lesión medular en el cuarto nervio, presentan características muy similares a los que poseen lesión C1-C3. Pero a diferencia de éstos, los pacientes con lesión C4 pueden tener un movimiento limitado de hombros y son capaces de respirar con el movimiento del diafragma, por lo que no requieren respirador artificial, aunque presentan mucho cansancio.

2.1.3 Lesión C5

Los pacientes con lesión C5, presentan diferencias considerables con los pacientes con lesiones C1-C3 y C4.

En cuanto al movimiento y movilidad:

- Pueden mover completamente la cabeza y el cuello con buena fuerza. Además tienen buen movimiento de hombros y pueden flexionar los codos, más no extenderlos.
- No pueden mover ni los dedos ni la muñeca.
- Pueden manejar silla de ruedas eléctrica con un control manual e incluso pueden usar una silla de ruedas manual en superficies planas y por cortas distancias.
- Siguen dependiendo completamente de un asistente para los traslados.
- Pueden alimentarse usando cuchara o tenedor. No pueden usar cuchillo.
- Pueden manejar un automóvil adaptado con controles manuales. Aunque requieren ayuda para montar la silla de ruedas al carro.

En cuanto a la respiración, pueden hacerlo sin respirador artificial, pero necesitan asistencia para las secreciones de la tráquea y para toser.

En cuanto al cuidado personal, pueden afeitarse y peinarse. Adicionalmente pueden usar un computador con asistente de escritura o con reconocimiento de voz.

2.1.4 Lesión C6

Comparativamente con los pacientes con lesiones C5, los pacientes con lesiones C6 pueden extender la muñeca, lo que les permite algún tipo de agarre, aunque muy débil. El grado de asistencia para los traslados puede variar.

En cuanto a la respiración, puede ayudarse para toser inclinándose hacia adelante mientras exhala. Además puede ser capaz de vestirse la parte superior y de lavarse los dientes. Puede preparar algunas comidas y hacer otras labores domésticas con ayuda de equipo especializado.

2.1.5 Lesión C7 – C8

Puede ser considerada la menos limitante de las lesiones que producen tetraplejía. Los pacientes con lesiones C7 y C8, son capaces de mover parcialmente los dedos y completamente el codo y la muñeca. Pueden manejar una silla de ruedas eléctrica independientemente en largos trayectos. No necesitan ayuda en los traslados, excepto en los traslados al carro donde depende de la fuerza del paciente.

En cuanto al cuidado personal, pueden manejar los intestinos y la vejiga independientemente, dependiendo de la fuerza y destreza del paciente. Pueden bañarse y vestirse la parte superior y se pueden organizar por sí mismos.

2.1.6 Clasificación de las Tetraplejías de Acuerdo a la Severidad de la Lesión

En cuanto a la severidad de la lesión, las tetraplejías se clasifican según la Asociación Americana de Lesiones de Médula (ASIA por sus siglas en inglés) en (ASODISPRO, 2012):

- **Completa A:** No hay sensibilidad ni movimiento por debajo de la zona de la lesión, que incluye la zona sacra (parte más baja de la médula). Por tanto no hay sensibilidad ni control para miccionar o defecar.

- **Incompleta B:** Hay sensibilidad más no movimiento debajo del lugar de la lesión. Por tanto hay sensibilidad para miccionar y defecar pero no hay control voluntario.
- **Incompleta C:** Hay sensibilidad y movimiento debajo de la zona de la lesión, pero más de la mitad de los músculos más importantes funcionan débilmente, por lo que son considerados no funcionales.
- **Incompleta D:** Hay sensibilidad y movimiento por debajo del lugar de la lesión y más de la mitad de los músculos importantes funcionan correctamente.
- **Normal E:** Hay sensibilidad y movimiento en los músculos debajo de la lesión, todos los músculos funcionan normalmente.

Algunas complicaciones adicionales que pueden sufrir los pacientes con tetraplejía son (Forner, 2011):

- Alteraciones de la presión arterial
- Infecciones urinarias y cálculos renales
- Úlceras por presión
- Infecciones respiratorias
- Depresión
- Dolor a largo plazo
- Largos periodos de hospitalización

Parte de la rehabilitación de los pacientes con tetraplejía es la rehabilitación psicológica y social, para ello se debe trabajar en la imagen corporal, en el estado de ánimo del paciente y en los trastornos que conllevan las nuevas adaptaciones que debe hacer a su vida (Forner, 2011).

Proyectos de inclusión o que le brinden algún grado de independencia al paciente con tetraplejía, representan mejoras significativas en su autoaceptación y en su estado de ánimo, facilitando así la rehabilitación del paciente.

2.2 INTERFAZ CEREBRO-COMPUTADOR - BCI

Una interfaz cerebro-computador es un dispositivo capaz de crear una comunicación directa entre el cerebro humano y un computador mediante la conversión de las intenciones de un usuario en instrucciones para el computador (Wang, Esfahani y Sundararajan, 2012). El desarrollo de las BCIs ha sido posible gracias al desarrollo de las técnicas de electroencefalografía que han permitido identificar la relación existente entre las señales cerebrales y movimientos reales o imaginarios y entre estas mismas señales y algunas tareas mentales (Wolpaw et al, 2002). Este tipo de dispositivos se ha usado como una alternativa para que personas con discapacidad motora recuperen la capacidad de interactuar con el mundo externo (Wolpaw et al, 2002).

2.2.1 Partes de una Interfaz Cerebro-Computador (Wolpaw et al, 2002)

Dado que una interfaz cerebro-computador es un sistema de control, al igual este tiene componentes de entrada o un sistema de adquisición de señales, componentes de procesamiento, componentes de salida y un sistema de comunicación entre los diferentes componentes. A continuación se explica cada uno de ellos.

2.2.1.1 *Módulo de adquisición de señales*

El módulo de adquisición de señales de una BCI se encarga de adquirir las señales cerebrales por medio de electrodos, luego las acondiciona y las digitaliza. Las entradas

para este módulo son señales EEG tomadas en el cuero cabelludo o señales tomadas desde la superficie cerebral o al interior del cerebro. De acuerdo a esto se pueden clasificar las BCIs en no invasivas, cuando se utilizan las señales EEG desde el cuero cabelludo, o invasivas cuando se toman las señales directamente desde la superficie cerebral o al interior del cerebro. Para la adquisición de estas señales se usan diversos tipos de electrodos de acuerdo al tipo de señales que utilizadas.

2.2.1.2 Módulo de Procesamiento de Señales

El módulo de procesamiento de señales en una BCI tiene dos funciones principales, la caracterización de las señales y la conversión de las señales en instrucciones.

Para la caracterización de las señales se aplican diversos procesos en el dominio del tiempo, en el de la frecuencia o en ambos, para extraer las características principales de las señales. Dichos procesos pueden ser la aplicación de filtros, mediciones de voltaje, análisis espectral de las señales entre otros. Con estas características se pueden determinar eventos específicos en el cerebro, como la activación de una determinada neurona cortical o la activación sincronizada de la zona somatomotriz en el cerebro. Estos eventos posteriormente pueden ser relacionados con acciones específicas que permitirán el control de un sistema basado en una BCI.

La parte de conversión de señales, convierte las características de las señales en instrucciones para un dispositivo de acuerdo a la intención del usuario. Para ello se pueden utilizar métodos lineales, como el análisis estadístico de las diferentes características, o no lineales como el uso de redes neuronales. Tanto para los métodos lineales como para los no lineales, se requiere de una cantidad mínima de información para determinar la correspondencia de una señal con una instrucción, ya que para

encontrar un patrón que defina un determinado tipo de señal se debe analizar varias muestras y compararlas entre sí, de forma que se pueda encontrar características comunes entre ellas. Esto último implica que para que un sistema BCI funcione adecuadamente, se requiere un proceso de entrenamiento del sistema, en el cual se capturan varias señales con las que se pretende indicar una determinada instrucción y se comparan entre sí para determinar sus características comunes. Esto es necesario para diferenciar las señales con las cuales se envía una instrucción, de otras para utilizadas para indicar una instrucción diferente.

2.2.1.3 Módulo de salida

La gran mayoría de dispositivos de salida para una BCI son computadores, que reciben las instrucciones enviadas por el módulo de procesamiento y ejecutan funciones de acuerdo a la intención del usuario. Estas funciones en el computador, son muchas veces usadas como retroalimentación para el cerebro del usuario con lo cual se pretende mantener y mejorar la precisión del sistema. Otro tipo de salidas pueden ser directamente el uso de dispositivos mecatrónicos, por ejemplo una prótesis robótica para personas con tetraplejia (Collinger et al, 2012) o una silla de ruedas eléctrica (Khare et al, 2011).

2.2.1.4 Módulo de comunicación

Cada BCI tiene un protocolo de comunicación específico que dirige su funcionamiento. Este define cómo el usuario debe utilizar el sistema, el uso de cada una de las señales y el tipo de comunicación entre los diferentes módulos del sistema.

La Ilustración 4 muestra un esquema general del funcionamiento de una BCI, en el cual el módulo de comunicación está implícito tanto desde el módulo de adquisición de señales

hasta el Módulos de Procesamientos, como desde este último hasta el dispositivo de salida.

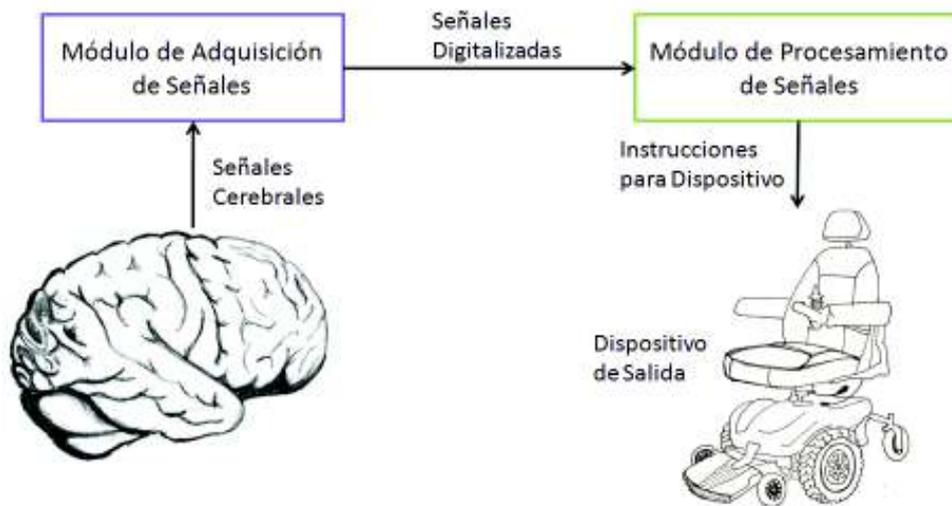


Ilustración 4. Esquema de funcionamiento de una BCI (ilustrado por Carolina Jiménez Franco)

2.2.2 BCI Emotiv® EPOC (Emotiv, 2011)

Emotiv® EPOC es una BCI inalámbrica, multicanal, de alta resolución. Fue desarrollada por la empresa Emotiv® para permitir la interacción humano-computador a través de la detección de pensamientos, sentimientos o expresiones en tiempo real, con el fin de controlar aplicaciones virtuales. Actualmente se utiliza para controlar videojuegos, programas de audio, editores de gráficos, sillas de ruedas e incluso para investigaciones de mercado entre otras aplicaciones (Emotiv, 2013).

Consta principalmente de un casco y un software para computador especializado. El casco, el cual se muestra en la Ilustración 5, posee 16 electrodos incorporados en posiciones fijas, 14 de los cuales detectan directamente las señales y los 2 restantes sirven como referencia para dar una mayor precisión en la lectura. La función de dicho casco es

capturar, digitalizar y procesar las señales cerebrales del usuario para luego enviarlas inalámbricamente, vía Bluetooth, hasta el computador donde son leídas por el software especializado para dicha función. Este software, llamado Kit para el Desarrollo de Software (SDK por sus siglas en inglés), Emotiv® se encarga del entrenamiento del sistema, del desarrollo de aplicaciones y de presentar la interfaz gráfica de usuario (GUI por sus siglas en inglés), la cual sirve, entre otras cosas, como retroalimentación para el usuario durante el proceso de entrenamiento del sistema. Dentro del SDK se encuentra un software llamado Interfaz para la Programación de Aplicaciones (API por sus siglas en inglés), también suministrado por Emotiv®, el cual es el que se utiliza para desarrollar diversas aplicaciones con las señales procesadas por el EPOC.



Ilustración 5. Casco de la BCI Emotiv® EPOC (tomado de http://www.emotiv.com/upload/media/1_big.jpg el 7 de mayo de 2013)

La GUI del EPOC, llamada Control Panel, cuenta con 4 paneles, el primero, llamado *Headset Setup*, muestra el estado de las señales en cada electrodo del casco y sirve para indicar al usuario si el casco está bien posicionado o qué electrodos presentan una señal débil. El segundo panel, llamado *Expressiv Suite* o *Suite Expresiva*, es usado para entrenar el sistema con gestos faciales. El tercer panel, con nombre *Affectiv Suite* o *Suite Afectiva*, muestra las emociones que experimenta el usuario en tiempo real. El cuarto y último panel, llamado *Cognitiv Suite* o *Suite Cognitiva*, se utiliza para el entrenamiento del

sistema a través de los pensamientos. Adicionalmente, el Control Panel muestra en todo momento el estado de las señales del casco, las características del usuario y la condición de la batería y de la conectividad inalámbrica. La Ilustración 6 muestra el Control Panel utilizado por el Emotiv® EPOC cuando el panel de *Headset Setup* se encuentra activo.

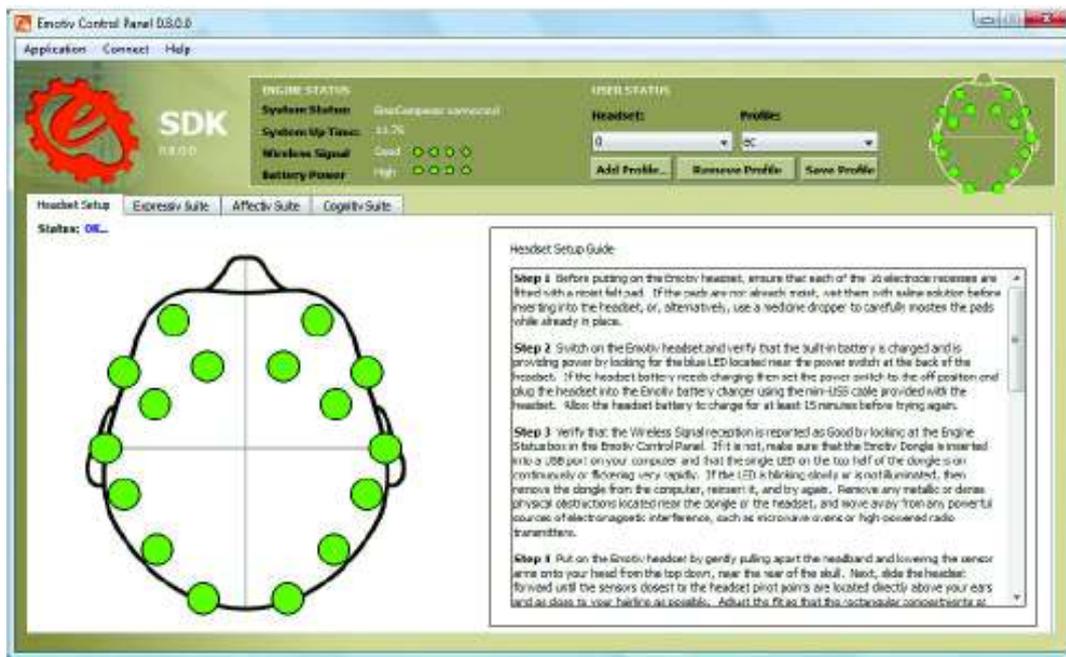


Ilustración 6. Control Panel del Emotiv® EPOC (Emotiv, 2011)

2.2.2.1 Suite Expresiva

Como se había mencionado anteriormente, la *Suite Expresiva* se utiliza para el entrenamiento del sistema BCI Emotiv® EPOC a través de gestos faciales y también para la visualización de las expresiones en tiempo real. En ella se muestra un avatar que reproduce las expresiones que detecta del usuario, y un conjunto de señales las cuales indican el comportamiento de cada una de las expresiones en el tiempo. Adicionalmente, la *Suite Expresiva* cuenta con dos pestañas, la primera, llamada *Sensitivity* o *Sensibilidad*, en el cual se puede variar la sensibilidad en la detección de cada gesto; y la segunda,

llamada *Training* o *Entrenamiento*, donde se entrena el sistema con los gestos. Las expresiones que pueden ser detectadas y entrenadas por el sistema en la *Suite Expresiva* son:

- Parpadear
- Guiñar a la derecha
- Guiñar a la izquierda
- Mirar a la derecha o a la izquierda
- Subir las cejas
- Fruncir el ceño
- Sonreír
- Apretar los dientes
- Mover la boca a la derecha
- Mover la boca a la izquierda
- Reír

La Ilustración 7 muestra la *Suite Expresiva* utilizada por el Emotiv® EPOC cuando tiene habilitada la pestaña de *Sensibilidad*. En ella se puede apreciar el avatar a la izquierda, la variación de las señales de cada expresión en el tiempo, en el centro, y la pestaña para variar la Sensibilidad de cada expresión a la derecha.

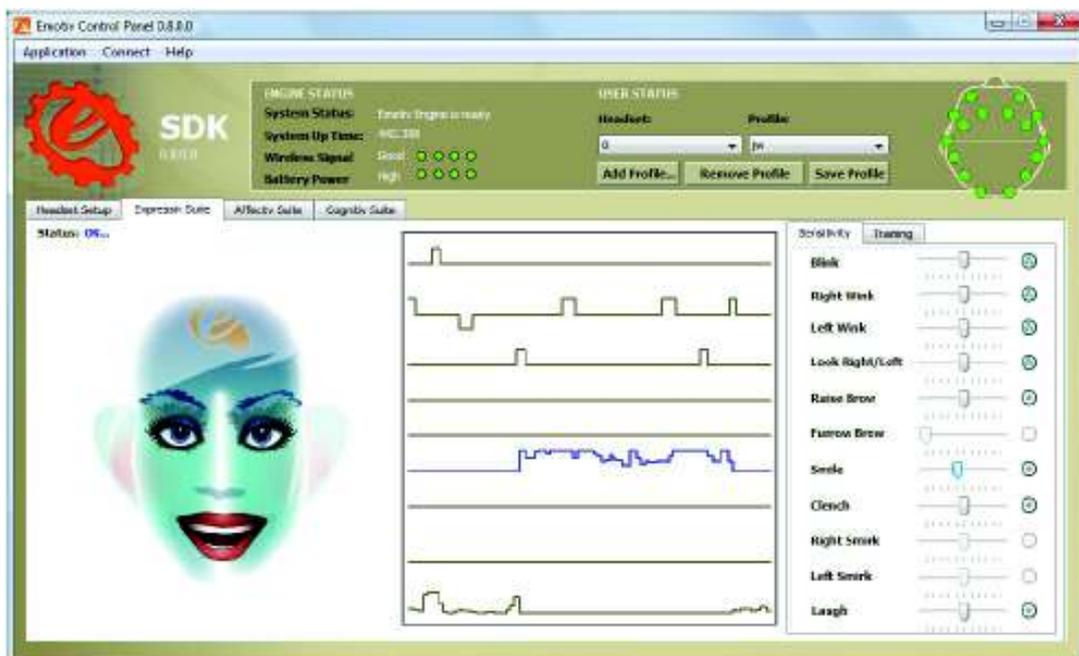


Ilustración 7. *Suite Expresiva* del Emotiv® EPOC (Emotiv, 2011)

2.2.2.2 Suite Afectiva

La *Suite Afectiva* muestra las emociones del usuario en tiempo real. Para funcionar no requiere ningún tipo de entrenamiento, ya que toma características universales de las señales que representan cada emoción. Esta es capaz de determinar tres tipos de emociones:

- Excitación instantánea
- Excitación a largo tiempo
- Grado de compromiso con una tarea

La Ilustración 8 muestra la *Suite Afectiva*. En ella se ven dos gráficos con las señales de cada emoción, las cuales pueden ser configuradas para determinar si son visibles o no y para visualizarlas en un determinado color. Se utilizan dos gráficos con las emociones para facilitar la comparación entre ellas.



Ilustración 8. Suite Afectiva del Emotiv® EPOC (Emotiv, 2011)

2.2.2.3 Suite Cognitiva

La *Suite Cognitiva* evalúa la actividad cerebral de un usuario para determinar su intención para ejecutar acciones físicas sobre un objeto real o virtual. De acuerdo a esto, se puede entrenar el sistema a partir de los pensamientos del usuario que estén orientados a mover un objeto.

Esta Suite, que se muestra en la Ilustración 9, presenta un cubo 3D que se comporta de acuerdo a la acción que está siendo entrenada o ejecutada por el usuario. También se visualiza una barra que indica la intensidad de la señal con la que se intenta mover el cubo. Adicionalmente cuenta con tres pestañas, la primera, llamada *Action* o *Acción*, muestra el estado del entrenamiento de cada una de las acciones que han sido entrenadas, para lo cual utiliza un indicador llamado *Skill Rating (SR)* que representa la habilidad del usuario para controlar una acción determinada. La segunda pestaña, llamada *Training* o *Entrenamiento*, se utiliza para entrenar cada una de las acciones y la última pestaña, llamada *Advanced* o *Avanzado*, permite personalizar la detección de las señales con la *Suite Cognitiva*.

La *Suite Cognitiva* permite entrenar hasta 4 acciones por usuario, las cuales son escogidas por el usuario entre una lista de 13 posibles acciones. Las acciones que se pueden entrenar con esta Suite son:

- Empujar
- Halar
- Mover a la derecha
- Mover a la izquierda
- Subir
- Bajar
- Girar en sentido horario
- Girar en sentido anti-horario
- Girar a la derecha
- Girar a la izquierda
- Girar hacia adelante
- Girar hacia atrás
- Desaparecer



Ilustración 9. Suite Cognitiva del Emotiv® EPOC (Emotiv, 2011)

Cabe anotar que cada que se incrementa el número de acciones, también se incrementa la dificultad para entrenarlas, esto se debe a que es más difícil tener un control consciente sobre cada una de ellas. Este hecho hace que cada acción añadida sea más difícil de entrenar que las previamente entrenadas.

2.3 POWER-MOBILITY INDOOR DRIVING ASSESSMENT - PIDA (Dawson et al, 2006)

El PIDA es un sistema para la Evaluación en la Conducción de Dispositivos Eléctricos de Movilidad de uso en Interiores, como lo son las sillas de ruedas eléctricas y los scooters. Este permite determinar la competencia y seguridad con que un usuario conduce este tipo de dispositivos mediante la aplicación y evaluación de una serie de pruebas.

Fue desarrollado por doctor Deirdre R. Dawson y su equipo en colaboración con el Departamento de Terapia Ocupacional del Centro de Ciencia de la Salud Sunnybrook de Toronto, Canadá. Originalmente fue creado para ser aplicado en pacientes usuarios de dispositivos eléctricos de movilidad que habitan en instituciones, especialmente asilos, para determinar el estado de movilidad de cada uno de ellos y evaluar su evolución en el tiempo. De esta forma, se usa clínicamente para guiar planes de intervención en la terapia ocupacional de pacientes, principalmente para identificar zonas que representan problemas en la conducción y así determinar programas de entrenamiento, cambios en el entorno y/o cambios en el dispositivo móvil.

En él se plantea una serie de actividades en diferentes zonas en las que el usuario puede interactuar, como lo son la habitación, el cuarto de baño entre otras. Adicionalmente plantea un sistema de calificación para evaluar el desempeño del usuario en cada una de estas actividades. Las actividades sugeridas en el PIDA son:

- **En la Habitación**
 - Ubicarse al lado derecho de la cama de tal forma que el usuario puede ser transferido a ella.
 - Ubicarse al lado izquierdo de la cama de tal forma que el usuario puede ser transferido a ella.
 - Acercarse a una cómoda de forma que el usuario pueda tomar algo de la superficie de esta.
 - Acercarse al clóset de forma que el usuario o alguien más quede en posición para abrir la puerta.

- **En el Cuarto de baño**
 - Ingresar al cuarto de baño.
 - Acercarse al lavamanos como para utilizarlo.

- Acercarse a la porcelana sanitaria como para usarla.
- Salir del cuarto de baño.
- **En relación a Puertas**
 - Pasar por una puerta automática deslizante.
 - Pasar por una puerta automática abatible, la cual se mueve hacia el usuario.
 - Pasar por una puerta activada por un botón o un lector.
 - Pasar por una puerta estrecha convencional.
- **En el Ascensor**
 - Ingresar al ascensor.
 - Ubicarse dentro del ascensor.
 - Salir del ascensor.
- **Parqueando**
 - Parquear debajo de una mesa.
 - Parquear al lado de una mesa de forma que se pueda tomar algo que se encuentra sobre esta.
 - Parquear en reversa entre dos sillas que se encuentran a un 1 metro entre ellas.
 - Parquear en paralelo entre dos sillas que se encuentran a 1.5 metros entre ellas.
- **Con Rampas**
 - Subir una rampa.
 - Bajar una rampa.

- **Pruebas de habilidad**

- Voltar a la derecha en una intersección de 4 vías.
- Voltar a la izquierda en una intersección de 4 vías.
- Girar 180° en un pasillo no superior a 2 metros de ancho.
- Conducir 2 metros en reversa por un pasillo de 1 metro de ancho.
- Conducir no menos de 20 metros en una zona que presente congestión de personas, como una cafetería.
- Pasar por un circuito con obstáculos separados entre sí 60cms a la ancho y 1.5 metros a lo largo, de forma que el usuario deba zigzaguear para pasar entre ellos.

Para el sistema de evaluación, se tiene en cuenta tanto el logro de la actividad como la fluidez y seguridad con que se hace. Este se aplica a cada una de las actividades realizadas y asigna un valor entre 1 y 4, siendo 4 la mejor calificación. El sistema de evaluación se muestra en la Tabla 1.

Tabla 1. Sistema de evaluación del PIDA (Dawson et al, 2006)

Calificación	Descripción
4	Óptimo desempeño: El usuario es capaz de ejecutar la tarea en un solo intento de forma fluida y segura.
3	El usuario completa la tarea con algunas dudas, requiere de varios intentos, requiere restricción de velocidad y/o golpea paredes u otros objetos de forma ligera (sin ocasionar daños).
2	El usuario completa la tarea pero golpea objetos o personas de forma que pudiera ocasionar daños.
1	El usuario es incapaz de completar la tarea.

Para hallar la calificación definitiva de cada usuario, se promedia la calificación obtenida en cada una de las pruebas realizadas, se divide por 4 y se porcentualiza, como se muestra en la Ecuación 1.

$$Total = \frac{\sum \text{Calificación en cada Actividad}}{4 * \text{Número de Actividades}} * 100\%$$

Ecuación 1. Calificación definitiva del PIDA

Finalmente, de acuerdo al valor obtenido en las pruebas y a lo observado por el terapeuta durante la ejecución de estas, se determina si el usuario es capaz de conducir independientemente, si puede hacerlo con algunas dificultades o si le es muy difícil hacerlo.

2.4 NASA-TLX (NASA, 1988)

NASA-TLX son las siglas de Índice de Carga de Tarea de la NASA. Este es un indicador utilizado por la NASA para determinar el desgaste general que una tarea determinada genera a la persona que la realiza. Este ha sido aplicado en una gran cantidad de actividades, desde simulación de vuelos hasta tareas de laboratorio. Para determinar esto, se evalúan seis aspectos considerados como las fuentes de carga:

- **Demanda Mental:** Es la actividad mental requerida para cumplir con la tarea asignada. Esto es, la cantidad de pensamiento, cálculo, decisión, recordación o búsqueda involucrados en la actividad. En este parámetro se evalúa si la actividad fue simple o compleja, fácil o demandante.
- **Demanda Física:** Es la actividad física requerida para cumplir la tarea, lo cual incluye actividades como empujar, halar, mover, voltear, activar o controlar entre otros. Se evalúa si la actividad fue descansada o extenuante, lenta o energética.
- **Demanda Temporal:** En este ítem se evalúa la presión de tiempo que sintió la persona al ejecutar la tarea. Esto es, si sintió que se debía realizar la tarea en un

tiempo determinado o que si no se realizaban algunas actividades intermedias en un tiempo y secuencia específicos, no se alcanzaría el objetivo. La demanda temporal evalúa si la actividad requirió un ritmo acelerado o se podía hacer sin prisa.

- **Desempeño Personal:** Es una autoevaluación de la persona que realiza la tarea, en la cual expresa su opinión acerca del éxito que tuvo en alcanzar los objetivos de la actividad asignada. En este ítem se evalúa la satisfacción de la persona con el desempeño obtenido durante la ejecución de la tarea.
- **Esfuerzo:** Se evalúa qué tan duro tuvo que trabajar la persona fue alcanzar el nivel deseado o los objetivos propuestos en la tarea.
- **Frustración:** Se evalúan los sentimientos negativos que experimentó la persona durante la realización de la actividad y se comparan con lo positivos. Esto es, comparar el grado de inseguridad, desmotivación, irritación, estrés, molestia entre otros; con la seguridad, gratificación, alegría, relajación y complacencia que sintió la persona durante la actividad.

Para asignar la calificación completa de la tarea ejecutada, en primer lugar, se ponderan cada uno de los seis aspectos comparando uno a uno cada ítem, para lo cual se pregunta aleatoriamente al usuario si considera que la acción fue más demandante con respecto a uno o a otro. De acuerdo a la respuesta del usuario se asigna un punto al aspecto que se consideró más demandante y finalmente se divide la puntuación total de cada uno de ellos por 15, que es el número de todas las combinaciones posibles con los 6 ítems.

Posteriormente, el usuario asigna un valor de 0 a 15 a cada aspecto a evaluar, siendo 15 el valor que representa la mayor carga y 0 la menor carga y de nuevo se divide el valor obtenido en cada uno de ellos por 15, para normalizar la calificación de 0 a 1.

Teniendo el valor normalizado de cada ítem y su peso relativo, se realiza una multiplicación entre ellos, obteniendo así la calificación ponderada normalizada de cada uno de los aspectos. Finalmente se hace una sumatoria de los valores ponderados y se porcentualiza, lo cual será el resultado total de la carga de la actividad ejecutada, como se muestra en la Ecuación 2.

$$Carga\ Total\ de\ la\ Tarea = \sum_{1}^{6} (Valor\ normalizado) * (Peso\ relativo) * 100\%$$

Ecuación 2. Ecuación para determinar la carga total de una tarea según NASA-TLX

3. ESTADO DEL ARTE

3.1 ESTADO DEL ARTE DE SISTEMAS BASADOS EN BCIs

En los últimos años, con los avances que han experimentado los campos de la neurología y la tecnología, se han logrado mejorar las BCIs haciéndolas más eficientes. Esto ha permitido el desarrollo de diversos sistemas para mejorar la movilidad, comunicación, confort y el estilo de vida en general de pacientes con discapacidad, en especial con tetraplejía.

Algunos de los trabajos desarrollados utilizando BCIs para realizar control, no solo en el campo de la rehabilitación para pacientes con tetraplejía, sino cubriendo también otros campos son:

- La creación de un sistema de deletreo de alta velocidad que permite a los usuarios escoger caracteres ubicados en una matriz que se muestra en una pantalla de computador. Para hacer esto, se identifica cada letra con un código binario que facilita al usuario de la BCI su selección, determinando su posición en la matriz de acuerdo a la fila y la columna en la cual se encuentra. Con este sistema, el usuario es capaz de deletrear palabras completas con una velocidad entre 15 y 20 caracteres por minuto (Bin et al, 2011).
- El desarrollo de un sistema basado en una BCI que permite a los pacientes dibujar a través del uso de una matriz, de igual forma como lo presentado en el ítem anterior. Para ello, el sistema cuenta con una serie de herramientas que facilita el proceso de dibujo y pintado (George et al, 2010).
- El uso de una BCI para facilitar el proceso de rehabilitación de pacientes con demarre cerebral, lo cual consiste en realizar movimientos de los miembros con dificultades motoras a través de un sistema mecatrónico controlado por la BCI.

Con este sistema se lograron resultados comparables a los obtenidos al utilizar robots para rehabilitación (Ang et al, 2011).

- El uso de una BCI para reconocer los pensamientos de un paciente y de esta forma determinar la palabra en la cual el paciente está pensando cuando se le muestra una determinada imagen (Palatucci et al, 2009).
- El control exitoso de un robot Parallax Scribbler a través de una BCI (Szafir y Signorile, 2011).
- El control exitoso de una silla de ruedas eléctrica a través de un sistema basado en una BCI y el uso de redes neuronales (Khare et al, 2011).
- El control de una silla de ruedas virtual usando una BCI en donde el usuario debe seguir una ruta determinada en un entorno gráfico (Galán et al, 2008).
- El control de una prótesis robótica con siete grados de libertad mediante el uso de una Interfaz cerebro-máquina, la cual es similar a una BCI pero en esta, las señales provenientes del cerebro son directamente recibidas por un dispositivo en lugar de hacerlo el computador (Collinger et al, 2012). Con esta prótesis robótica y su control a través de la BCI, un paciente con tetraplejía fue capaz de llevar alimento hasta su boca, como se muestra en la Ilustración 10 .

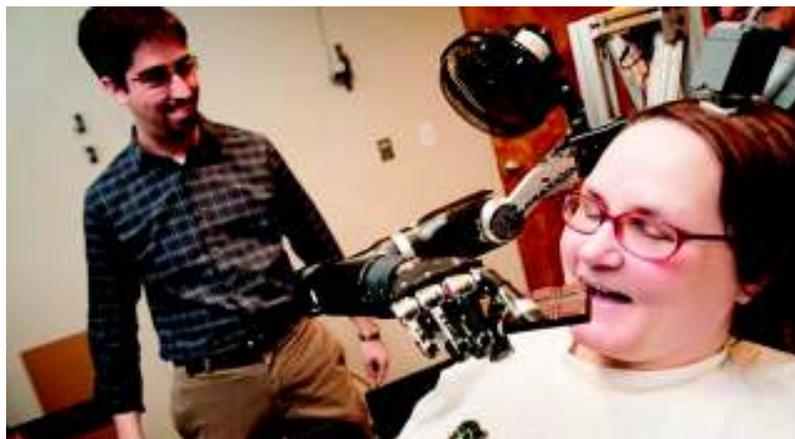


Ilustración 10. Control de una prótesis con siete grados de libertad utilizando una interfaz cerebro-máquina (tomado de www.extremetech.com) (Anthony, 2012)

Adicionalmente se han realizado otro tipo de trabajos cuyo fin es mejorar la respuesta de los sistemas que utilizan BCIs, como el desarrollado por Donghag Choi y su equipo (CHOI et al, 2011), en el cual se combinaron estímulos audio-visuales para mejorar el entrenamiento de un sistema basado en una BCI. Otro trabajo en esta misma línea es el presentado por Jing Jin y su equipo (Jin et al, 2013), en el cual se utilizaron estrategias visuales para mejorar la precisión y disminuir el tiempo de calibración de un sistema basado en una BCI.

Esta amplia gama de proyectos desarrollados con BCIs, demuestran la importancia de las BCIs en el ámbito científico y especialmente en el campo de la rehabilitación de pacientes con discapacidad severa.

3.2 ESTADO DEL ARTE DE SILLAS DE RUEDAS ELÉCTRICAS EN COLOMBIA

Para decidir la silla de ruedas eléctrica que se debía conseguir para el proyecto, se realizó un estado del arte de éstas a nivel nacional, con el fin de identificar la silla de ruedas más adecuada para el proyecto tanto por sus características como por su mercado.

Entre las sillas de ruedas eléctricas disponibles a nivel nacional, se encuentran dos grandes grupos, las tipo Scooter y las controladas por Joystick. Entre estas se prefirió aquellas controladas por Joystick sobre las tipo Scooter, ya que las primeras permiten controlar el desplazamiento y la dirección eléctricamente, a diferencia de las segundas cuya dirección es controlada mecánicamente por un manubrio. Esto hace que las tipo Joystick sean más fáciles de controlar por medios eléctricos.

Se definió entonces buscar la silla de ruedas eléctrica controlada por Joystick más común en Colombia, tanto por marca como por modelo, de modo que el dispositivo desarrollado

tuviera inicialmente el mayor cubrimiento posible. Para ello se realizaron diversas búsquedas que pretendían identificar en primer lugar, la oferta de sillas de ruedas eléctricas a nivel nacional, y en segundo lugar, las diferentes empresas comercializadoras de sillas de ruedas eléctricas en Colombia y las marcas distribuidas por estas. Con ello se pretendía encontrar la marca más posicionada en Colombia y posteriormente su modelo más común. El identificar la marca es relevante ya que las marcas por lo general presentan bastante reuso de aplicaciones y sistemas, por tanto el trabajar sobre un modelo de la marca más posicionada, permitía una mayor cobertura inicial.

La Tabla 2 muestra la participación de las diferentes marcas de sillas de ruedas eléctricas controladas por joystick a nivel nacional, de acuerdo a la cantidad de sillas nuevas o usadas ofertadas. En ella se observa que la marca Pride® es la de mayor participación en la oferta con un 44% del total.

Tabla 2. Participación de marcas de sillas de ruedas eléctricas controladas por Joystick según la oferta en Colombia (Mercado Libre, 2012)

Marca	Cantidad de sillas de ruedas ofertadas	Participación
Drive	2	8%
E-Power	1	4%
Invacare	1	4%
Merist	4	16%
Meyra	1	4%
Permobil	3	12%
Pride	11	44%
Quickie	1	4%
Streamer	1	4%

Por otra parte, se buscó algunas empresas distribuidoras de sillas de ruedas eléctricas controladas por joystick en Colombia. El resultado de esta búsqueda se consignó en la Tabla 3, en la cual se observa visualmente de nuevo la predominancia de la marca Pride®.

Tabla 3. Empresas distribuidoras de sillas de ruedas eléctricas tipo Joystick en Colombia (Publicar, 2011) (Publicar, 2012) (Google, 2012)

Empresa	Dirección de Contacto	Marcas
LOH Enterprise	www.lohmed.com	Pride
Billmes	www.billmes.com	Confort
Los Pinos	www.lospinos-sa.com	Los Pinos
Ortopédicos Futuro	www.ortopedicosfuturo.com	Pride
		Invacare
		Quickie
		Merits
Fácil Movilidad	www.facilmovilidad.com	Heartway
Reprel Sillas	reprelsillas.com	Pride
Sillas de Ruedas USA	www.sillasderuedasusa.com	Pride
Abastecedor Ortopédico	Dirección: Cr43 32 A Sur 34 - Tel.: 2620288 Envigado	Pride
		Los Pinos
Raymond Rincón Canoa Importador Independiente	Móvil: 320 2820759 - Fijo (1) 8078399	Pride
John Jairo Ramírez Importador Independiente	Móvil: 314 2754213 - Fijo: (4) 3720604 ext. 106	Pride
Superando	www.superando.com.co	Heartway
		Quickie
		Ottobock
DistriSánchez	www.distrisanchez.com	Pride
Mis Medias	www.mismedias.com	Quickie
Otto Bock HealthCare Andina	www.ottobock.com.co	Ottobock
Locatel	www.locatelcolombia.com	Invacare
Special Sillas de ruedas	Dirección: Cr 51 62-69 Int. 101 - Tel.: 2342060 Medellín	Pride
		Invacare
		Quickie
Ortopédicas Medellín	Dirección: Cr 14 55-354 Apto 105 Tel.: 2146022 Medellín	Pride
		Quickie
		Invacare

De la información consignada en la Tabla 3, se elaboró la Tabla 4, la cual muestra numéricamente la participación de las distintas marcas de sillas de ruedas eléctricas controladas por joystick en Colombia de acuerdo al número de empresas que distribuyen cada marca. En esta se confirma que la marca Pride®, con un 53%, es la de mayor

participación con amplia ventaja sobre la segunda marca que es Quickie®, que cuenta con un 33%.

Tabla 4. Participación de las marcas de sillas de ruedas eléctricas tipo Joystick de acuerdo al número de distribuidores

Marca	Comercializadoras de la marca	Distribuidoras de sillas de ruedas eléctricas	Participación a nivel nacional
Pride	8	15	53%
Quickie	5	15	33%
Invacare	4	15	27%
Ottobock	2	15	13%
Heartway	2	15	13%
Los Pinos	2	15	13%
Confort	1	15	7%
Merits	1	15	7%

De acuerdo a los resultados anteriores en los que se tuvo en cuenta la oferta y las empresas comercializadoras de sillas de ruedas eléctricas en Colombia, se puede concluir que la marca Pride® es la de mayor cobertura a nivel nacional.

Para definir el modelo de la marca Pride® que se utilizó en el proyecto, se acudió de nuevo la oferta de sillas de ruedas eléctricas en el país y a algunas entrevistas a personas que distribuyen la marca. Basados en la misma búsqueda que dio origen a la Tabla 2, se extrajo de ella los modelos de la marca Pride® que conformaron las 11 unidades allí ofertadas. Esta información fue consignada detalladamente en la Tabla 5, donde se puede observar que el modelo Jazzy Select es el más común con un 55% de participación dentro de la marca.

Adicionalmente, se entrevistó a varios importadores de sillas de ruedas eléctricas (Quintero, 2012) (Rincón, 2012) (Ramírez, 2012) quienes confirmaron que la marca Pride® era la más utilizada en Colombia y que el modelo Jazzy Select era el más comercial de la

marca por ser el modelo más sencillo, lo que repercute en un menor precio y la hace más asequible al público.

Tabla 5. Modelos de la marca Pride® ofertados y su participación dentro de la marca (Mercado Libre, 2012)

Modelo	Sillas Ofertadas	Participación
Jazzy Select	6	55%
Jazzy 1113	2	18%
Jazzy 1103	1	9%
Jet 3	2	18%

Según lo anterior y al resto de información recopilada, se puede concluir que la silla de ruedas eléctrica controlada por Joystick más común en Colombia es la Pride® Jazzy Select. Este modelo tiene en sí submodelos que se diferencian principalmente en el tamaño de las llantas, tanto las de tracción como las auxiliares, y de las cuales el submodelo Elite es el más común por su poco peso (Quintero, 2012) y por tanto es el que se utilizó para este trabajo. Las principales características del modelo Pride® Jazzy Select Elite y una imagen de ésta se muestran en la Ilustración 11.

Jazzy
SELECT ELITE



Capacidad de carga: 300lb (135Kg)
 Velocidad máxima: hasta 4 Mph (6.5 Km/h)
 Distancia al suelo: 1.5" (3.8 cm)
 Radio de Giro: 24.75" (63 cm)
 Longitud total: 34.75" (88 cm)
 Ancho total: 22.75" (58 cm)
 Baterías: 2 U-1 (12V 36Ah)
 Cargador: 3 Amp.
 Ruedas de tracción: 9" (23 cm)
 Ruedas Anti vuelco: 6" (15 cm)
 Ruedas Delanteras: 3" (7.5 cm)
 Peso Total: 137 libras (62 Kg)
 Peso base: 68.5 libras (31 Kg)
 Peso asiento: 43.5 libras (20 Kg)
 Peso Baterías: 24.5 libras (11 Kg)
 Distancia por carga: hasta 15 millas (24 km)

Ilustración 11. Imagen y características de la silla de ruedas eléctrica seleccionada (Pride, 2012)

3.3 ESTADO DEL ARTE DE SISTEMAS DE SEGURIDAD EN SILLAS DE RUEDAS INTELIGENTES

Debido a que el proyecto “Evaluación de Interfaces Cerebro-Computador y Realidad Virtual para la Rehabilitación de Pacientes con Tetraplejía” está orientado para ser utilizado por pacientes con un alto grado de discapacidad, la incorporación de sensores que permitan facilitar el manejo para el paciente en aspectos como detección de obstáculos y de otros peligros es de gran importancia (Mazo et al, 1995). Se debe añadir esta sensorica debido a que la mayoría de sillas de ruedas eléctricas comerciales no poseen algún sistema destinado para esta finalidad y a que la seguridad es uno de los principales requerimientos al momento de diseñar una silla de ruedas inteligente (Yanco, 1998). Se entiende por silla de ruedas inteligente cuando esta tiene algún sistema automático que permite al usuario su conducción de una forma más fácil o más segura.

De acuerdo al grado de colaboración que brinda una silla de ruedas inteligente a su usuario, su sistema de asistencia puede clasificarse en (Röfer et al, 2009):

- **Asistente de seguridad:** Es aquél que hace que la silla de ruedas se detenga antes de sufrir una colisión o un accidente. En éste el usuario conserva el control de la silla en todo momento.
- **Asistente de conducción:** Permite a la silla evadir obstáculos de forma automática. Así, cuando un obstáculo es detectado, el asistente toma el control de la silla y la lleva por una ruta sin obstáculos. El paciente tiene el control de la silla en todo momento, excepto cuando se ha detectado un obstáculo.

- **Asistente de ruta:** Indica al paciente la ruta a seguir sin intervenir en el manejo de la misma. Actúa como un GPS en donde el paciente siempre tiene el control de la silla de ruedas.
- **Asistente de navegación o autónomo:** El paciente indica un lugar al cual quiere ir y la silla lo lleva de forma automática.

Por las características del presente proyecto y por ser la independencia una parte muy importante del proceso de rehabilitación de un paciente con tetraplejía (Friedan y Cole,1985), se ha escogido implementar un sistema *Asistente de Seguridad* para la silla de ruedas, el cual, además de permitir al paciente el control de la silla en todo momento, lo que le brinda una mayor sensación de independencia; permite evaluar la conducción y la respuesta de la interfaz cerebro-computador de una mejor forma, ya que el paciente tiene el control de la silla en todo momento, excepto en casos de riesgo, de modo que la silla siempre se controla con la BCI. Con otro tipo de asistente, sería más difícil la evaluación de la interfaz, porque no sería claro si la silla se está conduciendo por la BCI o por el asistente de la silla.

Habiendo decidido el uso de un sistema *Asistente de Seguridad* para el proyecto, se procedió a realizar un estudio de la componente sensorica utilizada por otros proyectos de sillas de ruedas inteligentes, analizando en ellos específicamente los sensores destinados para garantizar tanto la seguridad del paciente como una correcta navegación.

El resultado de este estudio se muestra en la Tabla 6 y la Tabla 7, de las cuales se observa:

- Cerca del 65% de los proyectos no utilizan una sola clase de sensor para la detección de obstáculos, sino que combinan diferentes tecnologías complementarias, siendo los sensores de ultrasonido e infrarrojos la combinación más utilizada. Con este sistema mixto se puede detectar objetos

independientemente de sus características geométricas y reflectivas, ya que el comportamiento reflectivo de las ondas ultrasónicas y de la radiación infrarroja se complementan (Mazo et al, 1995).

- Por lo general hay una gran cantidad de sensores por cada proyecto, a excepción de aquellos que manejan sensores de mayor tecnología como cámaras de visión estereoscópica o escáneres laser.
- Sólo el 12% de los proyectos incorporan una sensórica dedicada para detectar huecos o escaleras en descenso, únicamente UMIDAM (Mazo et al, 1995) y Rolland III (Röfer et al, 2009) la poseen. Otro proyecto como el presentado por Aniket Murarka y su equipo (Murarka, Modayil y Kuipers, 2006), realiza un mapeo 3D, en el cual los huecos y escalones también son tomados en cuenta como peligros para la navegación.
- El 30% de los proyectos incorporan sensores de contacto o sensores *bumper* como respaldo ante colisiones en caso que falle las sensórica de no contacto.

Tabla 6. Estudio de sensórica de seguridad implementada en diversas sillas de ruedas inteligentes – 1

Proyecto	Año	Sensórica de Seguridad		
		Cantidad de sensores	Tecnología	Uso
SAUS (Röfer et al, 2009)	1998	12	Sensor de Contacto	Detectar choques
		6	Sensor Infrarrojo	Detectar obstáculos cercanos
		16	Sensor de Ultrasonido	Medir distancia a obstáculos
Rolland II (Röfer et al, 2009)	2001	1	Sensor de rango láser	Medir distancia a obstáculos
		27	Sensor de Ultrasonido	Detección de obstáculos
Rolland III (Röfer et al, 2009)	2007	2	Sensor Infrarrojo	Detectar huecos
(Argyros et al, 2002)	2002	6	Sensor de Ultrasonido	Medir distancia a obstáculos
		1	Cámara panorámica	Dar información visual para navegación
MICA (Rönnbäck et al, 2006)	2006	1	Escáner láser de barrido	Detectar obstáculos y encontrar rutas
TAO (Gomi, 1996)	1996	12	Sensor Infrarrojo	Detectar obstáculos cercanos
		5	Sensor de Contacto	Detectar choques

Tabla 7. Estudio de sensórica de seguridad implementada en diversas sillas de ruedas inteligentes – 2

Proyecto	Año	Sensórica de Seguridad		
		Cantidad de sensores	Tecnología	Uso
DSS: Drive-Safe System (LoPresti et al, 2011)	2011	25	Sensor de Ultrasonido	Medir distancia a obstáculos
		25	Sensor Infrarrojo	Medir distancia a obstáculos
		10	Sensor de Contacto	Detectar choques
Wheelesley (Yanco, 1998)	1998	12	Sensor Infrarrojo	Medir distancia a obstáculos
		6	Sensor de Ultrasonido	Medir distancia a obstáculos
		2	Sensor de efecto Hall	Detectar obstáculos muy cercanos
UMIDAM (Mazo et al, 1995)	1995	8	Sensor de Ultrasonido	Detectar obstáculos
		1	Sensor Infrarrojo	Detectar escaleras o huecos
SPAM (Simpson et al, 2005)	2005	7	Sensor Infrarrojo	Medir distancia a obstáculos
		7	Sensor de Ultrasonido	Medir distancia a obstáculos
		2	Sensor de Contacto	Detectar choques
SmartWheeler (Pineau et al, 2010)	2010	2	Escáner láser de barrido	Detectar Obstáculos
OMNI (Borgolte et al, 1998)	1998	16	Sensor de Ultrasonido	Medir distancia a obstáculos
		16	Sensor Infrarrojo	Medir distancia a obstáculos
		1	Sensor de Contacto	Detectar choques
(Murarka, Modayil y Kuipers, 2006)	2006	2	Escáner láser de barrido	Crear mapa 2D
		1	Cámara estereoscópica	Crear mapa 3D
RobChair (Pires y Nunez, 2002)	2002	14	Sensor Infrarrojo	Medir distancia a obstáculos
		14	Sensor Infrarrojo	Detectar obstáculos
		7	Sensor de Ultrasonido	Medir distancia a obstáculos
Rolland (Röfer y Lankenau, 2000)	2000	27	Sensor de Ultrasonido	Medir distancia a obstáculos
(Spacapan, Kocijan y Bajd, 2004)	2004	8	Sensor de Ultrasonido	Medir distancia a obstáculos
(Redjati y Bousbia-Salah, 2009)	2009	8	Sensor de Ultrasonido	Medir distancia a obstáculos

De los resultados obtenidos en la Tabla 6 y la Tabla 7, sobresale la gran cantidad de sensores utilizados por los diversos proyectos de sillas de ruedas inteligentes. Ante este hecho y partiendo de la premisa que la componente sensórica no debe representar un

gran cambio en la relación costo/beneficio de la silla (LoPresti et al, 2011), se decidió realizar una evaluación del costo aproximado que puede representar esta componente en aquellos proyectos de los cuales se tiene una información más detallada. Esta información es presentada en la Tabla 8.

Tabla 8. Análisis de costo de la componente sensorica en sillas de ruedas inteligentes.

Proyecto	Año	Tipo de sensor	Referencia	Cant.	Costo unitario aproximado (USD)	Costo Total (USD)	Costo sensorica (USD)
Argyros et al	2002	Ultrasonido	Polaroid (Similar a R14-Sonar1)	6	\$56 (Acroname, 2012)	\$336	\$1.336
		Cámara panorámica	Neuronics (similar a IAS-Vision)	1	\$1.000 (VolksBot, 2012)	\$1.000	
MICA	2006	Scanner laser de barrido	SICK LMS200	1	\$7.200 (Visio-Supplies, 2012)	\$7.200	\$7.200
DSS (Drive-Safe System)	2011	Ultrasonido	EZ1, EZ2 y EZ3	25	\$30 (Trossen, 2006)	\$750	\$1.150
		Infrarrojo	GP2Y0A02YK GP2D120	25	\$14 (Newark, 2012)	\$350	
		Sensor de Contacto	FSR 400	10	\$5 (Digi-Key, 2012)	\$50	
SmartWheeler	2010	Scanner laser de barrido	SICK LMS200	2	\$7.200 (Visio-Supplies, 2012)	\$14.400	\$14.400
RobChair	2002	Infrarrojo	Sunx	14	\$72 (Sunx, 2012)	\$1.008	\$1.582
		Infrarrojo	GP2D12	14	\$13 (Trossen, 2006)	\$182	
		Ultrasonido	Polaroid	7	\$56 (Acroname, 2012)	\$392	
Rolland	1998	Ultrasonido	Polaroid	27	\$56 (Acroname, 2012)	\$1.512	\$1.512
Redjati y Bousbia-Salah	2009	Ultrasonido	MA40A5R/S	8	\$8 (Amazon, 2012)	\$64	\$64

De la Tabla 8 se puede observar:

- El costo promedio de la sensorica utilizada en estos proyectos es de aproximadamente USD\$3,900. Descontando aquellos proyectos que utilizan

escáner láser de barrido, los cuales por su costo son comercialmente inviables para esta clase de proyectos (LoPresti et al, 2011), el promedio de la sensórica sería en de USD\$1.130.

- La mayoría de los sensores utilizados no tienen un costo muy elevado, ya que ninguno supera los USD\$75 por unidad (exceptuando las cámaras y los escáneres láser), pero la gran cantidad de sensores utilizados hace que en general la componente sensórica tenga un costo considerable como se mostró con anterioridad.
- Aunque todos los proyectos manejan una sensórica de seguridad, no todos dan la misma importancia a ésta. Esto puede observarse tanto en la inversión total en la seguridad del sistema, como en la redundancia y tecnologías utilizadas para ello.
- El costo de la componente sensórica tiene una importante participación en el costo total del producto, ya que puede constituir alrededor del 25% de éste en un sistema basado en una silla de ruedas eléctrica promedio (Pride® Jazzy Select Elite), cuyo costo aproximado es de USD\$3.500 (U.S. Medical Supplies, 2012).

Después de haber analizado los diferentes sistemas de seguridad implementados en otros proyectos similares y a pesar que el sistema escogido para este proyecto es un *Asistente de Seguridad*, en el cual el sistema hace que la silla de ruedas se detenga antes de que se produzca una colisión, se encontró en los *Asistentes de Conducción* y en los *Asistentes de Navegación* algunos aspectos que pueden ser de gran utilidad para mejorar la seguridad del proyecto, entre los cuales cabe destacar:

- Tomar en cuenta la orientación, dirección y ángulo de giro de la silla al momento de detectar obstáculos (Röfer y Lankenau, 2000).
- Disminuir la velocidad ante la cercanía de un obstáculo o peligro (Röfer y Lankenau, 2000) (Gomi, 1996) (Bell et al, 1994).

- Tomar en cuenta la distancia de frenado de la silla, el tiempo de respuesta de los sensores, el rango mínimo de los sensores y la posición de los sensores con respecto al punto de colisión de la silla (Lankenau y Röfer, 2001).
- Agrupar los sensores por zonas de posible impacto (Pires y Nunez, 2002).
- Crear zonas de seguridad de acuerdo a la cercanía de los obstáculos (LoPresti et al, 2011).

Para el desarrollo del sistema de seguridad del presente proyecto, algunas de estas consideraciones serán analizadas conjuntamente con las encontradas en el análisis de la Tabla 6 y la Tabla 7. La implementación o no tanto de la sensorica como de las estrategias para el manejo y tratamiento de señales, dependerá de lo que se considere mejor para el usuario, de su facilidad de incorporación y del cambio en la relación costo/beneficio del sistema.

4. EVALUACIÓN DE LAS SEÑALES DE LA INTERFAZ CEREBRO COMPUTADOR

En la primera etapa de este proyecto, se logró controlar un dispositivo Lego® MindStorms® NXT con la BCI Emotiv® EPOC, pero con muy poca correspondencia entre la intención del usuario y la acción real ejecutada por el dispositivo, como se había mencionado anteriormente. Esto se debe a que el sistema no es capaz de interpretar correctamente las señales eléctricas del cerebro cuando el usuario desea ejecutar alguna acción. La mala interpretación del sistema radica en que en la fase del entrenamiento del sistema, las señales que se le entregaron al sistema para entrenar determinada acción no eran consistentes o no se diferenciaban bien de las demás señales.

Debido a que el problema radicaba en la fase de entrenamiento del sistema, se determinó estimular el cerebro del usuario a través de diferentes estrategias para mejorar la correspondencia de las señales enviadas para ejecutar una misma acción y al mismo tiempo para mejorar la diferenciación entre señales diferentes. Adicionalmente se creó un sistema de evaluación para determinar cuál de todas las estrategias o estímulos funcionaba mejor en cuanto se lograra una mejor correspondencia entre la intención del usuario y la instrucción enviada.

Los resultados de este capítulo llevaron a la escritura de un artículo académico el cual fue presentado en la conferencia internacional *Advances in Computer Science 2013* en la ciudad de Phuket, Tailandia. Esta conferencia fue organizada por la Asociación Internacional de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo (IASTED por sus siglas en inglés) con sede en Canadá y sus memorias fueron indexadas en bases de datos académicas como Scopus, Google Scholar y Elsevier. El artículo escrito se muestra en el Anexo 1 de este trabajo.

4.1 ESTRATEGIAS UTILIZADAS COMO ESTÍMULO PARA MEJORAR EL ENTRENAMIENTO DE LA BCI

Las estrategias utilizadas como estímulo para el cerebro del paciente mientras ejecutaba el entrenamiento del sistema usando la *Suite Cognitiva* fueron:

- **Uso de pensamientos:** De acuerdo al manual del Emotiv® EPOC (Emotiv, 2011), el entrenamiento debe hacerse pensando en que se poseen poderes mentales y con ellos se debe mover un cubo virtual 3D en un entorno gráfico. Este estímulo es el referente de los demás al ser el sugerido por el fabricante de la BCI.
- **Uso de imágenes:** Basados en la teoría de que imágenes familiares pueden producir variaciones en las señales eléctricas del cerebro, propuesta por Gorman (Gorman, 2012), se utilizaron señales relacionadas con la acción que se estaba entrenando, por ejemplo, mientras se entrenaba la instrucción “arriba”, se mostraba una imagen con tres flechas apuntando hacia ésta dirección como se muestra en la Ilustración 12. Una variación a este tipo de estímulo fue el uso de imágenes 3D obtenidas por estereogramas, como los popularizados por MagicEye®, uno de los cuales se muestra en la Ilustración 13. El fin de aplicar este tipo de imágenes era aumentar la concentración del usuario, ya que para poder ver la imagen 3D oculta, se debe estar enfocado en un punto determinado y mantener la concentración, de lo contrario la imagen se pierde. El resultado de utilizar un tipo de imagen u otro fue similar, por tanto al momento de hacer la evaluación de las diferentes estrategias, los resultados se juntaron.



Ilustración 12. Imagen utilizada para estimular el cerebro mientras se entrena la instrucción "arriba"



Ilustración 13. Estereograma utilizado como estímulo en el entrenamiento de la BCI (tomado de www.magiceye.com el 1 de mayo de 2013)

- **Uso de videos:** Se usaron también imágenes moviéndose en la dirección de la instrucción que iba a ser entrenada. Así, si se estaba entrenando la acción “derecha”, se mostraba un video de flechas moviéndose hacia la derecha. Este mismo tipo de estímulo es utilizado por el sistema de entrenamiento del Emotiv® EPOC como retroalimentación de la acción ejecutada, haciendo que un cubo virtual 3D se mueva de acuerdo a la acción recibida.
- **Uso de movimientos:** El uso de movimientos físicos para estimular el cerebro fue otra de las estrategias utilizadas. Se utilizó especialmente el movimiento de las manos, ya que de acuerdo a lo dicho por el neuro-fisiólogo Edgar A. Cardona (Cardona, 2012), quien apoyó constantemente el proyecto, las manos generan una gran actividad eléctrica en el cerebro. Esta clase de estímulo fue utilizado de diversas formas, por ejemplo haciendo que el usuario realizara movimientos

continuos con las manos siguiendo un patrón determinado; o haciendo que el usuario mantuviera la mano tensionada en una determinada posición. También se experimentó con movimientos unilaterales y bilaterales, buscando mayor diferenciación con los primeros al estimular solamente una parte del cerebro, y mayor consistencia con los segundos al tener una actividad eléctrica mayor. Al igual que con las imágenes, los resultados obtenidos fueron similares, por tanto se juntaron al momento de hacer el análisis.

- **Uso de gestos faciales:** De acuerdo al neuro-fisiólogo que acompañó el proyecto, las expresiones faciales tienen gran actividad eléctrica en las capas más externas de la cabeza (Cardona, 2012), lo cual, combinado con el hecho de que el Emotiv® EPOC utiliza las señales de la capa cortical del cerebro, que es justamente la capa más superficial, hacen que el uso de gestos faciales como estímulo en el entrenamiento sea tomado en cuenta como otra de las estrategias que deben ser utilizadas para mejorar la correspondencia entre la intención del usuario y las instrucciones enviadas. Esto se hizo a pesar de que en el manual del Emotiv® EPOC dice que se debe evitar hacer gestos mientras se realiza el entrenamiento usando la *Suite Cognitiva* (Emotiv, 2011), con la cual se realizaron todos los entrenamientos en este proyecto.
- **Uso de olores:** A pesar de que el sentido del olfato se procesa directamente en el sistema límbico profundo del cerebro (Amen, 2011), el mismo lugar donde son procesados los recuerdos, lo cual pudiera significar que es un buen estímulo para obtener señales más consistentes; se decidió no utilizar los olores como estímulo. Esto se debió a que el Emotiv® EPOC trabajó con las señales superficiales del cerebro.

4.2 RESULTADOS OBTENIDOS AL APLICAR LOS ESTÍMULOS PARA MEJORAR EL ENTRENAMIENTO

Para recolectar los datos que permitieran hacer un análisis de los estímulos aplicados en el entrenamiento, se utilizó un indicador suministrado por el sistema de entrenamiento de la BCI. Este indicador, llamado *Skill Rating* o Índice de Habilidad (*SR* por sus siglas en inglés), provee una medida del control que un usuario tiene sobre una acción determinada. Este se puede asociar con la consistencia entre las señales en el entrenamiento de una acción determinada (Emotiv, 2011), es decir, qué tan bien entrenada está dicha acción. Mientras más consistentes sean las señales, mayor es el *SR*, lo que indica que hay una mayor probabilidad de correspondencia entre la intención del usuario y la acción ejecutada por el sistema.

El proceso de evaluación de cada estímulo consistió de al menos 50 entrenamientos por cada acción, o hasta que el usuario alcanzara buenos resultados (alto *SR*) consistentemente durante el entrenamiento. Para garantizar una buena sensibilidad en los resultados, se leyó el *SR* cada 2 entrenamientos directamente en la Interfaz Gráfica de la *Suite Cognitiva* del Emotiv®EPOC.

Por otro lado, aunque el sistema, cuando se utiliza la *Suite Cognitiva* como es el caso, es capaz de entrenar hasta 4 acciones por cada usuario, sólo se entrenaron 1, 2 o 3 acciones por usuario, dependiendo de la disponibilidad de cada uno de ellos. Las acciones utilizadas en el entrenamiento, fueron escogidas de un listado de 13 posibles acciones, de acuerdo a la preferencia de cada usuario. Entre las acciones disponibles se encontraban empujar, halar, subir, bajar, girar a la derecha o a la izquierda, entre otras.

Las pruebas se efectuaron a 12 usuarios entre los 20 y los 35 años pertenecientes a ambos géneros, además cada estímulo fue evaluado al menos con 4 usuarios.

Cabe anotar, que las acciones seleccionadas no representan en sí mismas un mayor grado de dificultad que otras, por lo tanto la selección de una acción u otra por parte del usuario no influye en los resultados de las pruebas. Lo que sí se debe tener en cuenta, es el orden en el entrenamiento de las acciones, ya que cada acción añadida al entrenamiento es más difícil de entrenar que las previas (Emotiv, 2011). Esto significa que la primera acción es más fácil de entrenar que la segunda y la segunda más fácil que la tercera. Esto se debe a que cada que se añade una nueva función, el sistema tiene que encontrar rasgos característicos en esta que la diferencien de las anteriores. A medida que se tienen más funciones, el factor de diferenciación tiene que ser más claro, por lo tanto es más difícil de determinar.

Para evaluar cada uno de los estímulos aplicados, se crearon algunos indicadores basados en el *SR*, los cuales suministran información relevante en cuanto al entrenamiento del sistema. Algunos de los indicadores creados fueron: Máximo *SR*, Número de entrenamientos necesarios para alcanzar al menos el 75% en el *SR*, Número de usuarios que no alcanzaron el 75% en el *SR*, entre otros.

Los resultados obtenidos en las pruebas se analizaron gráfica y estadísticamente, lo cual genera un sistema de evaluación más completo y que permite comparar con mayor facilidad cada uno de los estímulos.

4.2.1 Resultados Gráficos

Los resultados obtenidos en los entrenamientos con cada estímulo se muestran en forma gráfica como una superposición de curvas, para lo cual se utilizó una línea de tendencia de sexto orden, de modo que esta sirviera como filtro para una mejor visualización de los resultados. Además este tipo de línea de tendencia conserva una mayor sensibilidad ante

las variaciones que la ofrecida por otras líneas de tendencia como la lineal, la logarítmica o la exponencial.

Este análisis gráfico se hizo con varios usuarios y únicamente entrenando la primera acción. En él se muestra en primer lugar el entrenamiento con cada uno de los estímulos independientemente y posteriormente se muestra una comparación de los resultados promedio obtenidos por cada estímulo.

En las gráficas se muestran dos tipos de líneas, la curva original que es más delgada y punteada, y la línea de tendencia de sexto orden cuyo formato está en línea continua y con mayor espesor. En el eje horizontal se muestra la cantidad de entrenamientos, mientras que en el vertical se encuentra el valor del SR en porcentaje, que es como naturalmente lo entrega la *Suite Cognitiva*.

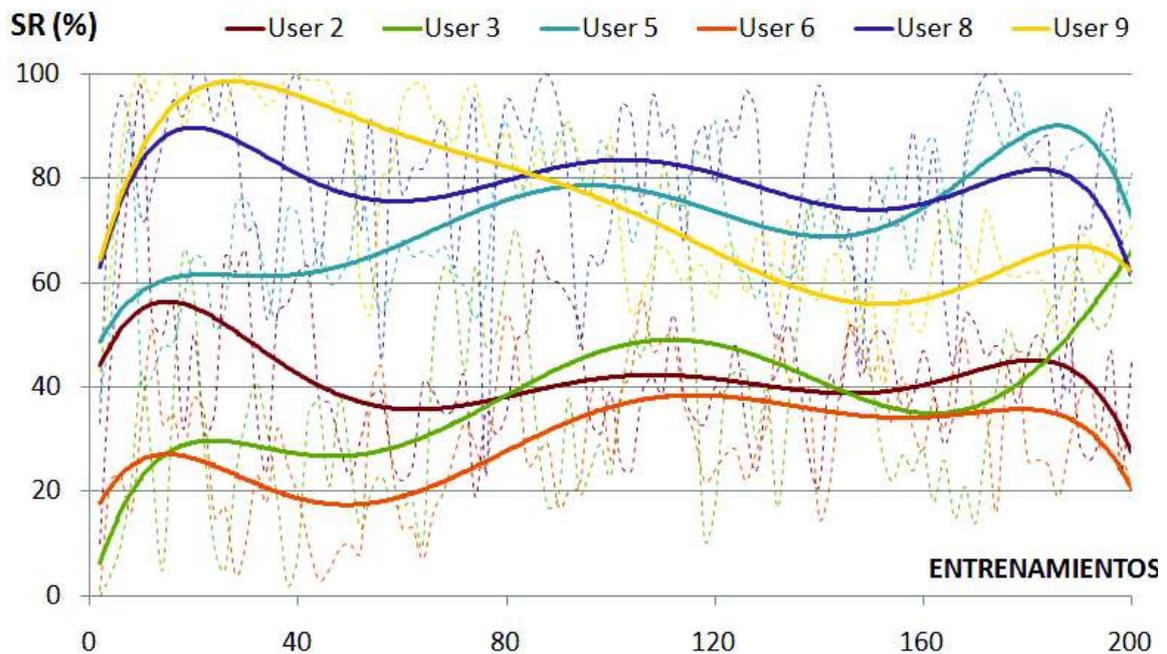


Ilustración 14. Resultados del entrenamiento de la primera acción usando la *Suite Cognitiva* con *Pensamientos*

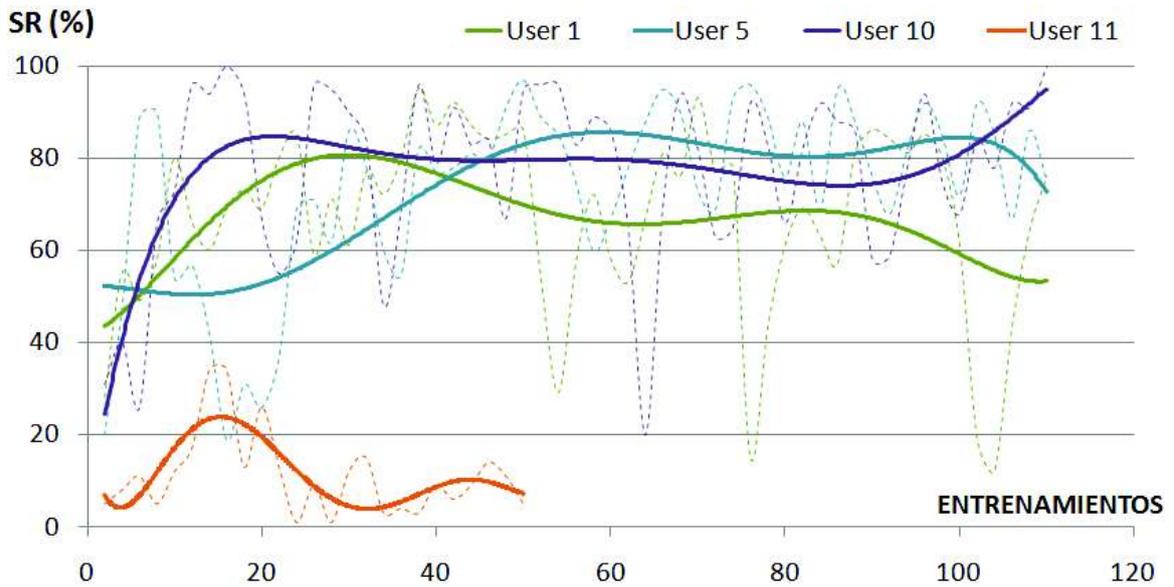


Ilustración 15. Resultados del entrenamiento de la primera acción usando la Suite Cognitiva con Videos

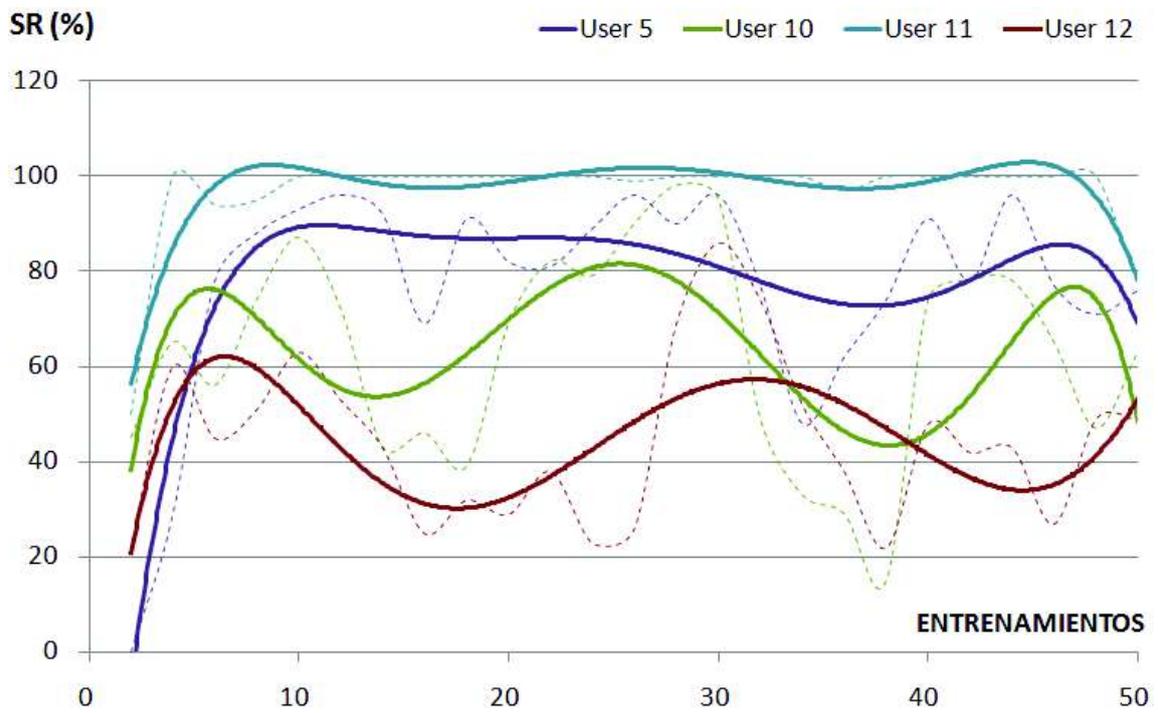


Ilustración 16. Resultados del entrenamiento de la primera acción usando la Suite Cognitiva con Imágenes

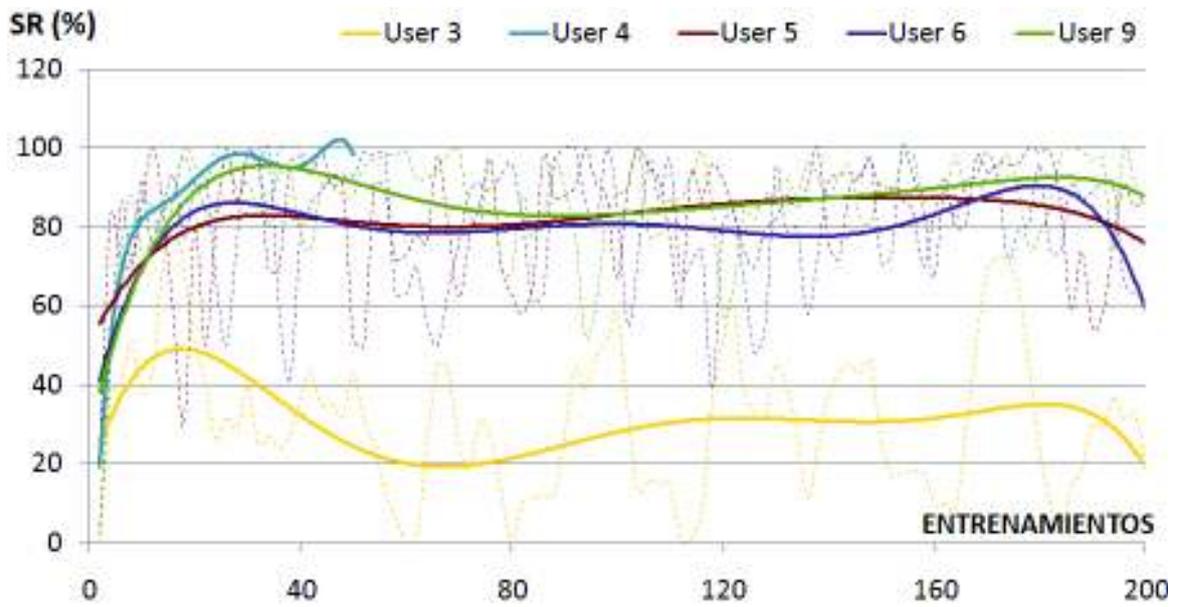


Ilustración 17. Resultados del entrenamiento de la primera acción usando la Suite Cognitiva con Movimientos

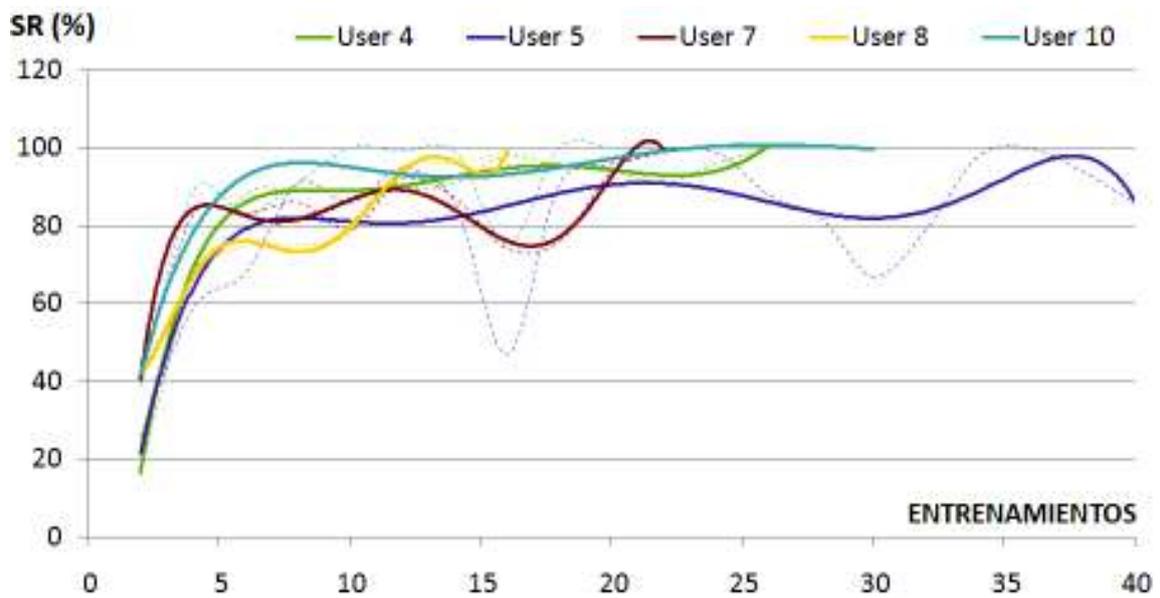


Ilustración 18. Resultados del entrenamiento de la primera acción usando la Suite Cognitiva con Gestos faciales

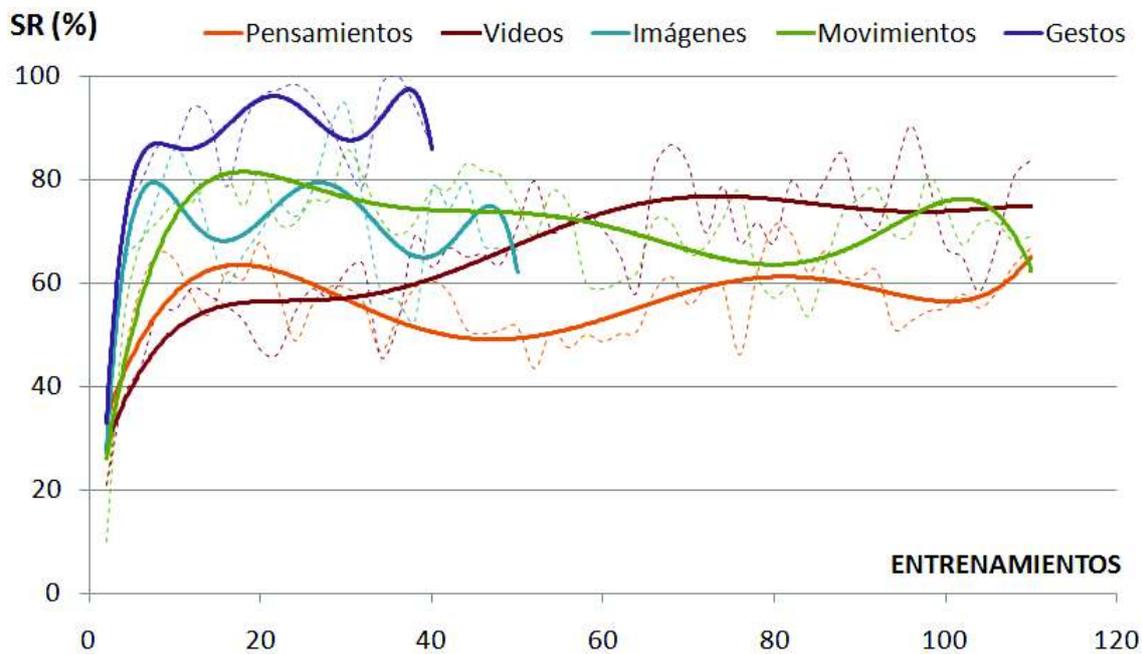


Ilustración 19. Resultados promedio de cada uno de los estímulos en el entrenamiento de la primera acción

En las gráficas anteriores se puede observar que para los diferentes estímulos se obtuvieron resultados muy variados entre los usuarios, habiendo usuarios con muy buenos resultados y otros con resultados muy pobres al hacer el entrenamiento con el mismo estímulo. Esto se cumple con todos los estímulos con excepción del entrenamiento con *Gestos*, en el cual se obtuvieron resultados por encima del 80% de *SR* con todos los usuarios. La variación en los resultados entre usuarios al entrenar el sistema con el mismo estímulo, demuestra que los estímulos responden de diversas formas en cada usuario.

Adicionalmente se observa un comportamiento ondulatorio en las curvas de los entrenamientos, lo cual está asociado a periodos de concentración y desconcentración o de reposo y fatiga en el usuario mientras realiza el entrenamiento. Las pendientes positivas y horizontales en las curvas se asocian a periodos de concentración o reposo, mientras que las negativas se relacionan con desconcentración o fatiga. Se observa también que un periodo de concentración es seguido por uno de desconcentración y que estos periodos son similares en cuanto a su duración.

La Ilustración 19 se puede considerar como la gráfica resumen y la más significativa de este análisis, ya que en ella se muestra una comparación directa entre cada uno de los estímulos utilizados durante los entrenamientos. Es importante en ella no sólo el valor máximo de *SR* alcanzado, sino también la pendiente inicial de cada curva, ya que con ella se muestra la velocidad de cada estímulo para alcanzar buenos resultados. De esta gráfica se puede concluir que tanto por su velocidad para alcanzar buenos resultados como por los resultados alcanzados, los *Gestos* fueron el estímulo que sobresalió entre los demás, mientras que con *Pensamientos* se obtuvieron los resultados más bajos al usar la *Suite Cognitiva*.

Otro aspecto relevante en el análisis de los entrenamientos, es que un usuario puede responder diferentemente ante los distintos estímulos, como se muestra en la Ilustración 20, en donde se puede observar la gran diferencia entre los resultados obtenidos por el usuario 11 al entrenar con *Imágenes*, con lo cual tuvo excelentes resultados, y con *Videos* con lo cual tuvo muy pobres resultados. Este usuario es un hombre de 20 años de edad, de contextura delgada, pelo abundante y que posee con un título Universitario en Ingeniería.

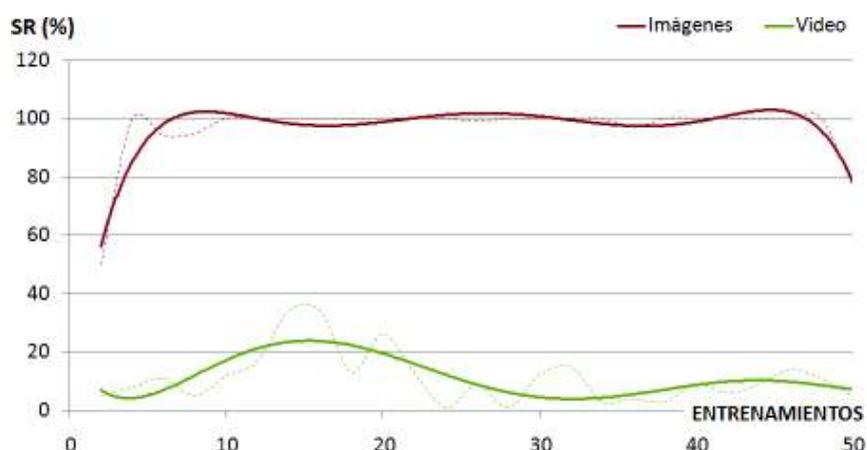


Ilustración 20. Resultados del usuario 11 entrenando la primera acción con *Imágenes* y con *Videos*

4.2.2 Resultados Estadísticos

Para realizar una comparación cuantitativa entre los diferentes estímulos, se crearon algunos indicadores para extraer información que se consideró relevante al momento de determinar si un estímulo es mejor que otro. Estos indicadores, a diferencia del análisis gráfico donde solamente se tuvo en cuenta la primera acción, se aplicaron a las tres acciones entrenadas durante las pruebas.

Los indicadores creados y el valor que estos obtuvieron durante los entrenamientos de cada una de las acciones con los diferentes estímulos, se muestran en la Tabla 9, Tabla 10 y Tabla 11.

Tabla 9. Entrenamiento de la primera acción con los diferentes estímulos utilizando la *Suite Cognitiva*

ACCIÓN 1					
Indicador	Estímulo				
	Pens.	Vid.	Imag.	Mov.	Gest.
Min. Entrenamientos para Alcanzar 75% SR	4	6	4	4	4
Max. Entrenamientos para Alcanzar 75% SR	110	12	30	16	8
Entrenamientos Prom. para Alcanzar 75% SR	27	9	13	8	6
% Usuarios que Alcanzaron 75% SR	83%	75%	100%	100%	100%
Max. SR Alcanzado	100	100	100	100	100
Min. Entrenamientos para Alcanzar Max. SR	10	16	4	12	10
Prom. de Max. SR	89	82	95	96	100
Prom. Entrenamientos para Alcanzar Max. SR	71	46	19	21	22
Max. Entrenamientos para Alcanzar Max. SR	172	116	30	34	26
Usuarios	6	4	4	5	5

Tabla 10. Entrenamiento de la segunda acción con los diferentes estímulos utilizando la *Suite Cognitiva*

ACCIÓN 2					
Indicador	Estímulo				
	Pens.	Vid.	Imag.	Mov.	Gest.
Min. Entrenamientos para Alcanzar 75% SR	N. A.	N. A.	N. A.	N. A.	6
Max. Entrenamientos para Alcanzar 75% SR	N. A.	N. A.	N. A.	N. A.	32
Entrenamientos Prom. para Alcanzar 75% SR	N. A.	N. A.	N. A.	N. A.	12
% Usuarios que Alcanzaron 75% SR	0%	0%	0%	0%	100%
Max. SR Alcanzado	53	25	35	36	100
Min. Entrenamientos para Alcanzar Max. SR	4	2	8	22	14
Prom. de Max. SR	30	16	17	13	95
Prom. Entrenamientos para Alcanzar Max. SR	47	4	6	10	33
Max. Entrenamientos para Alcanzar Max. SR	136	6	8	22	64
Usuarios	6	4	4	3	5

N.A. = No Alcanzado

Tabla 11. Entrenamiento de la tercera acción con los diferentes estímulos utilizando la *Suite Cognitiva*

ACCIÓN 3					
Indicador	Estímulo				
	Pens.	Vid.	Imag.	Mov.	Gest.
Min. Entrenamientos para Alcanzar 75% SR	N.R.	N.R.	N.R.	N.R.	8
Max. Entrenamientos para Alcanzar 75% SR	N.R.	N.R.	N.R.	N.R.	30
Entrenamientos Prom. para Alcanzar 75% SR	N.R.	N.R.	N.R.	N.R.	16
% Usuarios que no Alcanzaron 75% SR	N.R.	N.R.	N.R.	N.R.	100%
Max. SR Alcanzado	N.R.	N.R.	N.R.	N.R.	96
Min. Entrenamientos para Alcanzar Max. SR	N.R.	N.R.	N.R.	N.R.	26
Prom. de Max. SR	N.R.	N.R.	N.R.	N.R.	91
Prom. Entrenamientos para Alcanzar Max. SR	N.R.	N.R.	N.R.	N.R.	32
Max. Entrenamientos para Alcanzar Max. SR	N.R.	N.R.	N.R.	N.R.	32
Usuarios	N.R.	N.R.	N.R.	N.R.	3

N.R. = No Realizado

Los tres primeros indicadores de cada una de estas tablas, sirven para definir el número mínimo, máximo y medio de entrenamientos para alcanzar un valor de SR aceptable para lograr una buena controlabilidad en un sistema determinado. Este valor se definió en un 75% ya que en el sistema de evaluación para dispositivos de movilidad propuesto en el

PIDA (Dawson et al, 2006), un valor mayor a 75% indica que el usuario realiza la tarea óptimamente o con algunas dudas pero sin generar riesgos ni para él ni para otros. Estos tres primeros indicadores sirven de guía para evitar entrenamientos insuficientes, sobreentrenamientos o para definir un número de entrenamientos determinado al diseñar un protocolo de entrenamiento que pretende alcanzar resultados satisfactorios.

El indicador de *Porcentaje de Usuarios que Alcanzaron el 75% en el SR*, indica la probabilidad de éxito en el entrenamiento del sistema al aplicar cada uno de los estímulos en las diferentes acciones.

El Máximo SR Alcanzado muestra el potencial de cada uno de los estímulos en el entrenamiento. *El Mínimo de Entrenamientos para Alcanzar el Máximo SR* indica la cantidad mínima de entrenamientos para alcanzar el mejor resultado en los entrenamientos y *el Máximo SR Promedio* indica la proyección estimada para un entrenamiento con cada estímulo. Por otro lado, *el Promedio de Entrenamientos para Alcanzar el Máximo SR* y *el Máximo Número de Entrenamientos para Alcanzar el Máximo SR* sirven para determinar el punto óptimo del entrenamiento y para evitar sobreentrenamientos. Finalmente *el Número de Usuarios* da validez a los resultados, ya que mientras mayor sea el número de usuarios, más confiables son los resultados obtenidos.

Teniendo clara la función de cada indicador, se pudo analizar la información de la Tabla 9, Tabla 10 y Tabla 11, en donde se observa que el único estímulo que alcanzó buenos resultados en la segunda y tercera acción fue *Gestos*, ya que los demás no pudieron alcanzar más de un 55% en el *SR*. El hecho de haber alcanzado buenos resultados con los *Gestos*, indica que los entrenamientos se hicieron adecuadamente, lo que evita pensar que los resultados obtenidos por los demás estímulos se debieron a fallos en el proceso de entrenamiento.

Como se observa en la Tabla 11, la tercera acción sólo fue entrenada con *Gestos*, ya que los demás estímulos obtuvieron valores de *SR* muy bajos en el entrenamiento de la segunda acción. Estos resultados implican que los valores de *SR* al entrenar la tercera acción serían aún más bajos, conforme a lo que se estableció previamente, por tanto se decidió no hacer estas pruebas.

Aunque no queda explícito en las tablas de resultados de las diferentes acciones y apenas se logra visualizar en los resultados gráficos, más del 73% de los Máximos *SR* fueron alcanzados en los primeros 30 entrenamientos y cerca del 85% de estos se alcanzaron en los primeros 50. Lo anterior sugiere que al realizar más de 50 entrenamientos se puede incurrir en pérdidas de tiempo y en sobre-entrenamiento, lo cual puede disminuir la precisión del sistema, como se indica en el manual de Emotiv® EPOC (Emotiv, 2011).

Para facilitar la comparación entre los estímulos y poder generar un *ranking* de ellos en cuanto a su eficacia para mejorar el entrenamiento de un sistema BCI, se escogieron algunos de los indicadores que se consideraron más relevantes y se graficaron en barras como se observa en la Ilustración 21, Ilustración 22, Ilustración 23 e Ilustración 24.

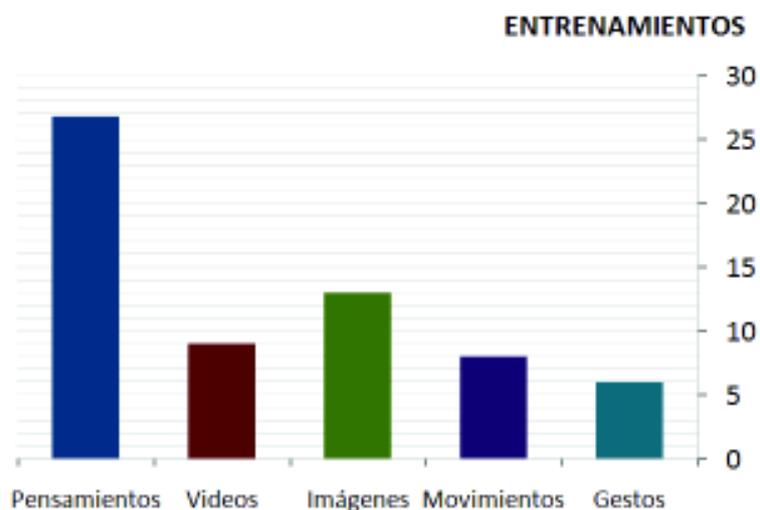


Ilustración 21. Promedio de Entrenamientos para Alcanzar el 75% de *SR* en la primera acción

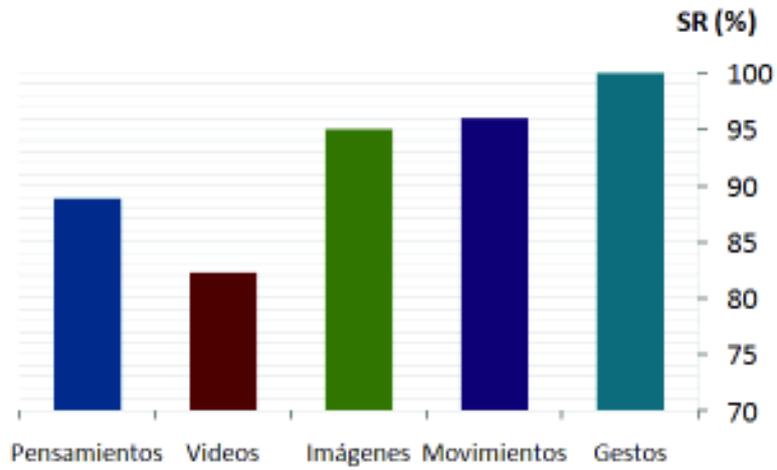


Ilustración 22. Promedio del Máximo SR Alcanzado en la primera acción

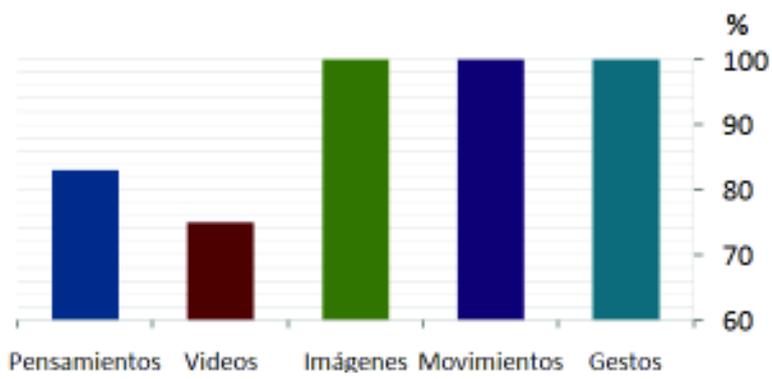


Ilustración 23. Porcentaje de Usuarios que Alcanzaron 75% de SR

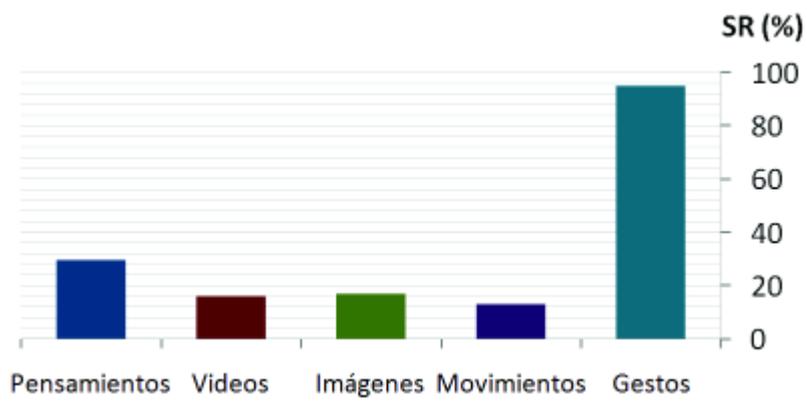


Ilustración 24. Promedio del Máximo SR Alcanzado en la segunda acción

Las gráficas anteriores, permiten comparar visualmente el comportamiento de cada estímulo en los diferentes indicadores. De acuerdo a esto, se asignó un valor entre 1 y 5 a cada uno de ellos, siendo 5 el máximo puntaje. Posteriormente se sumó el resultado en cada gráfica para dar un valor total, con el cual se clasificarán los estímulos para determinar cuál de ellos es el mejor para mejorar el entrenamiento de la BCI. El resultado de esta calificación se muestra en la Tabla 12.

Tabla 12. Evaluación comparativa de cada estímulo de acuerdo a los indicadores más relevantes

Estímulo	Fig. 10	Fig. 11	Fig. 12	Fig. 13	Total
Pensamientos	1	2	4	2	9
Videos	3	1	2	1	7
Imágenes	2	3	3	5	13
Movimientos	4	4	1	5	14
Gestos	5	5	5	5	20

Los resultados de la tabla anterior, son consistentes con lo observado en el análisis gráfico de los entrenamientos realizado en el numeral 4.2.1, donde los Gestos obtuvieron el mejor resultado y los Pensamientos el peor. De acuerdo a los resultados presentados en la Tabla 12 y a que estos son consistentes con el análisis gráfico hecho previamente, se creó una clasificación de los estímulos de acuerdo a cuánto ayudan a mejorar el entrenamiento de la BCI Emotiv® EPOC. La clasificación es mostrada en la Tabla 13.

Tabla 13. Clasificación de los estímulos de acuerdo a la mejora en el entrenamiento que ofrecen

Puesto	Estímulo
1 ^{er}	Gestos
2 ^{do}	Movimientos
3 ^{er}	Imágenes
4 ^{to}	Pensamientos
5 ^{to}	Videos

4.2.3 Observaciones a los Resultados Obtenidos en la Evaluación

Consecuentemente con la clasificación obtenida, y considerando que sólo los Gestos presentaron buenos resultados en las tres acciones utilizando la *Suite Cognitiva*, se decide controlar la silla de ruedas eléctrica utilizada en este proyecto utilizando los Gestos. El hecho de que los demás estímulos no alcanzaran buenos resultados ni en la segunda ni en la tercera acción, hace que no sean elegibles ni para este proyecto ni para cualquier otro proyecto que pretenda controlar un dispositivo mecatrónico, ya que se requieren mínimo dos instrucciones (On y Off) para hacer control. Adicionalmente si se hubiera escogido alguno de los otros estímulos, podrían representar un riesgo para el usuario del sistema y para quienes lo rodean.

Es de resaltar, después del proceso de evaluación realizado, que diferentes estímulos producen diferentes respuestas, lo cual indica que hay uno que es mejor que los otros, este puede ser uno de los aplicados en este trabajo u otro diferente. También es de importancia que un mismo usuario puede tener resultados muy distintos con estímulos diferentes, lo que significa que cada usuario tiene un estímulo que le funciona mejor.

Cabe anotar también que los resultados obtenidos en estas pruebas están condicionados al uso de la BCI Emotiv® EPOC utilizando la *Suite Cognitiva*, y que el uso de otras interfaces cerebro-computador y otras estrategias puede generar resultados diferentes.

En caso que se quiera replicar esta evaluación con otras interfaces cerebro-computador o en condiciones diferentes, el sistema de evaluación creado en este proyecto para la clasificación de los diferentes estímulos puede ser de gran utilidad.

5. DISEÑO ELECTRÓNICO

Como parte fundamental del proyecto, se debía crear un sistema electrónico que permitiera controlar la silla de ruedas de forma que esta pueda ser manejada directamente por la interfaz cerebro-computador. Para ello se planteó intervenir la silla desde su módulo de joystick, ya que es desde allí que se controla el movimiento de esta. La Ilustración 25 muestra un esquema general del sistema de control de la silla de ruedas con los posibles puntos de intervención para manejarla remotamente.

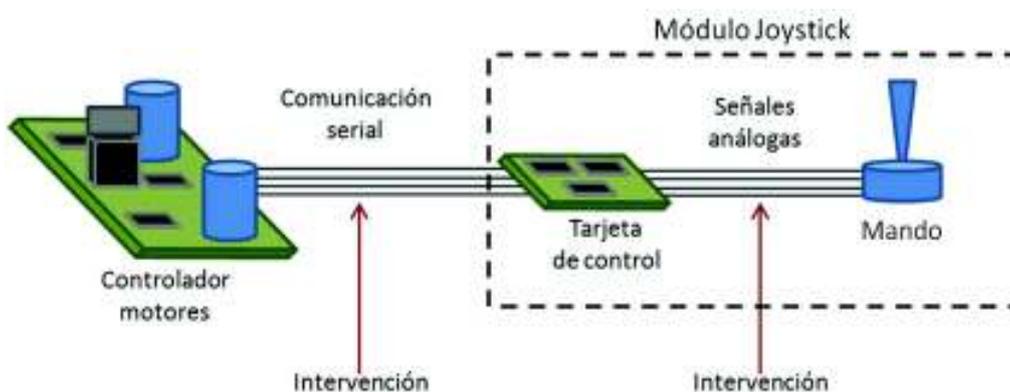


Ilustración 25. Puntos de intervención en sistema de control de silla de ruedas eléctrica

El primer paso antes de desarrollar el sistema de control para la silla de ruedas eléctrica, fue identificar el tipo de señales presentes en los sistemas de control. Para ello se procedió en primera instancia a abrir el módulo del joystick, el cual además del mando del joystick contiene una tarjeta de control, como se puede observar en la Ilustración 25. La función principal de dicha tarjeta es interpretar las señales provenientes del mando y enviarlas a través de una comunicación serial hasta el controlador de los motores.

A continuación se intervinieron las señales que van desde la tarjeta de control hasta el mando, con el fin de determinar su comportamiento y de esta forma poderlas replicar con un nuevo circuito electrónico. Posteriormente se interceptaron las líneas de la

comunicación serial entre la tarjeta de control y el controlador de los motores, de forma que se pudiera tener una nueva alternativa de control de la silla, esta vez no reproduciendo las señales producidas por el mando, sino interviniendo la comunicación.

5.1 SEÑALES ANÁLOGAS DESDE TARJETA DE CONTROL HASTA EL JOYSTICK

El joystick utilizado por la silla corresponde a la patente US7411521 B2 del 12 de agosto de 2008, el cual funciona con cuatro sensores de efecto hall, dos principales para determinar la dirección del movimiento y otros dos de respaldo para detectar errores en las lecturas de los sensores principales. Adicionalmente, dicho joystick maneja rangos específicos de voltaje que permiten la detección de señales erróneas.

La tarjeta de control del joystick y el mando del joystick se conectan originalmente a través de 8 líneas, como lo muestra la Ilustración 26. Para determinar la forma de las señales entre la tarjeta de control y el mando, se utilizó un osciloscopio digital y se leyó cada señal en todos los puntos críticos del joystick, es decir, totalmente hacia adelante, totalmente hacia atrás, totalmente hacia la derecha, totalmente hacia la izquierda y en posición neutral. Adicionalmente se leyeron las señales en puntos intermedios, observando continuidad en la señal a medida que se movía el mando del joystick; también se leyó cada señal mientras se variaba el conmutador para la velocidad, observando que las señales eran invariables ante estas modificaciones.

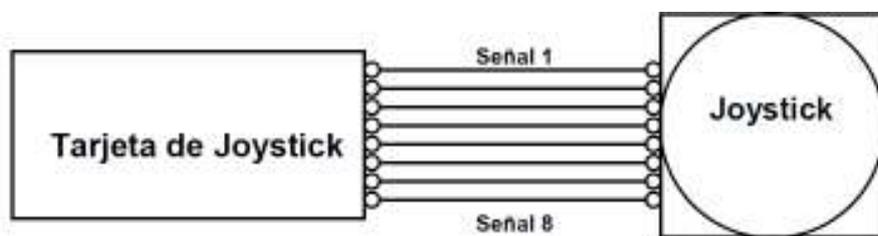


Ilustración 26. Circuito original del módulo de joystick

Para determinar si las señales eran de entrada o de salida, se generó una desconexión y se verificó la presencia de la señal en cada lado. El tener lectura de la señal en un lado, significaba que el dispositivo de ese lado era el que la suministraba, o sea que era señal de salida para ese dispositivo y de entrada para el otro. Como se pretendía simular el mando, se determinó que las señales eran de entrada o de salida con respecto a este.

Las señales del joystick se nombraron de izquierda a derecha teniendo el joystick de frente y en su posición normal de uso, identificándolas desde la señal 1 hasta la señal 8 como se observa en la Ilustración 26.

A continuación se presentan las señales obtenidas de las lecturas y del ejercicio de desconexiones realizadas:

- **Señales 1 y 8:** Estas dos señales presentaron un comportamiento similar y muestran la variación de posición del joystick cuando se desplaza hacia la derecha o hacia la izquierda. La señal tiene un periodo de 10ms, de los cuales 8ms se mantiene en alto (+5V) y en los restantes 2ms muestra una señal variable que indica el cambio en la posición en el mando. Cuando se encuentra en posición neutral, la porción de señal variable se mantiene en 2.52V. Cuando gira a la derecha, la parte variable sube proporcionalmente al desplazamiento del mando desde 2.52V hasta aproximadamente 4.1V. Cuando gira a la izquierda la parte variable baja desde 2.52V hasta un valor cercano a 1.15V. Adicionalmente se reconoció que estas señales eran de salida para el joystick. La Ilustración 27, Ilustración 28 e Ilustración 29 muestran las señales 1 y 8 en los diferentes estados.

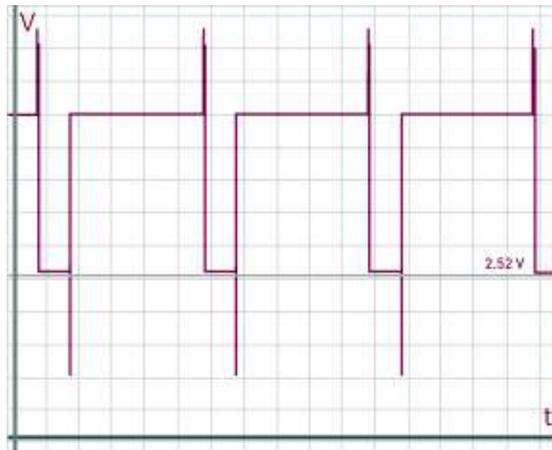


Ilustración 27. Señales 1 y 8 en neutro

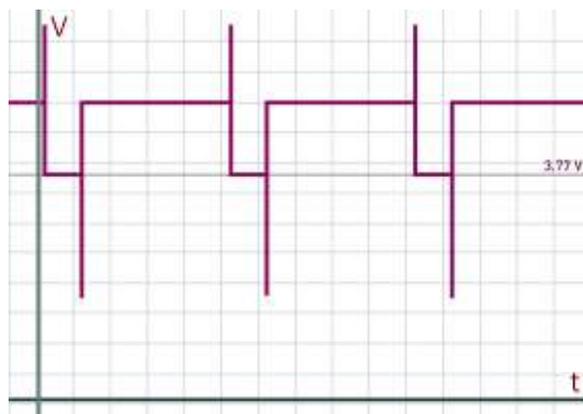


Ilustración 28. Señales 1 y 8 cuando se gira a la derecha.

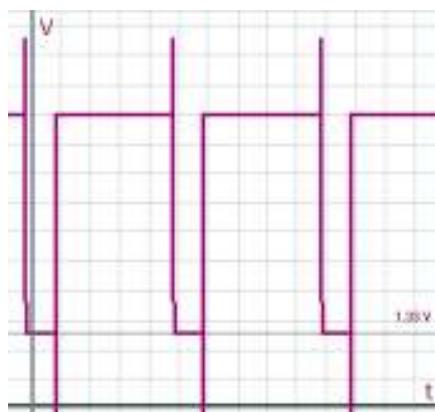


Ilustración 29. Señales 1 y 8 cuando se gira a la izquierda.

- **Señales 2 y 7:** Estas señales indican la variación del mando del joystick cuando se desplaza hacia adelante y hacia atrás. Ambas se comportaron de igual modo y presentaron la misma forma y tipo de variación que las señales 1 y 8. En neutro, la parte variable de la señal está en 2.52V al igual que en las señales 1 y 8. Cuando se desplaza hacia adelante, la parte variable va desde 2.52V hasta cerca de 4.1V y cuando se desplaza hacia atrás va desde 2.52 hasta cerca de 1.15V. Al igual que 1 y 8 son señales de salida del joystick.
- **Señal 3:** Esta señal parece ser una referencia del estado neutro, ya que aunque tiene la misma forma de las señales 1, 2, 7 y 8 cuando están en neutro, no varió cuando el mando pasó por las diferentes posiciones. Es una señal de entrada al joystick. La Ilustración 30 muestra la forma de esta señal.

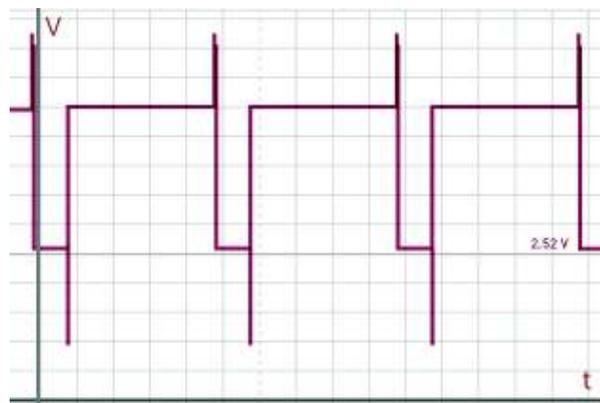


Ilustración 30. Señal 3

- **Señal 4:** Esta señal se encuentra como desconectada o no tiene una función determinada en el circuito, ya que este último funciona de igual modo cuando esta señal se encuentra conectada o desconectada.
- **Señal 5:** Es la señal de alimentación de +5Vdc.

- **Señal 6:** Es una señal de sincronización, ya que es una señal digital. Conserva los mismos tiempo de las señales 1, 2, 3, 7 y 8, esto es 8ms en +5V y 2ms en 0V. Ésta señal es una entrada al joystick. La Ilustración 31 muestra la forma de la señal 6.

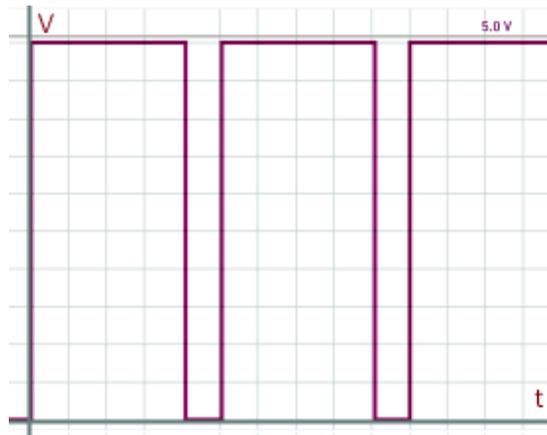


Ilustración 31. Señal 6.

Si alguna de estas señales es desconectada, exceptuando la señal 4, el sistema entra en un modo de fallo donde la silla no puede ser manejada. Para salir de este modo de fallo se debe apagar y reiniciar la silla.

5.2 COMUNICACIÓN SERIAL ENTRE EL MÓDULO DEL JOYSTICK Y EL CONTROLADOR DE LOS MOTORES

Como se había mencionado con anterioridad, el módulo del joystick establece una comunicación serial con el controlador de los motores. Esta comunicación no es estándar, ya que no se ha llegado a un acuerdo para la comunicación de los dispositivos de entrada de las sillas de ruedas eléctricas ni de los controladores de éstas, a pesar de los muchos intentos que se han realizado para conseguirlo (Simpson, 2005). Adicionalmente, el proveedor de la silla no suministró el protocolo de comunicación a pesar de haberlo contactado, razón por la cual se intentó descifrar dicho protocolo.

Para comprender la comunicación, se identificó la trama y secuencia del protocolo, para lo cual se utilizó un osciloscopio. Algunos osciloscopios digitales como el Fluke® 125 y Fluke® 192B fueron utilizados, pero con ellos no se pudo tener una lectura clara del protocolo de comunicación, ya fuera por discontinuidades en la función de almacenamiento de la señal o por una baja resolución en la función de acercamiento de la imagen. Se utilizaron también otros tipos de dispositivos como la tarjeta de adquisición de datos NI6341 de National Instruments®, la cual posee un módulo especializado en LabView® para leer y almacenar señales; con esta se pretendía almacenar al menos 10 señales completas y determinar así una secuencia en el protocolo. El resultado con esta tarjeta no fue positivo, ya que se perdían datos en el almacenamiento.

Finalmente, se utilizó un osciloscopio UNI-T® UTD2062CE de 60MHz con una resolución de 1.000.000.000 de muestras por segundo. Con éste, también había pérdida en las señales almacenadas, pero al tener tan buena resolución, se tomó un pantallazo con una porción de la comunicación y se hizo un acercamiento de esta, permitiendo identificar la trama y una secuencia de 10 datos de forma clara, como se muestra en la Ilustración 32.

En la parte superior de la Ilustración 32 se observa la secuencia completa de datos y en la inferior el acercamiento a esta, donde se logra identificar los datos de la comunicación. De aquí se extrae que la comunicación es digital de 0 a 5Vdc y que tiene un periodo de bit de 26µs, lo cual representa una frecuencia de 38.4KHz.

Teniendo ya identificada la trama de la señal, se prosiguió a determinar qué parte de la señal era enviada por el módulo del joystick, qué parte por el controlador de los motores y en qué momento el canal se encuentra disponible (alta impedancia). De esta forma se evitaría utilizar el canal cuando el controlador de los motores se encuentre enviando información, ya que esto podría ocasionar un corto circuito en la línea que puede afectar tanto al dispositivo que fue construido como al controlador de los motores.

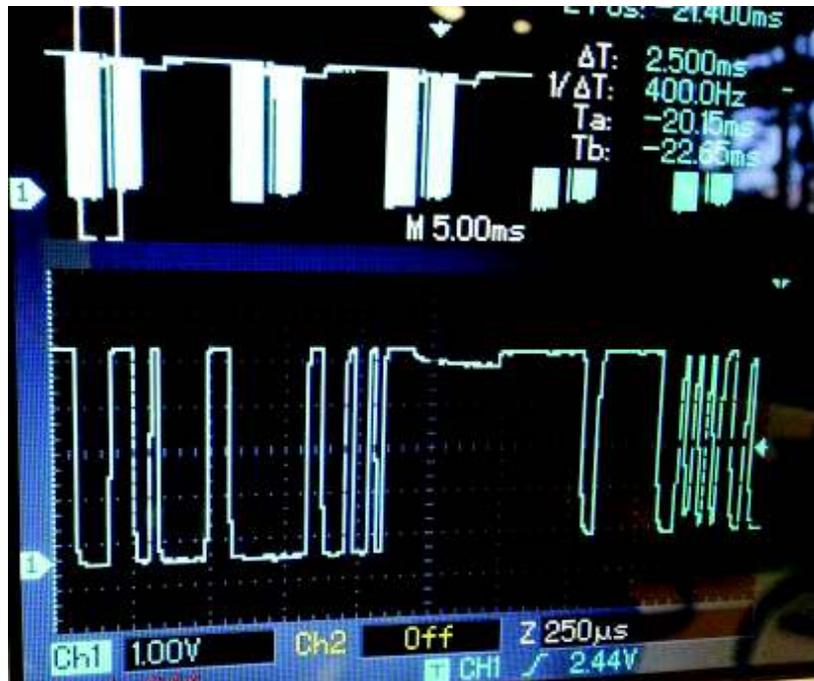


Ilustración 32. Señal de comunicación completa entre el módulo de joystick y el controlador de los motores (foto tomada por Luis David Jiménez, 12 de sept. de 2012, Espacio para la Integración Tecnológica, Universidad EAFIT)

Para identificar los tiempos de la comunicación, se instaló una resistencia de $22\text{K}\Omega$ desde la línea de la señal serial hasta tierra, con el fin de crear una derivación de poca corriente que produjera pérdidas en la señal de comunicación. Estas pérdidas pudieron ser observadas en el osciloscopio, ya que al aumentar la carga y teniendo una potencia máxima constante, el voltaje disminuye. Al observar la diferencia de pérdidas de señal en distintas partes de la comunicación, se lograría identificar qué parte es producida por una fuente y cuál por la otra, ya que son fuentes distintas. Haciendo esto, todavía no se define qué parte de la señal proviene del controlador y cuál del módulo del joystick. Adicionalmente para hacer este experimento, se referenció la derivación con respecto a tierra y no a +5V, ya que la parte que no lleva información, que es cuando el canal se encuentra disponible, se muestra a +5V. Si esta parte de la señal se mostrara a tierra (0V),

la resistencia se debía haber referenciado a +5V, para poder producir un cambio en esta y hacerla evidente al compararla con la señal original.

La Ilustración 33 muestra el circuito utilizado para identificar las diferentes fuentes de señal en la comunicación entre el módulo del joystick y el controlador de los motores.

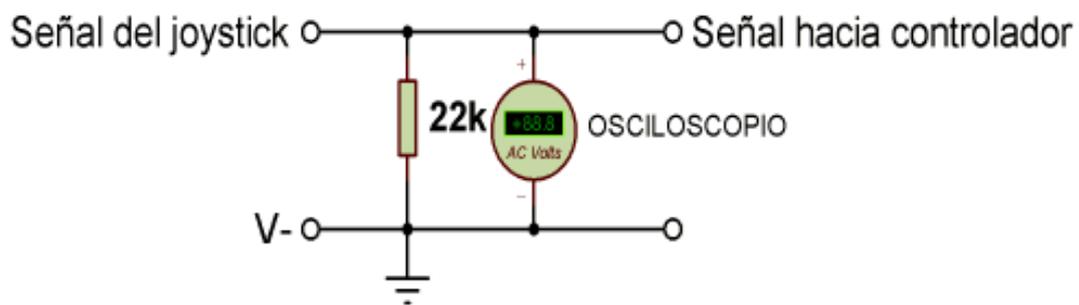


Ilustración 33. Circuito para determinar fuente de una señal por diferencial de pérdidas

Con esta técnica para identificar fuentes diferentes se logró encontrar porciones de señal con características diferentes, una parte proveniente del controlador de los motores y otra perteneciente al módulo del joystick. Adicionalmente se logró identificar los momentos en que el canal se encuentra en alta impedancia (modo de escucha o disponible) lo cual es de gran importancia pues ayuda a determinar con precisión la trama de los datos y evita generar cortos circuitos en la línea.

Los resultados de este experimento se muestran en la Ilustración 34, en donde se observan series de datos de distinto voltaje, una con valor pico de 2.5Vdc aproximadamente (encerrada en rectángulo rojo) y la otra con un valor pico de alrededor de 1Vdc (encerrada en rectángulo verde). Esto indica que provienen de fuentes diferentes, siendo una la señal del joystick y la otra la proveniente del controlador. Para determinar las zonas de alta impedancia (encerradas en rectángulo amarillo), se realiza un comparativo con la señal de la Ilustración 32, identificando zonas donde la señal cambia de estado debido a la resistencia a tierra.

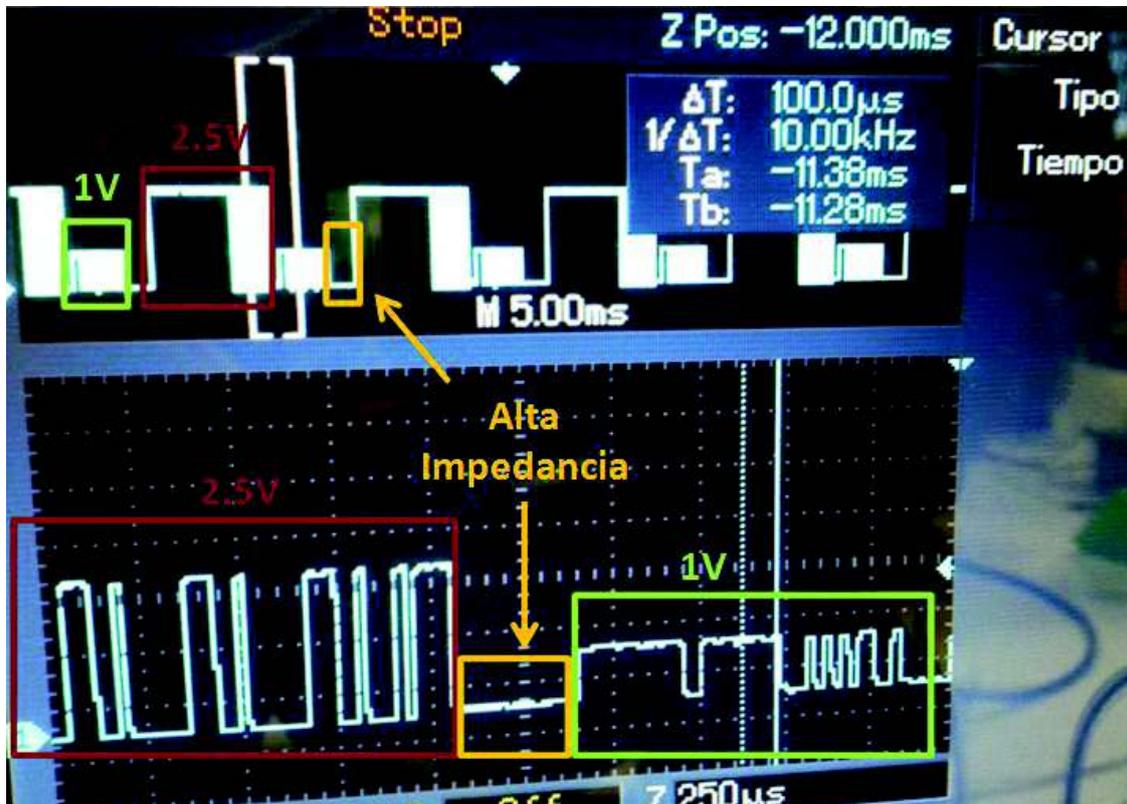


Ilustración 34. Identificación de fuentes diferentes y de alta impedancia (foto tomada por Luis David Jiménez, 12 de sept. de 2012, Espacio para la Integración Tecnológica, Universidad EAFIT)

Después de identificar las diferentes zonas de la señal, se procedió a determinar qué parte de la señal provenía del joystick y cuál del controlador. Para ello se intervino el canal y aprovechando que hay transmisión de información desde ambas partes, se generó una desconexión de la línea, conservando el osciloscopio conectado a la línea proveniente del joystick, con el fin de mirar las señales que son enviadas desde el joystick, antes de que se genere un error de desconexión.

La Ilustración 35 muestra la señal enviada por el módulo del joystick al generar la desconexión de la línea. Después de un análisis de ésta, se concluyó que el joystick envía señal de +5V por 4.08ms (encerrado en rectángulo rojo), seguido de 72 bits de información (encerrado en rectángulo verde) y permanece 4.08ms en alta impedancia

(encerrado en rectángulo amarillo), periodo en el cual el controlador de los motores envía su respuesta al módulo del joystick.

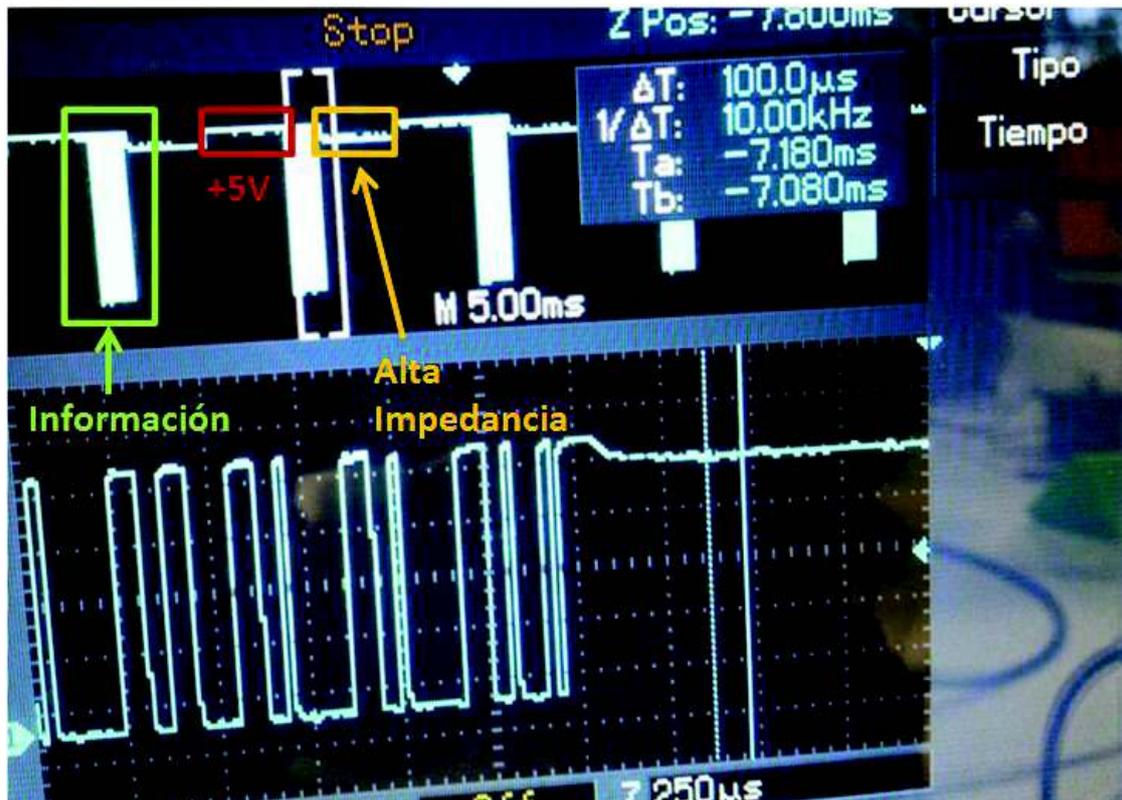


Ilustración 35. Señal enviada por el módulo del joystick (foto tomada por Luis David Jiménez, 12 de sept. de 2012, Espacio para la Integración Tecnológica, Universidad EAFIT)

Posteriormente se hizo una lectura de los 72 bits de señal a una serie de datos consecutivos con el fin de determinar tipos de datos y la secuencia de éstos. Para el caso más simple se utilizó la señal neutra en una secuencia de 5 datos y después de 10 datos (máxima resolución que permite el osciloscopio para tener una lectura medianamente clara). El resultado de esta lectura es que el joystick en estado neutro envía 3 tipos diferentes de señales, que para el caso se llamaron señales tipo A, B y C, las cuales fueron plenamente identificadas con el osciloscopio tanto en sus niveles de voltaje como en los tiempos de cada variación de la señal. Las secuencias de los datos se muestran en la Ilustración 36 e Ilustración 37.

Tipo de dato

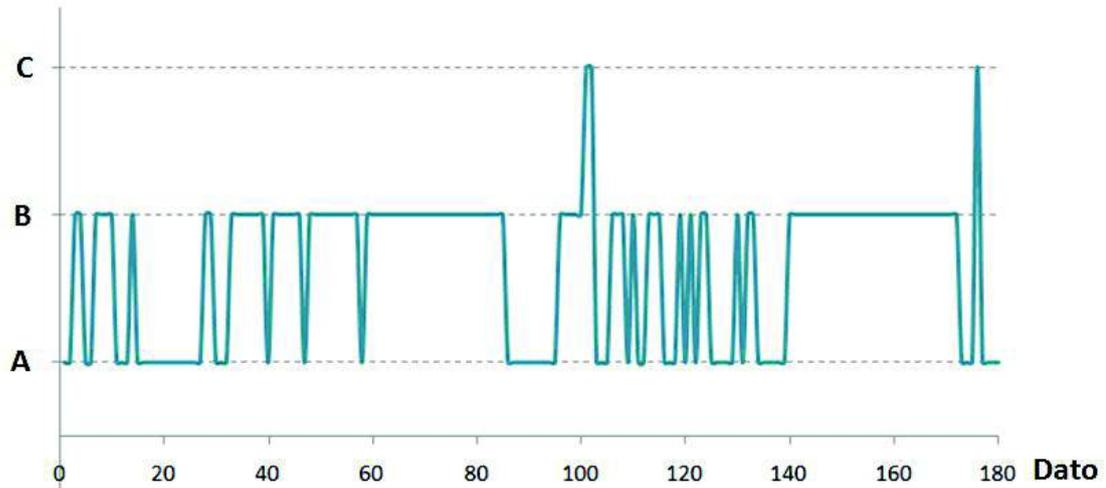


Ilustración 36. Secuencias de 5 datos en comunicación serial con joystick en neutro

Tipo de dato

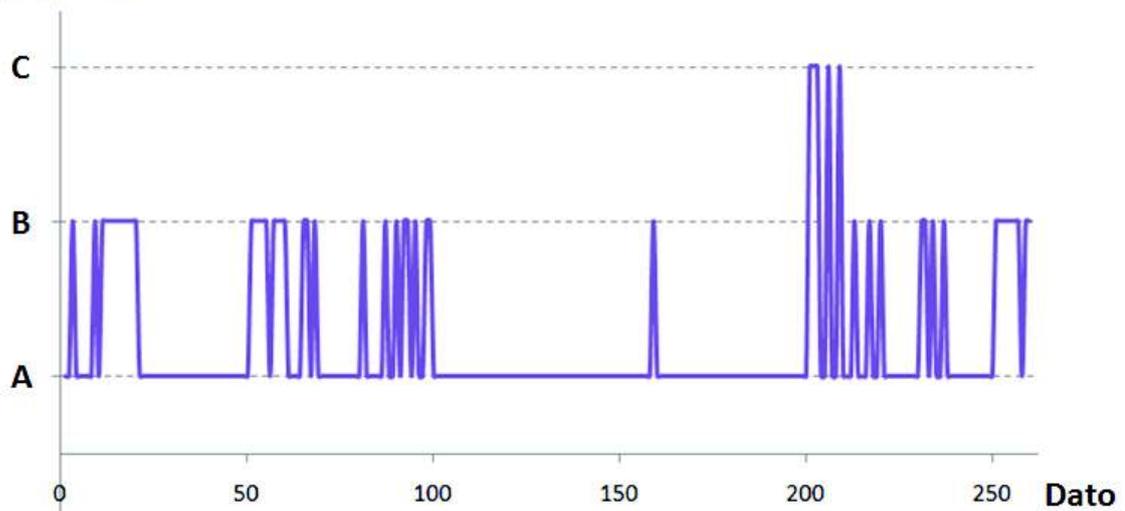


Ilustración 37. Secuencias de 10 datos en comunicación serial con joystick en neutro

Del análisis de los gráficos de las secuencias no se logró extraer una secuencia lógica, aunque hubo una mayoría de datos tipo A, seguido por datos tipo B y por último se vio una gran minoría de datos tipo C.

Adicionalmente se leyeron algunos datos de la señal en giro a la derecha, giro a la izquierda, adelante y atrás. El análisis de estas señales sumado al análisis más completo realizado a las señales de neutro, mostró que la porción de la señal que lleva la información, presenta 36 bits invariables y otros 36 donde está contenida la información respectiva al tipo de señal entregada por el joystick y su valor respectivo.

5.3 SELECCIÓN DEL MÉTODO DE INTERVENCIÓN AL SISTEMA DE CONTROL DE LA SILLA DE RUEDAS

Debido a que no se conoce el protocolo de comunicación entre el módulo del joystick y el controlador de los motores y a que este no pudo ser determinado por los experimentos realizados, se decidió realizar el control de la silla de ruedas interviniendo directamente las señales del joystick. Esta decisión trajo algunas ventajas como la facilidad de implementación, el no trabajar con comunicaciones no estandarizadas y el no interferir con el control de errores ni con los demás sistemas de control interno de cada silla. Esto también conllevó a tener que adicionar un módulo extra a la silla y tener que intervenir el sistema, como se mostrará en el siguiente numeral. En el caso de haber elegido intervenir la comunicación, se hubiera añadido un módulo de fácil conexión y desconexión reemplazando el módulo del joystick.

5.4 INTERVENCIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL DE LA SILLA DE RUEDAS ELÉCTRICA Y REPRODUCCIÓN DE LAS SEÑALES DE CONTROL

Después de haber definido la forma para intervenir la silla de ruedas eléctrica, se diseñó un circuito capaz de simular las señales generadas por el joystick. Este debía garantizar la sincronía entre estas y las señales de entradas al joystick. Para ello se creó un circuito análogo, que relaciona casi directamente las señales de entrada al joystick con las de

salida de éste, siendo intervenido únicamente por un microcontrolador para producir el nivel de voltaje variable de las señales 1, 2, 7 y 8.

El circuito se dividió en dos partes, la primera encargada de hacer la intervención de las líneas que van desde la tarjeta de control del joystick hasta el joystick, de forma que se puedan utilizar ya sea las señales originales de la silla o las señales generadas por el sistema de acuerdo a las instrucciones enviadas por la interfaz cerebro-computador. La segunda parte del circuito tiene por función simular las señales del joystick de acuerdo a las instrucciones recibidas por la BCI y la comunicación con el computador. La primera parte del circuito se muestra en la Ilustración 38.

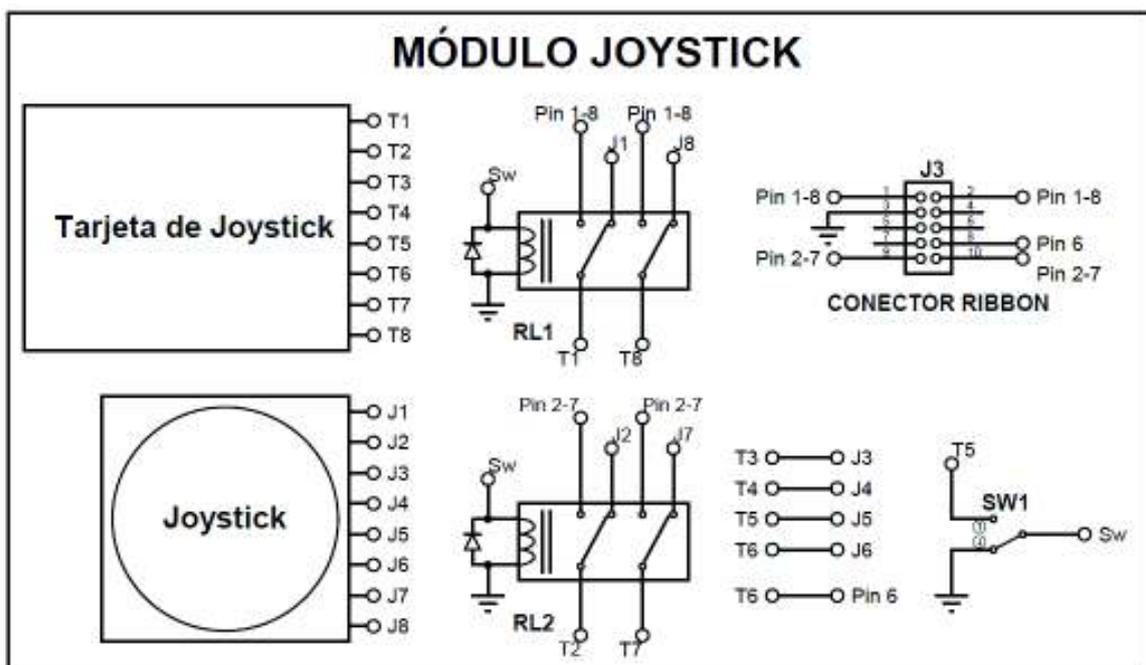


Ilustración 38. Circuito de intervención al módulo del joystick

La primera parte del circuito está compuesta básicamente por dos pequeños relés de 2 polos y 2 posiciones los cuales se activan simultáneamente con la actuación de un interruptor que controla el cambio de modo, es decir si el sistema funciona con el mando del joystick o con la BCI. La alimentación de los relés se toma de la señal 5 del joystick,

pues en la tarjeta de control se observó que esta línea provenía directamente de un regulador LM7805, el cual puede entregar hasta 1.5A, lo cual es muy suficiente para manejar estos relés cuyo consumo es inferior a 50mA cada uno. El tiempo de respuesta de los relés es inferior al tiempo requerido antes de que se produzca un error por desconexión en el sistema de la silla, por lo cual, pueden hacerse cambios del modo de control mientras la silla de ruedas se encuentra en funcionamiento.

Para permitir la conexión con el resto del sistema, se instaló un conector *ribbon* de 10 pines a la carcasa del módulo del joystick. Todos estos componentes y las líneas de conexión entre estos se ubicaron dentro del módulo del joystick, aprovechando algunos espacios muertos dentro de él.

La Ilustración 39 muestra la segunda parte del circuito, la cual se encarga de la generación de las señales del joystick y de la comunicación con el computador. Este circuito consta principalmente de circuitos análogos basados en transistores MOSFET canal N y canal P que toman las señales de entrada al joystick y las operan para obtener las señales deseadas de acuerdo a la instrucción recibida por la BCI. Se utiliza también un microcontrolador PIC 18F4550 tanto para la comunicación USB con el PC como para generar la componente variable de las señales mediante la aplicación de un filtro pasabajos análogo a una señal de PWM. Se escogió este tipo de microcontrolador ya que tiene un módulo de comunicación USB y además cuenta con dos módulos de PWM que son necesarios para simular los dos tipos diferentes de señales con parte variable, o sea las señales 1 y 8, y las señales 2 y 7.

La Ilustración 40, Ilustración 41 e Ilustración 42 muestran el funcionamiento de los subsistemas principales de la parte 2 del circuito para comprender cómo a partir de la señal 6 proveniente de la tarjeta de control del joystick, se logran obtener las señales 1, 2,

7 y 8 las cuales son las que se deben simular, ya que son las que determinan el movimiento de la silla de ruedas eléctrica para adelante, atrás, izquierda o derecha.

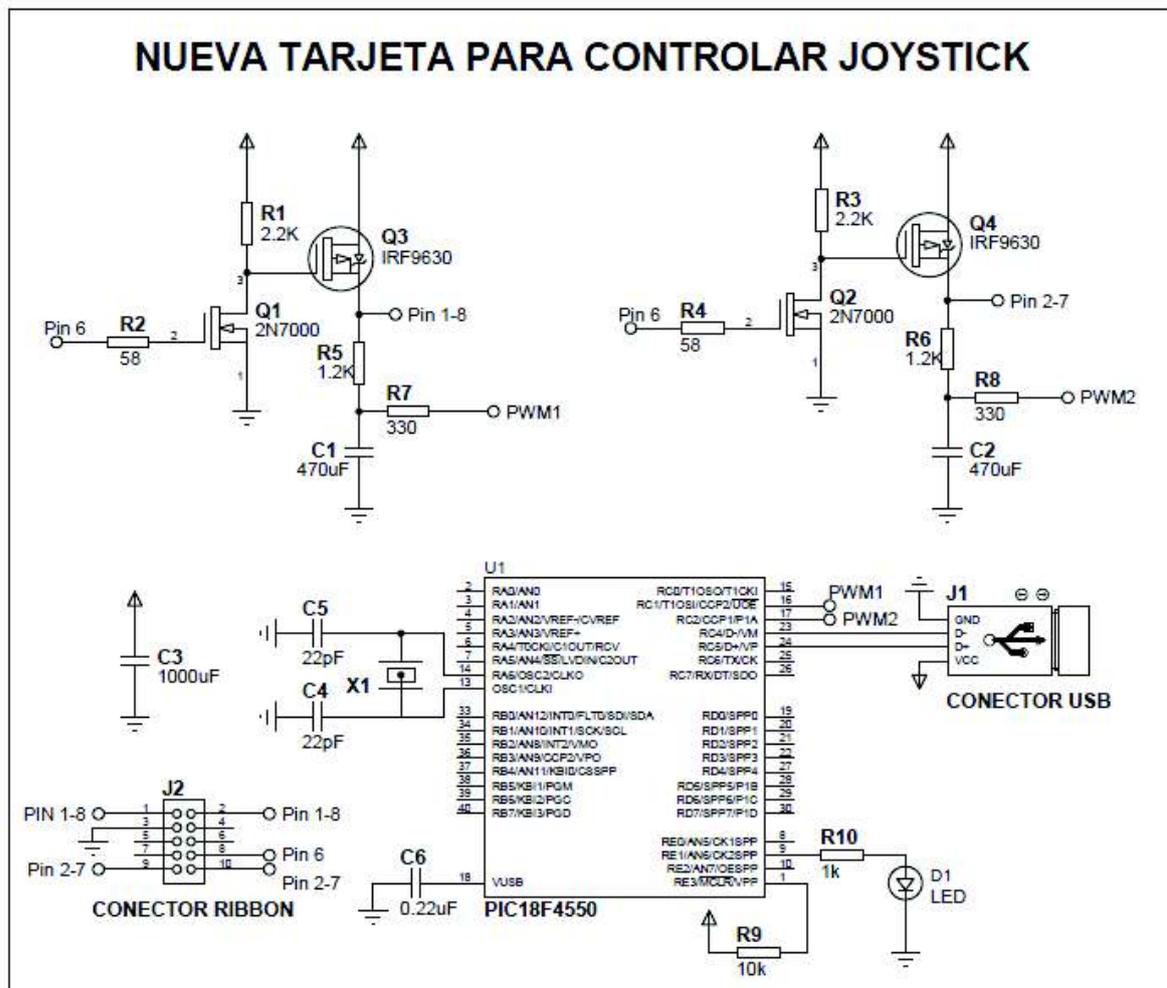


Ilustración 39. Circuito para la simulación de señales del joystick y comunicación con el PC

La Ilustración 40 muestra cómo actúa el filtro pasabajos aplicado a una de las señales de PWM producidas por el microcontrolador. Se observa que la señal PWM es convertida en una señal de DC y que la variación del ciclo útil de la señal de PWM se ve reflejada en una variación del nivel de la señal de DC.

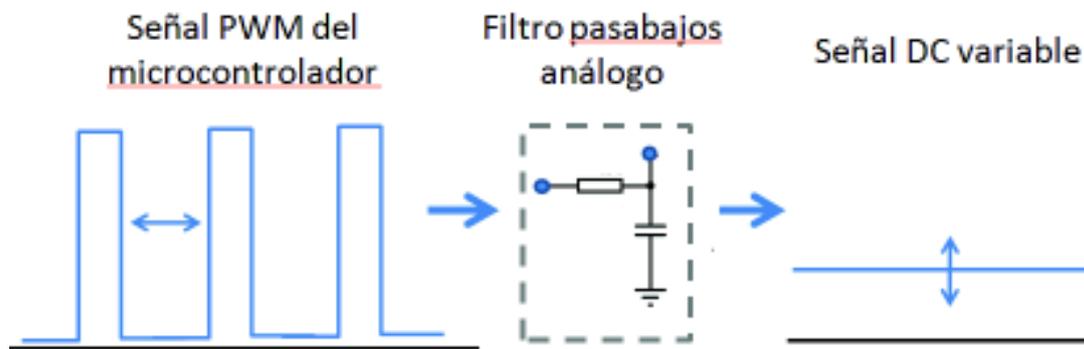


Ilustración 40. Transformación de PWM a señal de DC variable

La Ilustración 41 muestra la función del MOSFET canal N, el cual se encarga de negar la señal 6 para ser utilizada en una etapa posterior del circuito.

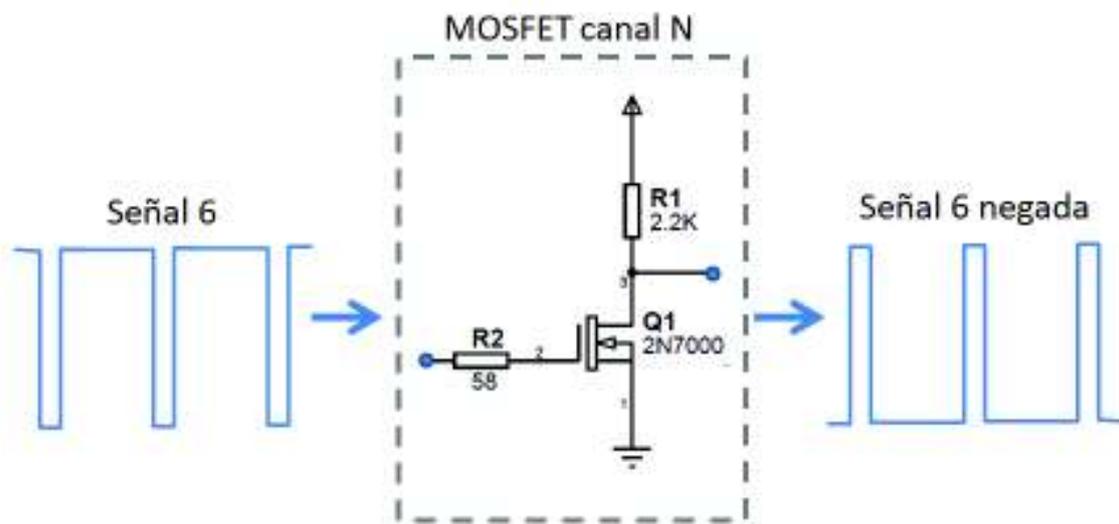


Ilustración 41. Funcionamiento de MOSFET canal N

La Ilustración 42 muestra cómo a partir de la señal 6 negada y de la señal de DC variable se logra conseguir la forma de la señal que va a ser utilizada para reproducir las señales de control para la silla de ruedas. Esta señal tiene una componente invariable que va a +5V y otra parte variable que se controla desde el microcontrolador mediante la variación del ciclo útil del PWM.

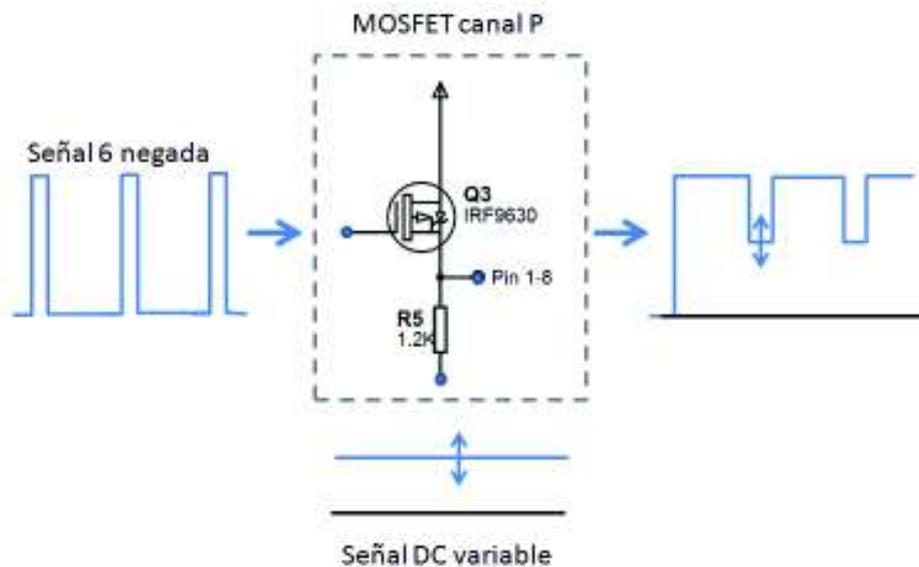


Ilustración 42. Funcionamiento del MOSFET canal P para producir la forma de las señales 1,2,7 y 8.

Cabe anotar que se reproducen sólo dos señales, la señal 1 y la señal 2, cada una con uno de los módulos de PWM del microcontrolador. Luego, aprovechando que el comportamiento de las señales 1 y 8 es igual, lo mismo que sucede con las señales 2 y 7, se interconectan estas líneas, de modo que la señal 1 y 8 quedan como una sola línea, lo mismo que la 2 y la 7.

Hace parte también de este circuito la conexión USB, cuyas señales de datos simplemente se conectan a los pines destinados para dicha comunicación en el microcontrolador. Adicionalmente se aprovecha la condición de que el USB puede ser utilizado como fuente de energía y se alimenta todo el circuito desde la terminal Vcc del USB, la cual está a +5Vdc.

Al igual como se intervino el mando de la silla de ruedas y se simularon las señales del joystick, se pueden intervenir los controles de mando de otros dispositivos mecatrónicos para manejarlos a través de la interfaz cerebro-computador. Entre otros, este sistema

puede ser adaptado a camas eléctricas de uso médico, televisores u otros dispositivos que posean una unidad de mando, con los cuales pueda interactuar un paciente con discapacidad severa, especialmente con tetraplejía.

5.5 COMUNICACIÓN ENTRE EL PC Y EL SISTEMA PARA CONTROLAR LA SILLA DE RUEDAS ELÉCTRICA

Para escoger el modo de transmisión entre el PC y la tarjeta desarrollada para controlar la silla de ruedas eléctrica, se tuvo en cuenta aspectos como el tipo de aplicación, la facilidad en la implementación, el costo, la velocidad de transmisión, la confiabilidad de la transmisión, la seguridad y sus características de alimentación.

De acuerdo a los criterios anteriormente expuestos, se utilizó un protocolo USB 2.0 ya que cumple satisfactoriamente con los requerimientos del proyecto y es superior en muchos de ellos a una comunicación inalámbrica. Es adecuado, ya que como se muestra más adelante, se manda un mensaje de 3 bytes (48 bits con encabezados) cada 5ms, lo que significa que se requiere una velocidad de 0.01Mbps, mientras el USB 2.0 puede funcionar a 480Mbps (Compaq et al, 2000). Además USB es un protocolo de bajo costo, que soporta aplicaciones de tiempo real, que está ampliamente difundido, lo que permite encontrar desarrollos para diversos dispositivos (Compaq et al, 2000). Esto es de mucha importancia para futuras etapas del proyecto, ya que se pretende reemplazar el PC por algún tipo de *board* para desarrollos, como la Panda board o Raspery board (Jennings, 2012).

Adicionalmente el protocolo USB 2.0 es capaz de entregar +5Vdc y 1.5A (Wikipedia, 2012), lo cual sirve de alimentación para dispositivos de baja corriente, como es el caso de la tarjeta diseñada para reproducir las señales del joystick, la cual consume un máximo de 220mA, ya que el microcontrolador consume no más de 200mA (Microchip, 2007) y la circuitería aproximadamente 20mA.

Para la comunicación entre el PC y la tarjeta, se definió una comunicación unidireccional, desde el PC hasta la tarjeta, debido a que no es necesaria una retroalimentación desde la tarjeta hasta el PC, ya que no hay información de interés para el programa que corre en el PC que pueda ser suministrada por la tarjeta. Cabe anotar que esta unidireccionalidad se da solamente en el envío de información, ya que sí hay una bidireccionalidad interna para el control de errores, de flujo y de otros procesos internos del protocolo de comunicación USB.

Para el mensaje entre el PC y la tarjeta, se definió que solamente se enviarían 5 instrucciones (adelante, atrás, girar a la derecha, girar a la izquierda y neutro), que es lo máximo que permite el sistema de la BCI. Se definió también que no se enviaría un dato con la intensidad de la instrucción, aunque podría ser extraída del programa, debido a que esta intensidad es difícil de controlar por parte del usuario del sistema. En su lugar se definió una intensidad límite a partir de la cual el sistema envía la orden, con lo cual se evita enviar falsas instrucciones y se mejora la controlabilidad del sistema.

Debido a que no hay una retroalimentación por parte del sistema de control de la silla, se decidió enviar un mensaje compuesto, que aumente la seguridad de la información transmitida. Así, la estructura del mensaje es: **dato+* ; donde el '*' y el '+' son los componentes añadidos para aumentar la seguridad de los datos; y el conjunto de datos enviados de acuerdo a cada instrucción se muestra en la Tabla 14.

Tabla 14. Tabla datos para las instrucciones del mensaje de la comunicación USB

Instrucción	Dato
Neutro	n
Adelante	f
Atrás	b
Girar a la izquierda	l
Girar a la derecha	r

5.6 SENSÓRICA DE SEGURIDAD PARA EL SISTEMA

Debido a que el manejo del sistema desarrollado depende del entrenamiento de su usuario, era necesario instalar un sistema de seguridad que garantizara la integridad física del paciente. Adicionalmente como el público objetivo para el producto son personas con discapacidad severa, especialmente personas con cuadriplejia, todo atributo que evite situaciones riesgosas cuya solución dependa de la habilidad del usuario, es de gran importancia para el sistema.

Considerando los posibles riesgos en los que puede incurrir el usuario del sistema, se dio gran importancia a los huecos y escaleras en bajada, por el daño que puede sufrir el paciente si cae en uno de ellos, por lo cual se realizó un análisis más profundo para la detección de estos riesgos. También se tuvo en cuenta otros obstáculos con los cuales el usuario puede toparse mientras conduce la silla de ruedas con la BCI, como lo son paredes, sillas e incluso otras personas.

De acuerdo a lo identificado en el estado del arte, se debía utilizar una sensórica combinada, de fácil y discreta implementación y que no representara un cambio considerable en la relación costo/beneficio. Por ello se decidió utilizar sensores infrarrojos combinados con sensores de ultrasonido, ya que como se indicó en el estado del arte presentan características complementarias y son de bajo costo (Borgolte et al, 1998), por lo cual son muy utilizados en diferentes proyectos. Los sensores utilizados fueron el ultrasónico SFR05 y el infrarrojo GP2Y0A02YK, los cuales tienen una distancia de detección mayor a 1.5m y son ampliamente utilizados a nivel local. Estos sensores pueden verse ya instalados en la Ilustración 45.

También era necesario, de acuerdo al estado del arte, tener en cuenta las características de frenado de la silla, por lo cual se realizaron algunas pruebas de frenado, las cuales

serán posteriormente comparadas con la distancia de sensado de los sensores, tanto de los infrarrojos como de los de ultrasonido.

Tabla 15. Resultado de pruebas de frenado de la silla de ruedas eléctrica

Velocidad	DFD (cm)	DFR (cm)	DS (cm)	DRD = DFD – DS (cm)	DRR = DFR - DS (cm)
Máxima	105	82	35	70	47
3/4	80	65	35	45	30
1/2	55	45	35	20	10
1/4	30	23	35	-5	-12
Mínima	15	10	35	-20	-25

DFD: Distancia de frenado desacelerando

DFR: Distancia de frenado reversando

DS: Distancia del sensor a la llanta

DRD: Distancia de reacción desacelerando

DRR: Distancia de reacción reversando

La Tabla 15 muestra los resultados de las pruebas de frenado que se realizaron a la silla de ruedas eléctrica. Para ello se varió la velocidad máxima de la silla desde una perilla incorporada en el módulo del joystick, yendo desde la máxima velocidad hasta la mínima y pasando por 3/4 de velocidad, 1/2 y 1/4. Además el frenado se realizó de dos formas distintas, la primera simplemente dejando de acelerar y la segunda acelerando hacia atrás durante 3 segundos. También se tuvo en cuenta la distancia desde las llantas hasta la ubicación de los sensores, los cuales se definió que irían bajo el porta-pies, ya que allí quedarían poco visibles y al ser la parte más delantera de la silla, permitía una mejor capacidad de reacción ante los riesgos. Con estos datos se calcularon las distancias de reacción a las que deben responder los sensores para detectar vacíos, como lo son los huecos y escaleras en bajada, con ambas formas de frenado. Los valores negativos indican que los sensores son capaces de reaccionar incluso estando más atrás de la ubicación que se definió. La Ilustración 43 muestra la ubicación de la sensorica para la detección de vacíos, donde se aprecia la distancia entre esta y la llanta de la silla.

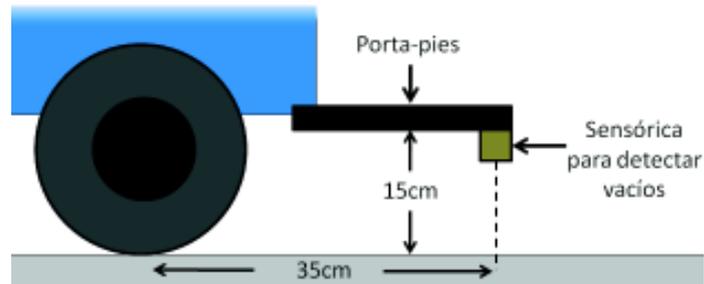


Ilustración 43. Ubicación de sensórica para detectar vacíos

De las pruebas de frenado sobresale la gran diferencia entre desacelerar y reversar, además que si se quiere conducir la silla a su máxima velocidad, los sensores deben responder a obstáculos o vacíos que se encuentren a más de 47cm. También se observa que se pueden ubicar sensores perpendiculares al terreno a 1/4 de la velocidad y a mínima velocidad, esto puede verse en que la distancia de reacción mínima para estas velocidades es negativa.

Para la detección de vacíos, se tuvo en cuenta que el sistema debía reaccionar mínimo a 47cm de un vacíos para poder reaccionar a tiempo. De acuerdo a esto, se realizaron pruebas simulando la posición de los sensores desde el porta-pies y midiendo la distancia de reacción de estos ante el vacío. Para ello se construyó un modelo en Lego® el cual permitía variar el ángulo de los sensores desde la altura a la cual serían instalados los sensores bajo el porta-pies al tiempo que permitía acercarse o alejarse del vacío. El sistema construido en Lego® para determinar el ángulo de incidencia de los sensores se muestra en la Ilustración 44, en este se variaba el ángulo de los sensores combinando los diferentes pines de unión entre las fichas del Lego® y posteriormente se medía con un goniómetro para determinar la inclinación. El sistema podía desplazarse debido a que tenía ruedas libres. Para medir la respuesta de los sensores a diferentes distancias del vacío se utilizó un osciloscopio.



Ilustración 44. Sistema en Lego® para determinar el ángulo de instalación de los sensores para detectar vacíos (foto tomada por Luis David Jiménez, 13 de marzo de 2013, Espacio para la Integración Tecnológica, Universidad EAFIT)

El resultado de las pruebas de variación de los ángulos de los sensores para determinar la distancia máxima a la cual eran capaces de detectar un vacío se muestra en la Tabla 16.

Tabla 16. Resultado de pruebas de detección de vacíos variando el ángulo de los sensores

Sensor	Ángulo con respecto a la horizontal	Distancia teórica (cm)	Distancia medida (cm)	Observaciones
Infrarrojo	menor a -15°	-	-	No detecta piso
Infrarrojo	-15°	56	53	Muy poca variación
Infrarrojo	-17°	49	52	Muy poca variación
Infrarrojo	-20°	41	45	Variación bien definida
Ultrasonido	mayor a -50°	-	-	No detecta piso
Ultrasonido	-50°	12	10	Tiene problema con los bordes
Ultrasonido	menor a -50°	-	-	Se descarta por poca distancia

De las pruebas de detección de vacíos, se concluyó que los sensores de ultrasonido no responden adecuadamente ante superficies inclinadas, por lo cual fueron descartados para esta detección. Por otra parte se observó la conveniencia de conducir la silla de

ruedas a 3/4 de su velocidad máxima, ya que a la máxima velocidad los sensores no ofrecen variaciones bien definidas de la señal al detectar los vacíos a la distancia requerida, con lo cual se incurre en riesgo de que no actúen adecuadamente. También se observó que el ángulo ideal para los sensores utilizados para detectar vacíos es de -20° , ya que a con esta inclinación cubren una buena distancia con la suficiente variación en la respuesta para garantizar su lectura. Adicionalmente se pudo identificar que los sensores utilizados tienen muy poco ángulo de visión, ya que responden casi a la misma distancia que la teórica, la cual se halló geoméricamente.

En cuanto a la detección de obstáculos se instalaron 4 sensores, dos infrarrojos y dos de ultrasonido, los cuales se ubicaron en la parte inferior del porta-pies apuntando hacia el frente de la silla. En el extremo derecho del porta-pies se instalaron uno infrarrojo y uno ultrasónico y lo mismo se hizo en el extremo izquierdo. Estos sensores, al igual que el sensor para la detección de vacíos, se controlaron con un sistema independiente al controlador de la tarjeta principal, ya que se requieren muchos recursos para su funcionamiento, tanto por el procesamiento necesario para la lectura como por el número de pines utilizados. El utilizar un procesador diferente al principal para controlar la sensórica de seguridad del sistema, se ha utilizado en otros proyectos como OMNI (Borgolte et al, 1998), UMIDAM (Mazo et al, 1995), el desarrollado por Fezari y Bousbia-Salah (Fezari y Bousbia-Salah, 2007), el de Argyros y su equipo (Argyros et al, 2002), entre otros.

Los sensores infrarrojos y de ultrasonido se utilizan como respaldo el uno del otro. Así, se envía una señal de detección cuando alguno de los dos se active, lo que en lógica respondería al comportamiento de la función disyuntiva "O" u "OR".

El módulo seleccionado para realizar el control de los sensores fue el Arduino® Mega, ya que presenta gran facilidad en la programación para ello y además también puede ser

alimentado por USB. La función del módulo Arduino® Mega es generar las señales necesarias para el funcionamiento de los sensores, especialmente de los ultrasónicos; leer las señales de respuesta y enviar señales digitales al controlador de la tarjeta principal.

De acuerdo a la señal enviada por los sensores instalados, el Arduino® Mega, envía 4 señales al controlador de la tarjeta principal, las cuales son:

- **Señal de Vacío:** Esta señal se pone en 1 lógico cuando el sensor de vacío detecta un riesgo y en 0 lógico cuando no lo detecta. El controlador principal al recibir un 1 lógico en esta señal, bloquea las funciones de ir adelante y de girar, sólo permite la función de reversar.
- **Señal de obstáculo a 35cm:** Esta señal se activa cuando alguno de los sensores para detectar obstáculos encuentra uno a menos de 35cm. El valor de 35cm corresponde a que la distancia de frenado a $3/4$ de la velocidad, a la cual se sugirió conducir la silla para la detección efectiva de vacíos, es de 30cm y a que se dejan 5 cm de tolerancia. Esta distancia no se extiende más para no restringir el movimiento del usuario, ya que la distancia de sensado se convierte como en una extensión física de las dimensiones de la silla. Cuando el controlador principal lee que se activó esta señal, no permite el movimiento hacia adelante, pero sí el resto de movimientos.
- **Señal de obstáculo a 25cm a la derecha:** Se activa cuando se detecta un obstáculo a menos de 25cm con alguno de los sensores de la derecha. Cuando el controlador principal recibe una activación en esta señal, además de bloquear el movimiento hacia adelante, bloquea el giro a la derecha, permitiendo solo reversar y girar a la izquierda. Se toman 25cm, ya que la velocidad de giro es inferior a la de desplazamiento recto.

- **Señal de obstáculo a 25cm a la izquierda:** Se comporta igual que la anterior pero en vez de ser con los sensores de la derecha es con los de la izquierda y en lugar de bloquear el giro hacia la derecha lo hace hacia la izquierda.

Finalmente se instalaron bajo el porta-pies un sensor infrarrojo con una inclinación de -20° para detectar vacíos y 4 sensores, dos infrarrojos y dos ultrasónicos, apuntando hacia el frente para detectar obstáculos como se muestra en la Ilustración 45. Se utilizó sólo un sensor infrarrojo para detectar vacíos debido a los pobres resultados que obtuvieron los ultrasónicos para esta detección.



Ilustración 45. Sensor instalada en la silla para la detección de riesgos para el usuario (foto tomada por Luis David Jiménez, 10 de mayo de 2013, Espacio para la Integración Tecnológica, Universidad EAFIT)

Esta sensorica no se instaló al momento de hacer las pruebas del sistema, las cuales se muestran en el capítulo 6 de este trabajo, ya que lo primordial en estas pruebas era verificar la controlabilidad del sistema con la BCI, para lo cual la sensorica podía influir en el comportamiento del sistema.

6. EVALUACIÓN DEL SISTEMA DESARROLLADO

De acuerdo a lo presentado en los capítulos anteriores, se creó un sistema basado en la interfaz cerebro-computador Emotiv® EPOC, la cual envía señales de la actividad cerebral de un usuario, vía Bluetooth, hasta un computador. En el computador, un software desarrollado traduce estas señales en instrucciones, y las envía vía USB hasta una tarjeta electrónica desarrollada para controlar una silla de ruedas eléctrica Pride® Jazzy Select Elite. Esta tarjeta electrónica interviene el sistema de control de la silla de ruedas, más específicamente, interrumpe las líneas de conexión del joystick y reproduce las señales de este de acuerdo a las instrucciones recibidas, de esta forma se maneja la silla de ruedas conforme a la intención del usuario. Para controlar el sistema, el usuario utiliza gestos faciales, ya que se determinó que era la forma como se podía obtener una mayor correspondencia entre la intención del usuario y las instrucciones ejecutadas. El sistema completo desarrollado se muestra en Ilustración 46.



Ilustración 46. Sistema desarrollado siendo controlado por un usuario sano utilizando Gestos (foto tomada por Luis David Jiménez, 10 de dic. de 2012, Espacio para la Integración Tecnológica, Universidad EAFIT)

En este capítulo se evalúa la efectividad del sistema desarrollado. Para esto, se aplicó el protocolo de pruebas sugerido en el PIDA y se calificó el desempeño de la silla en cada una de las actividades propuestas. Para realizar esta calificación, se creó un único indicador de efectividad en el cual se toma en cuenta tanto la consecución de la tarea como los recursos utilizados para lograrlo. La evaluación se hizo en primera instancia controlando la silla de ruedas con el joystick y posteriormente con la interfaz cerebro-computador. Finalmente se compararon los resultados obtenidos con ambos.

6.1 INDICADOR DE EFECTIVIDAD PARA EVALUAR EL SISTEMA

Para desarrollar el sistema de evaluación con el cual se comprobó la efectividad del sistema, se tomaron como base el sistema de evaluación propuesto en el PIDA (Dawson et al, 2006) y el indicador NASA-TLX (NASA, 1988). Estos dos sistemas de evaluación han sido utilizados en otros procesos de evaluación de sillas de ruedas eléctricas para personas con algún tipo de discapacidad, como el trabajo realizado por la doctora Rosalie Wang y su equipo (Wang et al, 2011) en el Instituto de Rehabilitación de Toronto en el año 2011. En este, se usaron estos dos sistemas de evaluación independientemente, para evaluar la eficacia el primero, y la eficiencia el segundo. A diferencia del trabajo realizado por la doctora Wang y su equipo, donde se calificó cada aspecto por separado, este trabajo unifica la calificación, permitiendo facilitar la comparación y clasificación de los diferentes sistemas.

Con base en que la efectividad se define como el logro de una tarea planteada (eficacia) con la menor cantidad de recursos posible (eficiencia) (Mejía, 1998), se creó un indicador de efectividad basado en la eficacia, hallada con el PIDA, y en la eficiencia medida con el NASA-TLX.

El valor del NASA-TLX y el de la calificación del PIDA son inversos entre sí con relación al resultado deseado, puesto que mientras menor sea el NASA-TLX se considera un mejor resultado (se requiere menor desgaste) y mientras mayor sea la evaluación del PIDA el resultado es mejor (se logra el objetivo de mejor forma). De acuerdo a esta condición, se propuso un cambio en el sistema de calificación del PIDA, en el cual originalmente se asigna un valor de 1 cuando el usuario no puede realizar la tarea y de 4 cuando se realiza la tarea de forma fluida, segura y en el primer intento. El cambio propuesto es calificar con 1 el mejor desempeño y con 4 cuando no se puede realizar la tarea indicada. Este cambio hace que tanto el NASA-TLX como la evaluación entregada por el PIDA se comporten de igual forma ante el resultado deseado y se pueda crear un indicador que utilice la multiplicación entre ambos, lo cual tiene ventajas sobre las operaciones con división que pueden presentar altos valores o divisiones por 0.

Aunque uno de los ítems para hallar el indicador NASA-TLX tiene en cuenta el desempeño en la prueba, lo cual también es evaluado en el PIDA, se decidió conservar tanto el ítem del NASA-TLX como el sistema de calificación propuesto en el PIDA. Esta decisión se fundamentó en que en el PIDA se presenta una evaluación más completa de este criterio y que el NASA-TLX está diseñado originalmente con él.

Así, para hallar el indicador de efectividad deseado, en primer lugar se multiplica el valor que entrega el NASA-TLX por el valor de la evaluación del PIDA modificado y se divide por 4. La división por 4 está propuesta originalmente en la calificación total del PIDA para normalizar el valor de esta, ya que puede llegar hasta 4. El valor de esta multiplicación, que representa el desgaste para lograr la actividad, se resta de uno y finalmente se porcentualiza. La Ecuación 3 muestra la fórmula del indicador de efectividad creado.

$$Efectividad = \left(1 - NASA_TLX * \frac{PIDA_{modificado}}{4} \right) * 100\%$$

Ecuación 3. Ecuación del índice de efectividad creado

El valor de efectividad propuesto, tiene potencial de alcanzar el 100% si no se produce desgaste y se logra la tarea de forma fluida, segura y en el primer intento, o 0% cuando se produce el máximo desgaste y no se logra la tarea asignada. En la ecuación propuesta, vuelve a tomar valor el haber dejado el ítem de desempeño del NASA-TLX, ya que sin este, se podría lograr un 100% de efectividad cuando no se produjera desgaste aunque no se hubiera logrado la tarea.

Con este indicador de efectividad se evaluó cada una de las actividades sugeridas por el protocolo PIDA. Finalmente, para determinar la calificación total del sistema, se sumó el resultado obtenido en cada una de las acciones y se dividió por el número de acciones ejecutadas. La Ecuación 4 muestra la fórmula para la calificación general del sistema.

$$Efectividad\ Total = \frac{\sum Efectividades}{Nro.\ Actividades\ evaluadas}$$

Ecuación 4. Ecuación para determinar la efectividad total del sistema

6.2 PROTOCOLO DE PRUEBAS PARA EVALUACIÓN DEL SISTEMA

Como guía para realizar las pruebas de la silla y asegurar que estas se hicieran adecuadamente, se elaboró un protocolo de pruebas detallado, el cual tiene en cuenta materiales, formatos y procedimiento a seguir.

Las actividades del protocolo se agruparon de igual forma como se hace en el PIDA. A continuación se muestra el protocolo de pruebas para las actividades realizadas en la habitación, como ejemplo de las demás pruebas. El protocolo de pruebas completo se muestra en el Anexo 2.

6.2.1 Protocolo de Pruebas en la Habitación

Identificación de la Prueba	1
Tipo de Prueba	Prueba de Usuario
Componente / Sistema sometido a prueba	Sistema completo
Objetivo de la prueba	Evaluar el desempeño de la silla de ruedas eléctrica en diferentes situaciones dentro de una habitación, siendo controlada tanto por el joystick como por la interfaz cerebro-computador.

6.2.1.1 Descripción de la prueba:

Se realizarán varios intentos de aproximación a los principales objetos dentro de la habitación con el fin de simular la posible interacción que se puede tener con cada uno de ellos. Esta prueba se realizará primero con el joystick y posteriormente con la interfaz cerebro-computador y se comparan los resultados obtenidos con cada uno de ellos.

6.2.1.2 Usuarios:

Para las pruebas alfa se utilizaron 10 usuarios sin limitaciones de movilidad.

6.2.1.3 Materiales:

- Silla de ruedas eléctrica controlada por el joystick
- Silla de ruedas eléctrica controlada por la interfaz cerebro computador
- 1 Cama o un sustituto para la prueba
- 1 Cómoda con cajón cerrado o un sustituto para la prueba

- 1 Clóset con puerta cerrada o un sustituto para la prueba
- 1 Camisa para ubicar encima de la cómoda o un sustituto para la prueba
- 2 formatos *PIDA*
- 12 formatos de Hoja de evaluación NASA-TLX

6.2.1.4 Descripción detallada de la prueba:

- 1 El evaluador explica a cada usuario las tareas a realizar durante la prueba.
- 2 El evaluador presenta al usuario los formatos de calificación tanto el PIDA como el NASA-TLX y le explica la forma de calificación y el diligenciamiento de los formatos.
- 3 El usuario ubica la silla de ruedas al lado de la cama o un sustituto controlándola con el joystick, tanto a la derecha como a la izquierda y en ambos casos llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del PIDA. Esto se hace a modo de prueba, con el objeto de que el usuario se familiarice con el sistema de calificación. Si el usuario ya se ha familiarizado con los formatos de evaluación se omite este paso.
- 4 El usuario lleva la silla de ruedas con el joystick hasta el lado derecho de la cama o un sustituto de modo que pueda pasarse hasta la cama directamente.
- 5 El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del PIDA.
- 6 El usuario lleva la silla de ruedas con el joystick hasta el lado izquierdo de la cama o un sustituto de modo que pueda pasarse hasta la cama directamente.
- 7 El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del PIDA.
- 8 El usuario se posiciona frente a una cómoda o un sustituto con el joystick y saca algo de alguno de los cajones o toma algo de la superficie.
- 9 El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del PIDA.

- 10 El usuario se posiciona frente al closet o un sustituto con el joystick de modo que sea capaz de abrir la puerta de éste.
- 11 El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del PIDA.
- 12 El usuario, con colaboración del evaluador, realiza la evaluación de los pesos de cada uno de los parámetros utilizando la Hoja de Recuento de Fuentes de Desgaste NASA-TLX
- 13 El evaluador diligencia la Hoja de Evaluación Ponderada NASA-TLX para las actividades realizadas y saca el valor definitivo del NASA-TLX en cada una de ellas.
- 14 El evaluador realiza la cuantización total de cada una de las pruebas utilizando el Indicador de Efectividad descrito anteriormente y diligencia el Formato de Calificación Combinado con los valores del PIDA, del NASA-TLX y del Indicador de Efectividad.
- 15 Se repiten los pasos del 4 al 14, pero en vez de controlar la silla de ruedas con el joystick, se hace a través de la interfaz cerebro-computador.
- 16 El evaluador compara resultados entre el manejo con el joystick y la interfaz cerebro computador y saca conclusiones.

6.3 RESULTADOS DE LA EVALUACIÓN DEL SISTEMA

Como se mencionó con anterioridad, las pruebas para determinar el funcionamiento del sistema se tomaron del protocolo utilizado en el PIDA. Estas pruebas se realizaron en primer lugar manejando la silla con el joystick y posteriormente controlando la silla con la BCI. En cada una de las prueba se evaluó el sistema con el indicador NASA-TLX y con el sistema de evaluación del PIDA modificado. Con el NASA-TLX y el PIDA modificado se halló el valor de efectividad para cada una de las pruebas y finalmente se totalizaron los resultados hallando la calificación final del sistema.

Aunque se aplicaron las pruebas a varios usuarios, el protocolo de pruebas se aplicó completamente sólo a uno de ellos, debido al gran número de actividades (54 incluyendo las del joystick y las de la BCI) y a la demanda temporal de cada una de ellas. La gran cantidad de pruebas realizadas, contando el usuario que completó el protocolo y los que no lo completaron, sirvieron para probar tanto el funcionamiento del sistema como el marco de calificación creado.

En la Ilustración 47, Ilustración 48 e Ilustración 49 se muestra el diligenciamiento de los formatos de calificación usados en el NASA-TLX para una acción determinada.

HOJA DE EVALUACIÓN NASA-TLX											
Usuario	Juan David Roldán					Tarea	Girar a la izquierda - BCI				
DEMANDA MENTAL	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	Baja					Alta					
DEMANDA FÍSICA	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	Baja					Alta					
PRESIÓN DE TIEMPO	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>				
	Baja					Alta					
RENDIMIENTO	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>				
	Bueno					Pobre					
ESFUERZO	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	Baja					Alta					
FRUSTRACIÓN	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	Baja					Alta					

Ilustración 47. Formato de calificación NASA-TLX con evaluación para Girar a la Izquierda con BCI

HOJA DE RECUENTO DE FUENTES DE DESGASTE NASA-TLX		
Usuario:	Juan David Roldán	Fecha: 10/12/2012
Escala	Recuento	Peso
DEMANDA MENTAL	4	27%
DEMANDA FÍSICA	1	7%
PRESIÓN DE TIEMPO	3	20%
RENDIMIENTO	5	33%
ESFUERZO	2	13%
FRUSTRACIÓN	0	0%

Ilustración 48. Hoja de recuento de fuentes de desgaste NASA-TLX con evaluación para Girar a la Izquierda con BCI

HOJA DE EVALUACIÓN PONDERADA NASA-TLX			
Usuario: <u>Juan David Roldán</u>		Prueba: <u>Girar a la izquierda - BCI</u>	
Escala	Calificación	Peso	Calificación Ajustada
DEMANDA MENTAL	2	27%	53%
DEMANDA FÍSICA	1	7%	7%
PRESIÓN DE TIEMPO	5	20%	100%
RENDIMIENTO	5	33%	167%
ESFUERZO	2	13%	27%
FRUSTRACIÓN	2	0%	0%
		Total	353%
CALIFICACIÓN DEFINITIVA (Total/15)			24%

Ilustración 49. Hoja de Evaluación Ponderada NASA-TLX con evaluación para Girar a Izquierda con BCI

La Ilustración 50 muestra encabezado del Formato de Calificación Combinado (PIDAmodificado y NASA-TLX) en el cual se compila toda la información de las pruebas para hallar el resultado de final de efectividad del sistema.

FORMATO DE CALIFICACIÓN COMBINADO (PIDAmodificado Y NASA-TLX)				
Para llenar este formato, previamente se debe hacer la evaluación NASA-TLX para cada conjunto de actividades.				
Calificación PIDA_{inv}				
<ol style="list-style-type: none"> 1 Óptimo desempeño: El usuario es capaz de realizar la tarea en un solo intento y de forma suave y segura. 2 El usuario completa la tarea con titubeos, requiere varios intentos, requiere restricciones de velocidad y/o golpea paredes u otros objetos de forma ligera, pero sin causar daño. 3 El usuario realiza la tarea golpeando objetos o personas de forma que les puede generar algún daño. 4 El usuario es incapaz de completar la tarea. 				
ACTIVIDAD	Puntaje PIDA_{inv}	Puntaje NASA-TLX	Indicador de efectividad	Comentarios

Ilustración 50. Encabezado Formato de Calificación Combinado (PIDAmodificado y NASA-TLX)

La Ilustración 51, Ilustración 52 e Ilustración 53 muestran el formato de calificación combinado con datos reales de un usuario controlando la silla de ruedas con la BCI y el valor de efectividad del sistema cuando se maneja con la BCI.

HABITACIÓN				
1. Acceso a la cama - Derecha	1	22%	0,945	Terceras pruebas
2. Acceso a la cama - Izquierda	2	28%	0,86	
3. Aproximación la cómoda.	1	26%	0,935	
4. Aproximación al clóset.	1	29%	0,9275	
CUARTO DE BAÑO				
5. Entrar al cuarto de baño	2	42%	0,79	Quintas pruebas
6. Aproximación al lavamanos	3	46%	0,655	
7. Aproximación al mueble sanitario	3	58%	0,565	
8. Salir del cuarto de baño	3	49%	0,6325	
PUERTAS				
9. Puerta deslizante	1	15%	0,9625	Sextas pruebas
10. Puerta de botón o activador	1	15%	0,9625	
11. Puerta común estrecha	2	27%	0,865	

Ilustración 51. Formato Combinando con evaluación de actividades en Habitación, Cuarto de Baño y Puertas usando BCI

ASCENSOR				
12. Entrar al ascensor	1	39%	0,9025	Cuartas Pruebas
13. Ubicarse en el ascensor	3	44%	0,67	
14. Salir del ascensor	2	37%	0,815	
PARQUEO				
15. Parqueo debajo de la mesa	3	52%	61%	Primeras pruebas
16. Parqueo al lado de la mesa	2	51%	75%	
17. Parqueo en reversa	2	36%	82%	
18. Parqueo paralelo	2	42%	79%	
RAMPAS				
19. Subir la rampa	1	30%	0,925	Últimas pruebas
20. Bajar por la rampa	1	20%	0,95	

Ilustración 52. Formato Combinando con evaluación de actividades en Ascensor, de Parqueo y en Rampas usando BCI

HABILIDADES EN EL MANEJO				
21. Girar a la derecha	1	24%	0,94	Segundas pruebas
22. Girar a la izquierda	1	24%	0,94	
23. Girar 180°	1	14%	0,965	
24. Manejar en reversa	1	14%	0,965	
25. Manejo en área congestionada	2	40%	0,8	
26. Circuito con obstáculos	3	37%	0,7225	
27. Obstáculos inesperados	4	53%	0,47	
EFFECTIVIDAD TOTAL			82%	
CALIFICACIÓN				
EFFECTIVIDAD TOTAL = $\frac{\text{Sumatoria de Efectividades de los ítems realizados} * 100\%}{\text{(número de ítems realizados)}}$				
Indicador de Efectividad = $(1 - (\text{NASA-TLX}) * \text{PIDAinv}/4) * 100\%$				

Ilustración 53. Formato Combinando con evaluación de actividades de Habilidad en el Manejo usando BCI y Calificación Final de Efectividad del Sistema con BCI

La Ilustración 54, Ilustración 55 e Ilustración 56 muestran el formato de calificación combinado con datos reales de un usuario controlando la silla de ruedas con el joystick y el valor de efectividad del sistema cuando se maneja con este.

HABITACIÓN				
1. Acceso a la cama - Derecha	1	10%	0,975	Últimas pruebas
2. Acceso a la cama - Izquierda	1	12%	0,97	
3. Aproximación la cómoda.	1	10%	0,975	
4. Aproximación al clóset.	1	14%	0,965	
CUARTO DE BAÑO				
5. Entrar al cuarto de baño	1	24%	0,94	Sextas pruebas
6. Aproximación al lavamanos	1	16%	0,96	
7. Aproximación al mueble sanitario	1	18%	0,955	
8. Salir del cuarto de baño	1	21%	0,9475	
PUERTAS				
9. Puerta deslizante	1	7%	0,9825	Cuartas pruebas
10. Puerta de botón o activador	1	10%	0,975	
11. Puerta común estrecha	1	11%	0,9725	

Ilustración 54. Formato Combinando con evaluación de actividades en Habitación, Cuarto de Baño y Puertas usando Joystick

ASCENSOR				
12. Entrar al ascensor	1	20%	95%	Terceras pruebas
13. Ubicarse en el ascensor	1	17%	96%	
14. Salir del ascensor	1	18%	96%	
PARQUEO				
15. Parqueo debajo de la mesa	1	16%	96%	Primeras pruebas
16. Parqueo al lado de la mesa	1	8%	98%	
17. Parqueo en reversa	1	18%	96%	
18. Parqueo paralelo	2	18%	91%	
RAMPAS				
19. Subir la rampa	1	17%	0,9575	Quintas pruebas
20. Bajar por la rampa	1	9%	0,9775	

Ilustración 55. Formato Combinando con evaluación de actividades en Ascensor, de Parqueo y en Rampas usando Joystick

HABILIDADES EN EL MANEJO				
21. Girar a la derecha	1	7%	0,9825	Segundas pruebas
22. Girar a la izquierda	1	7%	0,9825	
23. Girar 180°	1	7%	0,9825	
24. Manejar en reversa	1	11%	0,9725	
25. Manejo en área congestionada	1	12%	0,97	
26. Circuito con obstáculos	1	12%	0,97	
27. Obstáculos inesperados	1	11%	0,9725	
EFFECTIVIDAD TOTAL			96%	
CALIFICACIÓN				
$\text{EFFECTIVIDAD TOTAL} = \frac{\text{Sumatoria de Efectividades de los ítems realizados} * 100\%}{\text{(número de ítems realizados)}}$				
Indicador de Efectividad $= (1 - (\text{NASA-TLX}) * \text{PIDA}_{mod}/4) * 100\%$				

Ilustración 56. Formato Combinando con evaluación de actividades de Habilidad en el Manejo usando el Joystick y Calificación Final de Efectividad del Sistema con Joystick

Como se observa en la Ilustración 53, el resultado de efectividad obtenido por el sistema controlado con la interfaz cerebro-computador, fue del 82%, mientras el alcanzado con el

joystick por el mismo usuario, como se muestra en la Ilustración 56, fue del 96%. Esto muestra en primer lugar, que el sistema desarrollado funciona con un nivel de efectividad más que aceptable, y en segundo lugar que el sistema de evaluación desarrollado, incluyendo el indicador de efectividad que se creó, sirve de referencia para establecer el desempeño de un sistema de movilidad en determinados contextos.

Como punto de referencia se realizó la evaluación PIDA convencional tanto al manejo con el joystick como al manejo con la interfaz cerebro-computador. El valor que se obtuvo con el joystick fue del 99%, mientras que con la BCI fue del 79%. Estos datos son bastante semejantes a los obtenidos al evaluar el sistema con el indicador de efectividad que se creó, lo cual demuestra que este indicador funciona correctamente y está en fase con otros indicadores para analizar desempeño. Adicionalmente, el valor alcanzado con el PIDA indica que la silla controlada con la BCI se encuentra en un estado de controlabilidad entre *Realiza la tarea con titubeos pero sin generar daños (75%)* y *Óptimo Desempeño (100%)*, lo cual es aceptable para el sistema.

7. CONCLUSIONES

- Es posible la conducción efectiva de una silla de ruedas eléctrica Pride® Jazzy Select Elite al utilizar una interfaz cerebro-computador Emotiv® EPOC mediante el uso de gestos faciales, lo que indica que este sistema puede ser utilizado por personas con tetraplejía o con discapacidad severa.
- Después de realizar un estudio de la oferta y los proveedores de sillas de ruedas eléctricas en Colombia, se encontró que la marca Pride® es la de mayor penetración en el mercado nacional y que la Pride® Jazzy Select Elite es la silla de ruedas eléctrica más comercial en el país, por lo cual fue la silla utilizada en este proyecto.
- Como resultado de un estudio detallado de la sensórica de seguridad utilizada en varios proyectos de sillas de ruedas inteligentes, se encontró que la sensórica de seguridad de un dispositivo de movilidad debe tener sensores complementarios y que el incorporar esta sensórica no debe representar un gran cambio en la relación costo/beneficio del sistema. El mismo estudio mostró que los sensores infrarrojos y los ultrasónicos son complementarios y de bajo costo, por lo cual fueron los instalados en el sistema desarrollado para garantizar la seguridad del paciente mientras controla la silla de ruedas con la BCI.
- De acuerdo a las pruebas de frenado de la silla y a las pruebas de detección de vacíos realizadas tanto a los sensores infrarrojos como a los de ultrasonido, se determinó que la posición óptima para el sensor infrarrojo instalado bajo el portapiés de la silla es de -20° , ya que con esta inclinación alcanza la máxima distancia de detección ofreciendo una buena resolución en la lectura.
- De acuerdo a las pruebas de frenado y a las realizadas con los sensores, se determinó que para la detección efectiva de vacíos con los sensores utilizados y garantizar así la seguridad de los usuarios del sistema, se debe conducir la silla a

3/4 de su velocidad máxima y enviar una señal de reversa por 3 segundos en cuanto el sensor detecte el hueco o escalera en descenso.

- Los sensores de ultrasonidos no son buenos para la detección de huecos o escaleras en descenso, ya que no presentan buen comportamiento con superficies oblicuas, lo cual los hace ineficientes para detectar vacíos a distancia.
- La evaluación y clasificación de las diferentes estrategias implementadas en el entrenamiento de la BCI mediante el método empleado en este trabajo demostró ser útil y eficaz, ya que se logró controlar efectivamente el sistema al aplicar la mejor estrategia según la clasificación realizada.
- Conforme a los resultados obtenidos en las pruebas de entrenamiento de la BCI, se determinó que diferentes estímulos presentan diferentes respuestas, lo cual implica que hay un estímulo que funciona mejor que los demás. También se observó que un mismo estímulo presenta comportamientos diferentes entre los usuarios y que un usuario puede responder diferentemente ante diversos estímulos, esto indica que el estímulo que debe ser aplicado en el entrenamiento depende de cada usuario.
- Durante el entrenamiento de la BCI el usuario pasa por estados de concentración y desconcentración o de reposo y fatiga de forma casi periódica.
- Al analizar los indicadores utilizados en el proceso de entrenamiento, se determinó que 50 es la cantidad de entrenamientos ideal para evitar el sobreentrenamiento, el subentrenamiento y al tiempo estar en capacidad de alcanzar los máximos resultados.
- De acuerdo al estudio realizado a las señales de la interfaz cerebro-computador, mediante la aplicación de estímulos durante el entrenamiento del sistema, se estableció que la única forma confiable de controlar un dispositivo mecatrónico con la BCI Emotiv® EPOC es a través del uso de gestos faciales.
- Las sillas de ruedas eléctricas no poseen un protocolo de comunicación estandarizado ni de fácil caracterización, lo cual hace que el control de la silla

interviniendo la comunicación sea complejo o al hacerlo se afecten funciones como el control de errores. Debido a ello, para controlar la silla conforme a las intenciones del usuario, se intervinieron y simularon las señales del joystick de acuerdo a las instrucciones recibidas por la BCI.

- El sistema controlado con la BCI tiene una efectividad bastante aceptable, ya que se alcanzó un 82% de efectividad con la BCI mientras que con el joystick se obtuvo un 96%, lo que muestra que aunque el manejo con el joystick es superior, el hacerlo con la BCI no está demasiado distante.
- El sistema desarrollado puede ser controlado en interiores de forma aceptable, ya que obtuvo un valor del 79% en el PIDA cuando este se controló con la BCI. Este resultado ubica al sistema entre *Realiza la tarea con titubeos pero sin generar daños* (75%) y *Óptimo Desempeño* (100%).
- El indicador de efectividad creado es coherente con otros sistemas para la evaluación de dispositivos de movilidad, ya que con este se obtuvieron resultados similares a los entregados por el PIDA.

8. TRABAJO FUTURO

Para posteriores etapas de este trabajo, se considera de relevancia tener en cuenta las siguientes actividades:

- Realizar una experimentación más profunda en la comunicación serial entre el módulo del joystick y el controlador de los motores, con el fin de clarificar el funcionamiento del protocolo de comunicación utilizado por la silla. Esto permitirá intervenir dicha comunicación, la cual tiene una conexión externa fácilmente accesible, y de esta forma desarrollar un sistema más modular que no requiera intervención de circuitos internos, sino simplemente el cambio del módulo del joystick por uno desarrollado y poder conectar y desconectar uno u otro según se requiera.
- Integrar el control de la componente sensorica al control principal del módulo desarrollado, con el fin de obtener un sistema más compacto y que pueda ser más fácilmente comercializado. Para ello se sugiere cambiar de controlador, ya que el PIC18F4550 utilizado en este proyecto sólo cuenta con 2 relojes los cuales son usados para generar los PWM que permiten simular las señales, por tanto no pueden ser usados para el control de los sensores de ultrasonido, ya que pueden interferir una función con la otra.
- Desarrollar un banco que permita la caracterización de sensores de acuerdo a su capacidad de detección de una superficie ante la variación de su ángulo de incidencia con respecto a esta.
- Evaluar otras interfaces cerebro computador con los diferentes estímulos aplicados en este trabajo y con el método aquí planteado, con el fin de comparar los resultados con los obtenidos en este trabajo y determinar si hay un tipo de estímulo dominante o si hay una BCI que funcione mejor que las demás.
- Replicar las pruebas de controlabilidad efectuadas al sistema manejado con el joystick y con la interfaz cerebro-computador, pero en lugar de hacerlas con

pacientes sanos, hacerlas con pacientes con tetraplejía, quienes representan el usuario objetivo de este proyecto.

- Desarrollar un sistema de evaluación más completo del sistema, donde no se tenga en cuenta solamente la efectividad del sistema, sino también la percepción del usuario tanto semántica como emocionalmente.

BIBLIOGRAFÍA

- ACRONAME ROBOTICS. r14-sonar1 [Online]. Boulder: 2012. (Citada: 13 julio 2012). <<http://www.acroname.com/robotics/parts/R14-SONAR1.html>>.
- ADAPTATIVE SWITCH LABORATORIES. Adaptative Controls for Invacare MKIV + MK5 [Online]. Spicewood, Texas, Estados Unidos. 2003. (Citada: 27 marzo 2013). <[http://cindyankee.wikispaces.com/file/view/IVC Programming.pdf](http://cindyankee.wikispaces.com/file/view/IVC+Programming.pdf)>.
- AMAZON. MA40A5R [Online]. 2012. (Citada: 13 julio 2012). <<http://www.amazon.com/Velleman-MA40A5R-TRANSDUCER-RECEIVER/dp/B000TA7ACC>>.
- AMEN, Daniel G. Cambia tu Cerebro, Cambia tu Vida. Editorial Sirio, 2011. 366 p.
- ANG, Kai Keng et al. A Large Clinical Study on the Ability of Stroke Patients to Use an EEGBased Motor Imagery Brain-Computer Interface. En: Clinical EEG and Neuroscience. Octubre, 2011, Vol. 42, no. 4.
- ANTHONY, Sebastian. A giant leap for BCIs: Paraplegic woman uses mind-controlled robotic arm to feed herself [Online]. ExtremeTech, 2012. (Citada: 8 mayo 2013). <<http://www.extremetech.com/extreme/143648-giant-leap-for-bcis-paraplegic-woman-uses-mind-controlled-robotic-arm-to-feed-herself>>.
- APPARELYZED. Quadriplegia and Tetraplegia [Online]. 2012 (Citada: 27 marzo 2013). <<http://www.apparelyzed.com/quadriplegia.html>>.
- ARGYROS, Antonis et al. Semi-autonomous navigation of a robotic wheelchair. En: Journal of Intelligent and Robotic Systems. Julio, 2002, Vol. 34, no. 3.
- ASODISPRO. Tetraplejia o Cuadriplejia [Online]. 2012. Guatemala. (Citada: 27 marzo 2013). <http://www.asodispro.com/index.php?option=com_content&view=article&id=12&Itemid=44>.
- BELL, David A. et al. Design Criteria for Obstacle Avoidance in a Shared Control System. En: RESNA '94 CONFERENCE (1994: Nashville). Proceedings of the RESNA '94 Conference. 1994.
- BIN, Guangyu et al. A high-speed BCI based on code modulation VEP. En: Journal of Neural Engineering. Abril, 2011, Vol. 8, no. 2.
- BORGOLTE, Ulrich et al. Architectural concepts of a semi-autonomous wheelchair. En: Journal of Intelligent and Robotic Systems. Julio, 1998, Vol. 22, no. 3.
- BROWN, Zoe y GUPTA, Ben. Biological Signals and their Measurement. En: Update in Anaesthesia. Diciembre, 2008, Vol. 24, no. 2.
- CARDONA Edgar Alberto. Neurólogo Clínico de la Clínica SaludCoop. Entrevista personal. Medellín, Marzo 22, 2013.
- CARDONA Edgar Alberto. Neurólogo Clínico de la Clínica SaludCoop. Entrevista personal. Medellín, Septiembre 12, 2012.

- GORMAN, Celia. The Mind-Reading Machine. Veritas Scientific is developing an EEG helmet that may invade the privacy of the mind [Online]. IEEE Spectrum. Julio, 2012. (Citada: 15 Julio 2012). <<http://spectrum.ieee.org/biomedical/diagnostics/the-mindreading-machine>>
- HOLZWARTH, Martin, JANISZEWSKI, Chris y NEUMANN, Marcus M. The Influence of Avatars on Online Consumer Shopping Behavior. En: Journal of Marketing. Octubre, 2006, Vol. 70.
- JENNINGS, Seth. Open ARM platforms and Linux [Online]. IBM, Agosto, 2012. (Citada: 1 mayo 2013). <http://2012.texaslinuxfest.org/sites/default/files/slides/txlf_open_arm.pdf>
- JIN, Jing et al. Whether generic model works for rapid ERP-based BCI calibration. En: Journal of Neuroscience Methods. Enero, 2013, Vol. 212, no. 1.
- KHARE, Vijai et al. Brain Computer Interface Based Real Time Control of Wheelchair Using Electroencephalogram. En: International Journal of Soft Computing and Engineering. Noviembre, 2011, Vol. 1, no. 5.
- LANKENAU, Axel y RÖFER, Thomas. A versatile and safe mobility assistant. En: IEEE Robotics and Automation Magazine. Marzo, 2001, Vol. 7, no. 1.
- LOPRESTI, Edmund F. et al. Performance Testing of Collision-Avoidance System for Power Wheelchairs. En: Journal of Rehabilitation Research and Development. 2011, Vol. 48, no. 5.
- MAZO, Manuel et al. Wheelchair for physically disabled people with voice, ultrasonic and infrared sensor control. En: Autonomous Robots. Septiembre, 1995, Vol. 2, no. 3.
- MEJÍA C., Carlos Alberto. Indicadores de Efectividad y Eficacia [Online]. Octubre, 1998. Planning S.A. Serie Documentos Planning. (Citada: 13 abril 2013). <<http://www.planning.com.co/bd/archivos/Octubre1998.pdf>>
- MERCADO LIBRE COLOMBIA. Sillas de ruedas [Online]. 2012. (Citada: 12-14 abril 2012). <<http://listado.mercadolibre.com.co/sillas-de-ruedas>>
- MERCADO Mónica et al. Utilidad de la goniometría en la evaluación del rango de los movimientos de flexión y extensión de la articulación del codo canino. En: InVet. Julio, 2008, Vol. 10, no. 2.
- MICROCHIP TECHNOLOGY INC. PIC18F2455/2550/4455/4550. Data Sheet [Online].Revisión D, Enero, 2007. (Citada: 15 septiembre 2012). <<http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/39632d.pdf>>
- MURARKA, Aniket, MODAYIL, Joseph y KUIPERS, Benjamin. Building Local Safety Maps for a Wheelchair Robot using Vision and Lasers. En: CANADIAN CONFERENCE ON COMPUTER AND ROBOT VISION (3: 2006: Quebec). CRV '06 Proceedings of the The 3rd Canadian Conference on Computer and Robot Vision. Washington: IEEE Computer Society, 2006.
- NASA. HUMAN PERFORMANCE RESEARCH GROUP. NASA Task Load Index (TLX). Paper and Pencil Package [Online]. Versión 1.0. California: NASA Ames Research Center, 1988. (Citada: 12 octubre 2012). <http://humansystems.arc.nasa.gov/groups/TLX/downloads/TLX_pappen_manual.pdf>
- NEWARK. Gp2y0a02yk [Online]. 2012. (Citada: 13 julio 2012). <<http://www.newark.com/sharp/gp20a02yk0f/sensor-distance-analogue-op/dp/63K9295?Ntt=GP2Y0A02YK>>

- NSCISC - NATIONAL SPINAL CORD INJURY STATISTICAL CENTER. Spinal Cord Injury Facts and Figures at a Glance. Birmingham, Estados Unidos: Universidad de Alabama, 2011.
- PALATUCCI, Mark et al. Zero-shot Learning with semantic Output Codes. En: ANNUAL CONFERENCE ON NEURAL INFORMATION PROCESSING SYSTEMS (23: 2009: Vancouver). Advances in Neural Information Processing Systems 22: 23rd Annual Conference on Neural Information Processing Systems 2009. 2010, 2348p.
- PINEAU, Joelle et al. On the design and validation of an intelligent powered wheelchair: Lessons from the SmartWheeler project. En: Brain, Body and Machine. AISC. 2010, Vol. 86.
- PIRES, Gabriel y NUNEZ, Urbano. A Wheelchair Steered through Voice Commands and Assisted by a Reactive Fuzzy-Logic Controller. Journal of Intelligent and Robotic Systems. Julio, 2002, Vol. 34, no. 3.
- PRIDE MOBILITY PRODUCTS. Jazzy Power Chairs. Jazzy Select Elite [Online]. (Citada: 25 abril 2012) <<http://www.pridemobility.com/jazzy/jazzyselectelite.asp>>.
- PUBLICAR. Directorio Páginas Amarillas y Blancas Comerciales Medellín, Valle de Aburrá y Oriente Antioqueño. 2011. Medellín: Carvajal Información S.A.S., 2011. p. 800.
- PUBLICAR. Páginas amarillas de Colombia. Sillas de ruedas [Online]. 2012. (Citada: 4 abril 2012). <<http://www.paginasamarillas.com.co/busqueda/sillas+de+ruedas?match=sillas%20de%20ruedas%7Ccatzdir1cat5126>>.
- QUINTERO, Orlando. Gerente general de Sillas de Ruedas USA. Entrevista telefónica. Bogotá, Abril 24, 2012.
- RAGHAVENDRA, B. S., NARAYANA DUTT D. Computer Based Techniques for Simulation of Electroencephalogram Signals with Applications to Artifact Processing. En: INTERNATIONAL CONFERENCE ON INFORMATION SYSTEM, COMPUTER ENGINEERING & APPLICATIONS (1: 2011: Singapur). Proceedings of 2011 -International Conference on Information System, Computer Engineering & Applications. Noviembre, 2012.
- RAMÍREZ, John Jairo. Importador independiente de sillas de ruedas eléctricas. Entrevista telefónica. Medellín, Abril 24, 2012.
- RAMOS, Miguel et al. Sistema Nervioso Autónomo. Revisión. En: Revista de Posgrado de la Cátedra Via Medicina. Febrero, 2001, no. 101.
- REDJATI, Abdelghani y BOUSBIA-SALAH, Mounir. An Assistive Guidance System for Disabled People. En: International Review of Automatic Control. Mayo, 2009, Vol. 2, no. 3.
- RINCÓN CANOA, Raymond. Importador independiente de sillas de ruedas eléctricas. Entrevista telefónica. Medellín, Abril 24, 2012.
- RÖFER, Thomas et al. Festschrift Dedicated to Bernd Krieg-Brückner on the Occasion of his 60th Birthday. 15 Years of Rolland. Bremen, Kognitive Systeme, DFKI Bremen - B. Hoffmann, C. Lüth, T. Mossakowski, L. Schröder (Hrsg.). 2009, p. 255–272.

- RÖFER, Thomas y LANKENAU, Axel. Architecture and applications of the Bremen Autonomous Wheelchair. En: Information Sciences. Julio, 2000, Vol. 126, no. 1.
- RÖNNBÄCK, Sven et al. A semiautonomous wheelchair towards user-centered design. En: INTERNATIONAL CONFERENCE ON COMPUTERS HELPING PEOPLE WITH SPECIAL NEEDS (10: 2006: Linz). Computers Helping People with Special Needs. ICCHP'06 Proceedings of the 10th international conference on Computers Helping People with Special Needs. Berlin, Springer-Verlag, 2006.
- SERRANO, Antonio J., SORIA, Emilio y MARTÍN, José D. Redes Neuronales Artificiales. Escuela Técnica Superior de Ingeniería. Universitat d Valencia. 2009. p8.
- SIMPSON, Richard C. et al. A prototype power assist wheelchair that provides for obstacle detection and avoidance for those with visual impairments. En: Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. Octubre, 2005, Vol. 2, no. 30.
- SIMPSON, Richard C. Smart wheelchairs: A literature review. En: Journal of Rehabilitation Research & Development. Julio, 2005, Vol. 42, no. 4.
- SINGH, Ramandeep et al. PWM Strategies in 32-Bit Microcontroller for Interior White LED Down Panel. En: International Journal of Computer Applications. Noviembre, 2012, Vol. 58, no. 22.
- SPACAPAN, Iztok, KOCIJAN, Jus y BAJD, Tadej. Simulation of Fuzzy-Logic-Based Intelligent Wheelchair Control System. En: Journal of Intelligent and Robotic Systems. Febrero, 2004, Vol. 39, no. 2.
- SUNX SENSORS USA. Photo-electric sensors [Online]. 2012. (Citada: 13 julio 2012). <http://sunxsensors.com/index.php?main_page=product_info&cPath=40_41&products_id=159>.
- SZAFIR, Dan y SIGNORILE, Robert. An Exploration of the Utilization of Electroencephalography and Neural Nets to Control Robots. En: IFIP TC13 INTERNATIONAL CONFERENCE (13: 2011: Lisboa). Human-Computer Interaction – INTERACT 2011. 2011.
- TROSSEN ROBOTICS. Gp2d12 [Online]. 2006. (Citada: 13 julio 2012). <<http://www.trossenrobotics.com/sharp-ir-distance-sensor-gp2d12.aspx>>.
- TROSSEN ROBOTICS. LV-Maxsonar-EZ3 [Online]. 2006. (Citada: 13 julio 2012). <<http://www.trossenrobotics.com/store/Search.aspx?searchTerms=LV-Maxsonar-EZ3&submit=true>>.
- U.S. MEDICAL SUPPLIES. Pride Jazzy Select Elite [Online]. 2012. (Citada: 16 julio 2012). <<http://www.usmedicalsupplies.com/Jazzy-Select-ElitePrid.html>>.
- VISIO-SUPPLIES.COM. Sick lms200-30106 [Online]. 2012. (Citada: 13 julio 2012). <<http://www.vision-supplies.com/Product.aspx?pid=118915>>.
- VOLKSBOT. Prices [Online]. 2012. (Citada: 13 julio 2012). <<http://www.volksbot.de/prices.php>>.
- WANG, Rosalie H. et al. Usability testing of multimodal feedback interface and simulated collision-avoidance power wheelchair for long-term-care home residents with cognitive impairments. Journal of Rehabilitation Research & Development. Noviembre, 2011, Vol. 48, no. 7.

WANG, S., ESFAHANI, E.T. y SUNDARARAJAN, V. Evaluation of SSVEP as Passive Feedback for Improving the Performance of Brain Machine Interfaces. En: ASME 2012 INTERNATIONAL DESIGN ENGINEERING TECHNICAL CONFERENCES (IDETC) AND COMPUTERS AND INFORMATION IN ENGINEERING CONFERENCE (CIE) (2012: Chicago). Proceedings of the ASME 2012 IDETC/CIE. Chicago, 2012.

WORLD HEALTH ORGANIZATION, THE WORLD BANK. World report on disability 2011. Ginebra, Suiza: WHO press, 2011.

WIKIPEDIA THE FREE ENCICLOPEDIA. Universal Serial Bus [Online]. 2012. (Citada: 1 mayo 2013). <http://en.wikipedia.org/wiki/Universal_Serial_Bus#Power>.

WOLPAW, Jonathan R. et al. Brain-computer interfaces for communication and control. En: Clinical Neurophysiology. Junio, 2002, Vol. 113, no. 6.

YANCO, Holly. Wheellesley: A robotic wheelchair system: Indoor navigation and user interface wheelchair. En: Assistive Technology and Artificial Intelligence. Lectures in Computer Science, 1998, Vol. 1458.

ANEXO 1

EVALUATION OF VARIOUS STRATEGIES TO IMPROVE THE TRAINING OF A BRAIN COMPUTER INTERFACE SYSTEM

Luis D. Jiménez¹, Alejandro Velásquez², Helmuth Trefftz³

1, 2. Product Design Engineering Research Group, 3. Virtual Reality Research Lab
Universidad EAFIT
Medellín, Colombia

ljimen19@eafit.edu.co, avelasq9@eafit.edu.co, htrefftz@eafit.edu.co

ABSTRACT

Brain-computer interfaces (BCI) allow for communication between the human brain and computers. They have been used to create systems able to generate control over a software or mechatronic device, becoming an important tool for the rehabilitation of handicapped people, especially for patients with quadriplegia. Due to the importance of BCIs, any attempt to improve their response has a great value. The work described in this paper consists of the evaluation of various stimuli applied to improve the training of a BCI based system. The device is the Emotiv® EPOC which includes a Software Development Kit (SDK) to train the system. During the usual training of the SDK; *images, videos, thoughts, movements and gestures* were used as stimuli to improve the users' skills for accomplishing specific actions. After the evaluation of these stimuli, they were ranked according to their effectiveness. Finally, a powered wheelchair was controlled using the Emotiv® EPOC by applying the best-ranked stimulus and an assessment protocol was used in order to evaluate the performance of users driving the wheelchair with the BCI, with satisfactory results.

KEY WORDS

Brain-computer interfaces, Emotiv®, Sense stimulation, Powered wheelchairs, Human-computer interfaces, Brain-machine interface, Skill rating, Brain signals.

1. Introduction

Brain-Computer Interfaces (BCIs) are devices that are able to read the human brain electric signals and translate them into control signals for a computer [1]. One of the most important uses of BCIs is their application for the rehabilitation of handicapped patients.

According to the World Health Organization, in 2010 around 15% of world's population lives with some form of disabilities, which means there were over 1 billion persons in this difficult situation [2]. In United States, for instance, approximately 265.000 persons had spinal cord injury (SCI) and nearly 55% of the people registered with disabilities suffered some form of tetraplegia [3].

Thanks to technological and neurological developments, new possibilities arise of improving the condition of handicapped people. In particular, the emergence of more efficient BCIs, allow for the development of diverse systems to improve the mobility, communication, comfort and lifestyle of quadriplegic patients.

Due to the importance of the BCIs for the rehabilitation of patients with severe handicaps, any attempt to improve the response of these systems and reduce the efforts to successfully use them has a great value.

2. Related Work

Research on applications for BCIs to control different kinds of systems is increasing. Among the works developed with a BCI, the following can be found:

- Bin et al. [4], report the creation of a high-speed word spelling system based on a BCI, which allows users to choose a character from a matrix in a monitor by the use of a binary code. By this way, the user is able to complete entire words with a speed of 15-20 characters per minute.
- BCIs were used as a feedback by Ang et al. [5] to facilitate the rehabilitation of stroke patients. By the use of this method, the achieved results were comparable with those obtained by the use of a robot for the rehabilitation.
- A system based on a BCI which allows the patient to paint by the use of a matrix, similar to the spelling matrix used in [4], was created by George et al. [6]. Their system contains various tools allowing the user to draw.
- The use of a BCI to recognize the thoughts and therefore determine the word that a person is thinking about when a recorded image is shown was reported by Palatucci et al. [7].
- Szafir and Signorile [8] successfully controlled a Parallax Scribbler Robot using a BCI.
- Khar et al. [9] report accomplishing the control of a powered wheelchair using a BCI based system using Wavelet Packet Transform (WPT) and Radial Basis Function neural networks.

- Galan et al. [10] controlled a virtual wheelchair using a BCI in which the patient has to follow a specific route in a graphic environment.
- More recent advances include the control of a robotic prosthesis with seven degrees of freedom, as reported by Collinger et al. [11], by the use of a Brain-Machine Interface (BMI), which is similar to a BCI but having the signals from the brain received directly by a machine instead of the computer.

Another kind of works have been developed in order to improve the response of the BCI-based systems, as those reported by Choi et al. [12] who combined some audio-visual cues so as to improve the training of an electroencephalogram (EEG)-BCI based system; and the one presented by Jin et al. [13] where some visual strategies were applied in order to increase the accuracy and diminish the calibration time for event-related potential (ERP)-based BCIs.

This wide range of applications with BCIs, along with the efforts to improve the response of such systems, demonstrate the importance of the BCIs in the scientific world and specifically in the field of the rehabilitation for severely handicapped patients. Still many fields are currently objects of active research such as sensors, signal acquisition, user's comfort, data processing, electrode positioning, among others; in order to improve the response and reliability of BCIs. This paper focuses mainly on the evaluation of different stimuli and its effectiveness within a state of the art BCI. Similar work can be found in [1] where the steady state visual evoked potential (SSVEP) is evaluated as feedback to determine the mental state of a user.

3. Our Proposal

In the first stage of the work reported in this paper, the use a BCI to control a mechatronic device was tested as a first approach to create a system that could help handicapped people, particularly tetraplegic patients.

The selected BCI was the Emotiv® EPOC and the mechatronic device was built with a LEGO® Mindstorm kit. To reach our purpose, we used the available APIs (Application Programming Interface) supplied by Emotiv® to extract the signals from the SDK and later, these signals were sent via Bluetooth to the mechatronic device in order to control it in different directions (forward, backward, left turn and right turn).

After following the instructions given by the Emotiv® SDK user manual [14] to train the system with the Cognitive Suite (CS), which is the detection suite that recognizes the user's conscious thoughts [14], we tried to control the mechatronic device but it didn't respond according to the user's will most of the times.

Due to these poor results, we implemented some strategies to improve the correspondence between the

user's will and the actions executed by the mechatronic device using the Cognitive Suite of the SDK.

The strategies consisted of exposing the user to stimuli in order to get more consistent brain signals. Thus the signals could be easier to identify by the SDK, and could lead to more accurate instructions for the mechatronic device.

The proposed strategies to train the SDK with the Cognitive Suite were:

- *Use of thoughts*: according to the Emotiv® SDK user manual, the training has to be made via the thoughts, i.e., trying to move a 3D virtual cube within a graphical environment as if the user had "superpowers".
- *Use of images*: based on the theory that familiar images can produce variations in the electrical signals of the brain, proposed by Gorman [15], images related to the action being trained were used. In this way, for instance, while training the *lift* action, three arrows pointing up, were used (Fig. 1). A variation of this stimulus was the use of 3D images obtained by stereogram (Fig. 2); with this stimulus the intention was to keep the focus on the image in order to get more consistent brain signals; since it requires the user to focus her sight on the image without any movement. The results obtained with flat images and stereograms were similar, thus they are presented together in results.

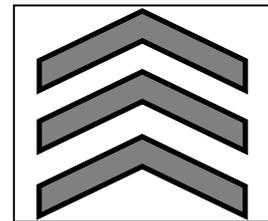


Fig.1. Arrows (flat image) used to stimulate the brain.



Fig.2. Stereogram used to keep the focus (taken from www.magiceye.com on December 27th 2012).

- *Use of videos*: moving images were used in the direction of the action being trained. For example, if the action to be trained was *Left*, then we used arrows moving towards the left. This same stimulus is used by the SDK if the option of *move cube according to training action* is active.

- *Use of movements*: the use of physical movements to stimulate the brain was used also. In particular, movements of the hand were chosen, due to its electrical activity, according to Cardona [16]. This kind of stimulus was applied in different ways. Dynamic movements were used, on which the user kept moving a limb following certain patterns. Static tension, on which the user applied force continuously over a particular limb, was also used. Furthermore, unilateral movements and bilateral movements were used. The results obtained with all the trials with movements were similar, so they are together in the results.
- *Use of gestures*: Although the Emotiv® SDK user manual in the part of CS reads explicitly otherwise, we tried to train the system with gestures, due to the fact that facial expressions have high electrical activity in the outer layer of the head [16], and the Emotiv® EPOC uses the electric signals of the cortical layer, that is the more superficial layer of the brain.
- *Use of smells*: The sense of smell is directly processed by the deep limbic system of the brain, according to Amen [17], the same place in the brain where the remembrances are processed. Since the Emotiv® works with superficial signals, it was decided not to use this stimulus.

The bar of Skill Rating (SR), present in the SDK, was used as indication to evaluate all the stimuli applied when trying to improve the correspondence between the intention of movement produced by the brain and the action executed by the device. The SR bar provides a measure of how consistently the user can mentally perform the intended action [14].

In order to get enough and good sensitive results, the SR bar was read every two trials until either reaching 50 trials, or until observing that the user reached a good level of training.

After the evaluation of the different stimuli, a powered wheelchair was controlled using the BCI with the stimulus that obtained the best results. In order to control the wheelchair, the joystick was replaced by the commands interpreted by BCI-based software. The ability of a user to drive the wheelchair using the BCI was evaluated by the application of the Power-Mobility Indoor Driving Assessment (PIDA), proposed by Dawson et al. [18]. This evaluation gave us a score of the controllability of the wheelchair with the BCI, which is shown in section 4.3.

4. Results

The SDK allows for the training of up to four different actions for each user when the CS is used. The actions to be trained were chosen by each user (according to his/her will) between a list of 13 possible actions such as push, pull, lift, left and right, among others. In our case, users chose either one, two or three actions, depending on

his/her time availability. The trained actions were used to control the mechatronic device.

From the four possible actions, only three were tested. Each added action is more difficult to train than the previous ones, as reported by Emotiv® [14]. This means that it is expected for the first action to obtain better results than the second one, and the second action better than the third one.

The strategies mentioned above were tested with 12 different healthy users from 20 to 35 years old of both genders. Each stimulus was evaluated with at least 4 users in the *first action* and with at least 3 users in the *second action*.

In order to evaluate the different stimuli, important information about the trials was recorded, such as the maximum Skill Rating (SR), number of trials required to reach at least 75% of SR, number of users that didn't reach at least 75% of SR, among others.

The results of the different stimuli are presented using graphs and adding a sixth order polynomial tendency line which is darker than the raw data. A graphic of the average results is also shown to understand the general behavior of each stimulus.

4.1 Graphical Results

Following, the graphics with the results obtained by the training of a single action using the BCI with the Cognitive Suite are presented. The results are based on the application of the suggested stimuli and intend to demonstrate the different responses for each stimulus.

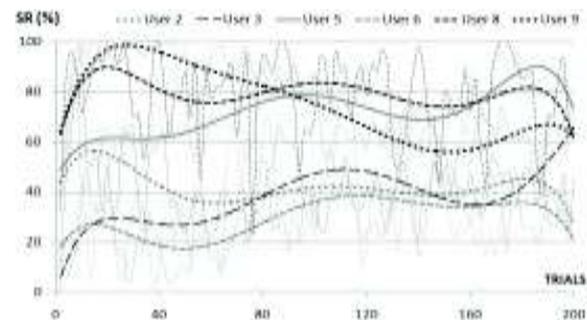


Fig.3. Results using the Cognitive Suite with *Thoughts*.

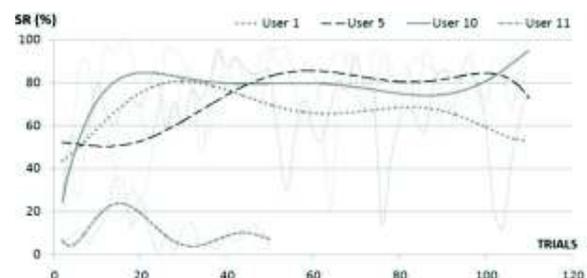


Fig.4. Results using the Cognitive Suite with *Videos*.

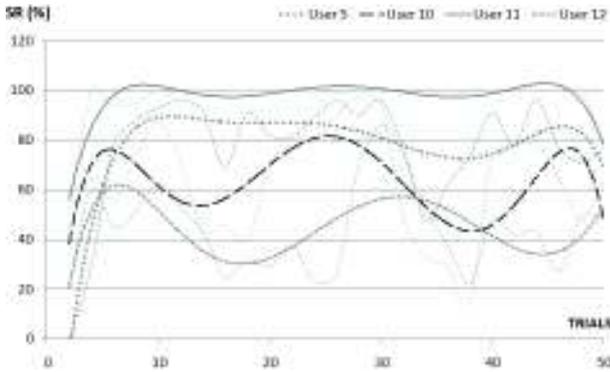


Fig.5. Results using the Cognitive Suite with *Images*.

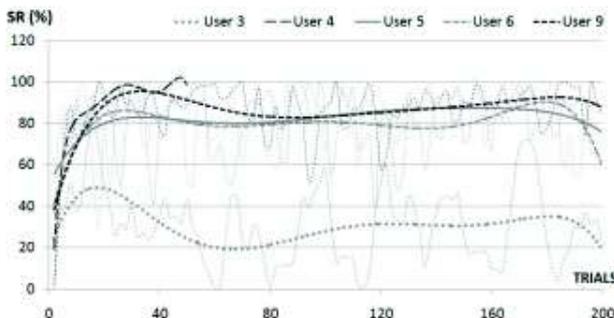


Fig.6. Results using the Cognitive Suite with *body Movements*.

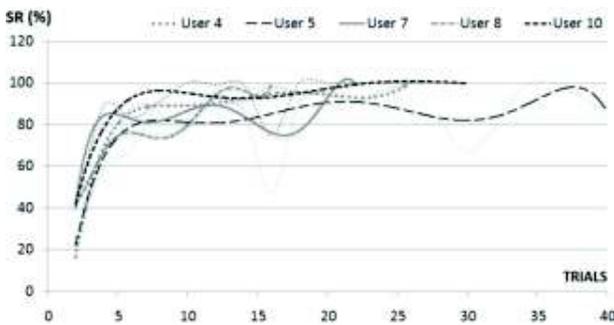


Fig.7. Results using the Cognitive Suite with *Gestures*.

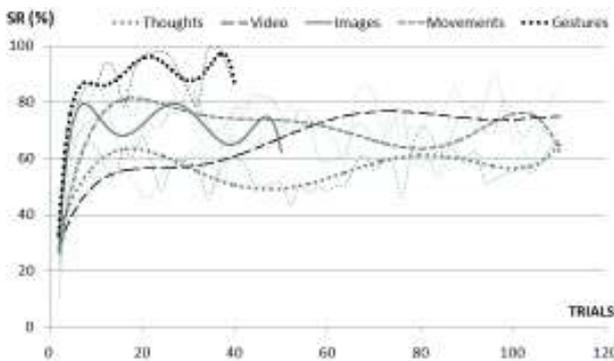


Fig.8. Average results of each stimulus using the Cognitive Suite.

From the previous graphic representation of the results, it is possible to conclude that the average behaviours across the stimuli are different, especially in the peak value and in the initial upslope, which suggests that some stimuli are better than others. The best stimulus could be used to improve the level of the training and the correspondence between the user's will and the system's response. According to the results presented in Fig. 8, *Gestures* stimuli had a superior average behaviour, whereas *Thoughts* stimuli present the worse results with the Cognitive Suite.

It can also be observed, from most of the figures, that the response of the users to the same stimulus varies widely, implying that the response of applying a specific stimulus depends on each particular user. The graphic with the most similar behaviour across the users was *Gestures* (Fig. 7).

Another important observation is the fluctuating behavior of almost all the curves, showing periods of focus and lack of it. According to this, a period of focus is followed by a period of lack of focus, but later the focus is recovered. The periods of focus and lack of focus are almost similar in duration in the most of the cases.

Although not shown explicitly in the previous graphics, the results also showed that users do not respond in the same way to different stimuli. Some stimuli could improve the results while some could worsen it. The clearest case is user 11, a healthy 20 year old male user with a thin build, abundant straight hair and an Engineering degree, who had outstanding results with the *Images* stimulus but poor results with *Videos*, which can be seen in Fig. 9.

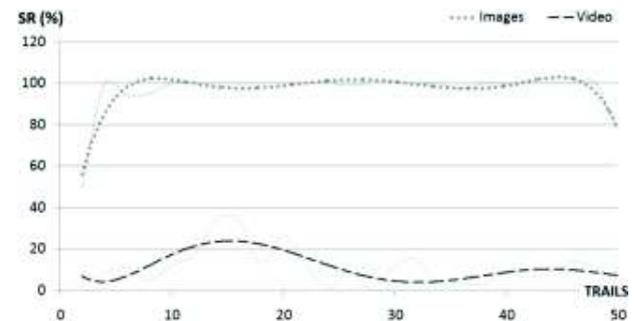


Fig.9. Results of user 11 with *Images* and *Videos* using the Cognitive Suite.

4.2 Statistical Results

To generate a point of comparison between the different stimuli, relevant information about the results of the users training three actions is presented next. Table 1, Table 2 and Table 3 show some statistics about the different stimuli in each trained action.

Table 1. Training of *first action* using different stimuli with the Cognitive Suite.

First action					
Indicator	Stimulus				
	Thg.	Vid.	Img.	Mov.	Gest.
Min. Trials to Reach 75% SR	4	6	4	4	4
Max. Trials to Reach 75% SR	110	12	30	16	8
Avg. Trials to Reach 75% SR	27	9	13	8	6
% Users not Reaching 75% SR	17%	25%	0%	0%	0%
Max. SR reached	100	100	100	100	100
Min. Trials to reach Max. SR	10	16	4	12	10
Avg. Max. SR	89	82	95	96	100
Avg. Trials to reach Max. SR	71	46	19	21	22
Max. Trials to reach Max. SR	172	116	30	34	26
Users	6	4	4	5	5

Table 2. Training of *second action* using different stimuli with the Cognitive Suite.

Second action					
Indicator	Stimulus				
	Thg.	Vid.	Img.	Mov.	Gest.
Min. Trials to Reach 75% SR	N.R.	N.R.	N.R.	N.R.	6
Max. Trials to Reach 75% SR	N.R.	N.R.	N.R.	N.R.	32
Avg. Trials to Reach 75% SR	N.R.	N.R.	N.R.	N.R.	12
% Users not Reaching 75% SR	100%	100%	100%	100%	0%
Max. SR reached	53	25	35	36	100
Min. Trials to reach Max. SR	4	2	8	22	14
Avg. Max. SR	30	16	17	13	95
Avg. Trials to reach Max. SR	47	4	6	10	33
Max. Trials to reach Max. SR	136	6	8	22	64
Users	6	4	4	3	5

N.R.: Not reached

Table 3. Training of *third action* using different stimuli with the Cognitive Suite

Third action					
Indicator	Stimulus				
	Thg.	Vid.	Img.	Mov.	Gest.
Min. Trials to Reach 75% SR	N.A.	N.A.	N.A.	N.A.	8
Max. Trials to Reach 75% SR	N.A.	N.A.	N.A.	N.A.	30
Avg. Trials to Reach 75% SR	N.A.	N.A.	N.A.	N.A.	16
% Users not Reaching 75% SR	N.A.	N.A.	N.A.	N.A.	0%
Max. SR reached	N.A.	N.A.	N.A.	N.A.	96
Min. Trials to reach Max. SR	N.A.	N.A.	N.A.	N.A.	26
Avg. Max. SR	N.A.	N.A.	N.A.	N.A.	91
Avg. Trials to reach Max. SR	N.A.	N.A.	N.A.	N.A.	32
Max. Trials to reach Max. SR	N.A.	N.A.	N.A.	N.A.	32
Users	N.A.	N.A.	N.A.	N.A.	3

N.A.: Not applied

According to Tables 1, 2 and 3, the only stimulus that obtained good results in the *second action* and *third action* was *Gestures*, while the other stimuli didn't reach the 75% of SR either in the *second action* or in the *third action*. Obtaining good results with *Gestures* using the Cognitive Suite demonstrates that the trials were done in the correct way.

The *third action* was evaluated only with *Gestures* due to the fact that the other stimuli didn't reach the 75% of SR in the *second action*, and the next action (the *third action* in this case) is more difficult than the previous one as it was indicated previously.

It's not explicit in the tables but the graphics show it slightly; more than 73% of the maximum SRs were reached in the first 30 trials and nearly 85% in the first 50 trials. This suggested that training with more than 50 trials could be a waste of time and an overtraining which could decrease the accuracy, as reported by Emotiv® [14].

In order to facilitate the comparison between the stimuli and rank them, we extracted the most representative indicators such as the average number of trials required to reach 75% of SR in the *first action*, average of the maximum SR reached in the *first action*, average of the maximum SR reached in the *second action* and the percentage of users that couldn't reach a 75% SR.; and graph them as follows.

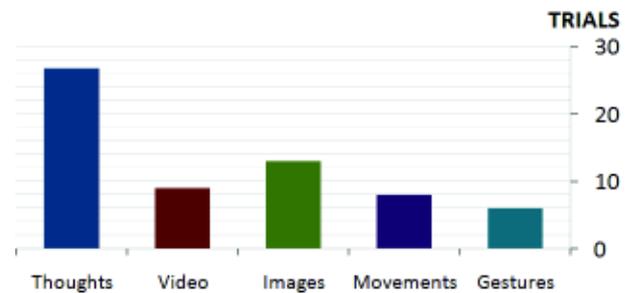


Fig.10. Average number of trails to reach 75% of SR in *first action*.

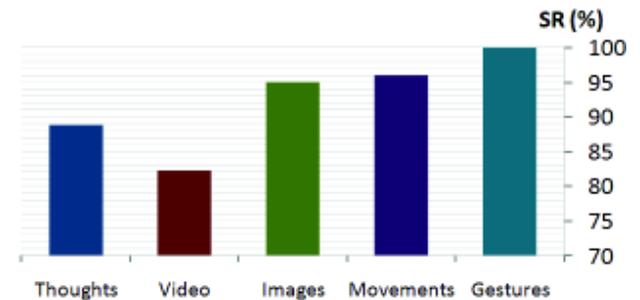


Fig.11. Average maximum SR in *first action*.

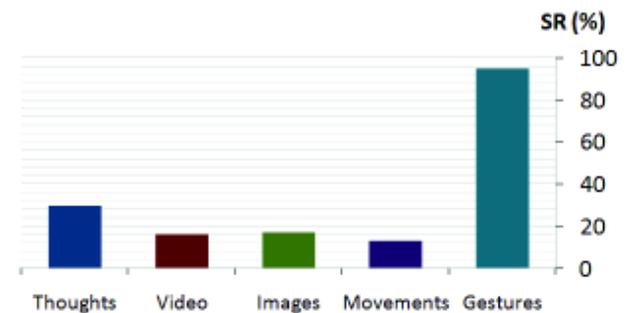


Fig.12. Average maximum SR in *second action*.

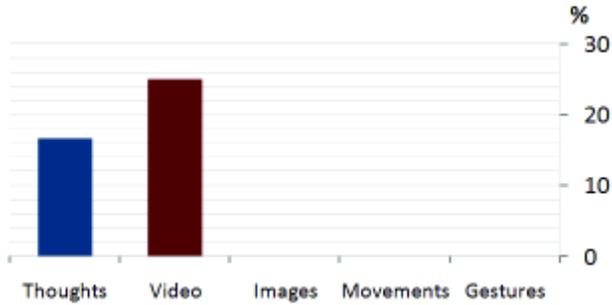


Fig.13. Percentage of users that *didn't reach* the 75% SR.

These comparative bar diagrams allowed a visual evaluation of every stimulus in order to score each one in each figure from 1 to 5, 5 being the maximum score. The evaluations were collected in Table 4.

Table 4. Comparative evaluation of each stimulus based on statistics.

Stimulus	Fig. 10	Fig. 11	Fig. 12	Fig. 13	Total
Thoughts	1	2	4	2	9
Videos	3	1	2	1	7
Images	2	3	3	4	12
Movements	4	4	1	4	13
Gestures	5	5	5	4	19

The results given by Table 4 are consistent with the observations made in the section 4.1, where *Gestures* seemed to be the best stimulus while *Thoughts* among the worst ones. Based on these graphic and statistic results, a ranking of the stimuli in order to improve the SR of the training with an Emotiv® EPOC is shown in Table 5.

Table 5 Rank of stimuli in order to improve the SR using the Cognitive Suite.

Rank	Stimulus
1 st	Gestures
2 nd	Movements
3 rd	Images
4 th	Thoughts
5 th	Videos

Due to the results, and considering that only *Gestures* had a good performance in the three actions using the Cognitive Suite, the mechatronic devices were controlled by the *Gestures*. The fact that the other stimuli didn't respond satisfactorily in the *second action* and in the *third action*, made them unsafe to control the powered wheelchair which could represent a hazard for the user's health.

4.3 Result of Driving Assessment with Emotiv® EPOC

After choosing *Gestures* as the stimulus for the Emotiv® EPOC to control a powered wheelchair, a Pride Jazzy® Select Elite wheelchair was selected to perform the tests on. For this purpose the joystick of the wheelchair with a

circuit managed by a microcontroller was modified, so that each of the 3 actions was converted into a correspondent order for the wheelchair. Given that only 3 actions could be performed, as concluded in the previous sections, combinations of these actions were used to generate the necessary movements to control the wheelchair. The equivalence between the 3 actions and the instructions to the wheelchair is shown in Table 6.

Table 6. Equivalence between actions and instructions to the wheelchair.

Action	Interpretation
First action	Forward/Backward
Second action	Turn left/right
Third action	Invert
Neutral	Stop

The *third action* corresponds to the *Invert order* which is used to change the direction of the current instruction being performed. Thus, if the wheelchair went forward and the invert order was received, the wheelchair drove backwards.

After having a defined way to control the powered wheelchair, the PIDA protocol, proposed by Dawson et al. [18] to evaluate the driving of the wheelchair, was applied. This protocol includes activities in a bathroom, in a bedroom, with doors, in an elevator, with ramps, parking tests and manoeuvrability activities. Among the 27 tests performed, only six presented difficulties, especially in the bathroom, and only one couldn't be performed, *unexpected obstacles*, which suggests that there is a high latency in the response of the system. The rest of the activities were achieved in an easily and successfully. The general evaluation gave a total score of 79%, which is acceptable. The score obtained performing the test with the joystick was 99%.



Fig. 14. Healthy user controlling the powered wheelchair with the BCI using *Gestures* with the Cognitive Suite (picture taken on Dec 20th 2012).

5. Conclusions and Future Work

After the evaluation of the different stimuli proposed for the use of Emotiv® EPOC with the Cognitive Suite, the best results were obtained by *Gestures*. This is a singular result given that the Emotiv® SDK user manual [14] reads explicitly that the user has to avoid dramatic expressions during the training with the Cognitive Suite. This result was confirmed with the successful control of a powered wheelchair using the Emotiv® EPOC with *Gestures* and the Cognitive Suite. Users controlling the powered wheelchair completed a series of tests that evaluate driving skills. In these tests, users reached a score of 79% when it was controlled by the BCI trained with *Gestures*. This proved the effectiveness in the pursuit of a successful control of a mechatronic device through a BCI.

Based on the presented results, it is possible to conclude that different stimuli produced variations in the response of the user to the SDK training with BCI. This suggests that the use of a particular stimulus, depending on each user, could improve the reliability of the systems controlled by BCI. Furthermore, different users responded in different ways to the same stimulus. A similar behavior takes place when the same user is stimulated with different stimuli, while one of them could help to improve the performance of the trials, another one could be an obstacle to the training. The graphs show oscillations in the curves, which suggests alternating periods of focus and lack of focus.

Several observations were made during the process of trials with the Emotiv® EPOC. The first one is that the SDK has a latency period which forces the user to get in focus before the start of each trial; otherwise the Skill Rating would be affected. It is also difficult to keep the focus for a period longer than eight seconds in each trial, which could bring trials with a lack of focus affecting the Skill Rating which is difficult to recover. Another fact that was observed after this evaluation was that the system is hard to be trained with more than one action; at least through our approach; from all the stimuli applied, only *Gestures* obtained satisfactory results with more than one action.

As future work we plan to evaluate different BCIs, applying the stimuli mentioned in this paper and comparing them with the Emotiv® EPOC. Furthermore, we plan to perform the same tests with tetraplegic patients with the purpose verifying whether they are able to control the powered wheelchair or not.

Last but not least, depending on the final function it might not be worth dealing with the big signal analysis required for cognitive recognition, when by gestures recognition a similar function can be obtained. Therefore the superficial electrical signals above the human's neck should all be considered as useful as the electrical signals from thoughts.

Acknowledgement(s)

Hereby the authors express their gratitude to Universidad EAFIT, the Virtual Reality Research Group and the Product Design Engineering Research Group (GRID) for their support throughout the development of this project. Furthermore to all the members of the team especially Gustavo Peláez, Juan David Roldán, Susana Navarro, Juan David Castrillón, Mateo Carvajal and Daniel Calderón; and to all the other assistants and users that participated during the development of the brain stimuli sessions.

References

- [1] S. Wang, E.T. Esfahani, & V. Sundararajan, Evaluation of SSVEP as Passive Feedback for Improving the Performance of Brain Machine Interfaces, *Proc. of the ASME 2012 IDETC/CIE*, Chicago, IL, 2012.
- [2] World Health Organization, *World report on disability 2011* (Geneva, Switzerland, WHO, 2011).
- [3] National Spinal Cord Injury Statistical Center, *Spinal Cord Injury Facts and Figures at a Glance* (Birmingham, AL, NSCISC, 2011).
- [4] G. Bin, X. Gao, Y. Wang, Y. Li, B. Hong, & S. Gao, A high-speed BCI based on code modulation VEP, *Journal of Neural Engineering*, 8(2), 2011, 025015.
- [5] K. K. Ang, C. Guan, K. S. G. Chua, B. T. Ang, C. W. K. Kuah, C. Wang, K. S. Phua, Z. Y. Chin, & H. Zhang, A Large Clinical Study on the Ability of Stroke Patients to Use an EEG-Based Motor Imagery Brain-Computer Interface, *Clinical EEG and Neuroscience*, 42(4), 2011, 253–258.
- [6] H. George, A. Hosle, D. Franz, & A. Kubler, Brain Painting – BCI Meets Patients and Artists in the Field, *BCI Meeting*, Asilomar, CA, 2010, D-3.
- [7] M. Palatucci, D. Pomerleau, G. E. Hinton, & T. M. Mitchell, Zero-shot Learning with semantic Output Codes, *23rd Annual Conference on Neural Information Processing Systems*, Vancouver, Canada, 2009, 1410-1418.
- [8] D. Szafrir, & R. Signorile, An Exploration of the Utilization of Electroencephalography and Neural Nets to Control Robots, *INTERACT (4) - 13th IFIP TC13 International Conference*, Lisbon, Portugal, 2011, 186-194.
- [9] V. Khare, J. Santhosh, S. Anand, & M. Bhatia, Brain Computer Interface Based Real Time Control of Wheelchair Using Electroencephalogram, *International Journal of Soft Computing and Engineering*, 1(5), 2011, 41-45.
- [10] F. Galán, M. Nuttin, E. Lew, P. W. Ferrez, G. Vanacker, J. Philips, & J. del R. Millán, A brain-actuated wheelchair: Asynchronous and non-invasive Brain-computer interfaces for continuous control of robots, *Clinical Neurophysiology*, 119(9), 2008, 2159-2169.
- [11] J. L. Collinger, B. Wodlinger, J. E. Downey, W. Wang, E. C. Tyler-Kabara, D. J. Weber, A. J. C. McMorland, M. Velliste, M. Boninger, & A. B. Schwartz, High-performance neuroprosthetic control by an individual with tetraplegia, *The Lancet, Early Online Publication*, December 17, 2012.
- [12] D. Choi, Y. Ryu, Y. Lee, & M. Lee, Performance evaluation of a motor-imagery-based EEG-Brain computer interface using a combined cue with heterogeneous training data in BCI-Naive subjects, *BioMedical Engineering OnLine*, 10(1), 2011, 91.

[13] J. Jin, E. W. Sellers, Y. Zhang, I. Daly, X. Wang, & A. Cichocki, Whether generic model works for rapid ERP-based BCI calibration, *Journal of Neuroscience Methods*, 212(1), 2013, 94-99.

[14] Emotiv® Software Development Kit, User Manual for Release, Version 1.0.0.4, 29-33.

[15] C. Gorman, The Mind-Reading Machine, *IEEE Spectrum*, July, 2012.

[16] Edgar A. Cardona, Clinical Neurologist,

SaludCoop Clinic, Personal Communication, Medellin, June 23, 2012.

[17] D. G. Amen, Cambia tu Cerebro, Cambia tu Vida, *Spanish Pubs Llc*, 2011.

[18] D. Dawson, E. Kaiserman-Goldstein, R. Chan, & J. Gleason, *Power-Mobility Indoor Driving Assessment manual*, 2006.

ANEXO 2

PRUEBAS DISEÑADAS

1. PRUEBAS EN LA HABITACIÓN

Identificación de la Prueba	1
Tipo de Prueba	Prueba de Usuario
Componente / Sistema sometido a prueba	Sistema completo
Objetivo de la prueba	Evaluar el desempeño de la silla de ruedas eléctrica en diferentes situaciones dentro de una habitación, siendo controlada tanto por el joystick como por la interfaz cerebro computador.

Descripción de la prueba:

Se realizarán varios intentos de aproximación a los principales objetos dentro de la habitación con el fin de simular la posible interacción que se puede tener con cada uno de ellos. Esta prueba se realizará primero con el joystick y posteriormente con la interfaz cerebro-computador y se comparan los resultados obtenidos con cada uno de ellos.

Usuarios:

Para las pruebas alfa se utilizaron 10 usuarios sin limitaciones de movilidad.

Materiales:

- Silla de ruedas eléctrica controlada por el joystick.
- Silla de ruedas eléctrica controlada por la interfaz cerebro computador.
- 1 Cama o sustituto.
- 1 Cómoda con cajón cerrado o un sustituto para la prueba
- 1 Clóset con puerta cerrada o un sustituto para la prueba
- 1 Camisa para ubicar encima de la cómoda o un sustituto para la prueba
- 2 formatos *PIDA*.
- 12 formatos de Hoja de evaluación NASA-TLX.

Descripción detallada de la prueba:

- 1 El evaluador explica a cada usuario las tareas a realizar durante la prueba.
- 2 El evaluador presenta al usuario los formatos de calificación tanto el PIDA como el NASA-TLX y le explica la forma de calificación y el diligenciamiento de los formatos.
- 3 El usuario ubica la silla de ruedas al lado de la cama o un sustituto controlándola con el joystick, tanto a la derecha como a la izquierda y en ambos casos llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del PIDA. Esto se hace a modo de prueba, con el objeto de que el usuario se familiarice con el sistema de calificación. Si el usuario ya se ha familiarizado con los formatos de evaluación se omite este paso.
- 4 El usuario lleva la silla de ruedas con el joystick hasta el lado derecho de la cama o un sustituto de modo que pueda pasarse hasta la cama directamente.
- 5 El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del PIDA.
- 6 El usuario lleva la silla de ruedas con el joystick hasta el lado izquierdo de la cama o un sustituto de modo que pueda pasarse hasta la cama directamente.
- 7 El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del PIDA.
- 8 El usuario se posiciona frente a una cómoda o un sustituto con el joystick y saca algo de alguno de los cajones o toma algo de la superficie.
- 9 El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del PIDA.
- 10 El usuario se posiciona frente al closet o un sustituto con el joystick de modo que sea capaz de abrir la puerta de éste.
- 11 El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del PIDA.
- 12 El usuario, con colaboración del evaluador, realiza la evaluación de los pesos de cada uno de los parámetros utilizando la Hoja de Recuento de Fuentes de Desgaste NASA-TLX
- 13 El evaluador diligencia la Hoja de Evaluación Ponderada NASA-TLX para las actividades realizadas y saca el valor definitivo del NASA-TLX en cada una de ellas.
- 14 El evaluador realiza la cuantización total de cada una de las pruebas utilizando el Indicador de Efectividad descrito anteriormente y diligencia el Formato de Calificación Combinado con los valores del PIDA, del NASA-TLX y del Indicador de Efectividad.
- 15 Se repiten los pasos del 4 al 14, pero en vez de controlar la silla de ruedas con el joystick, se hace a través de la interfaz cerebro-computador.
- 16 El evaluador compara resultados entre el manejo con el joystick y la interfaz cerebro computador y saca conclusiones.

Lugar:

Fecha:

Hora:

Duración estimada: 120 minutos

	Usuario	Con limitaciones de movilidad/ Movilidad completa	Calificación total de Efectividad
1			
2			
3			
4			
5			
6			
7			
8			
9			
10			

Observaciones y conclusiones:

2. PRUEBAS EN EL CUARTO DE BAÑO

Identificación de la Prueba	2
Tipo de Prueba	Prueba de Usuario
Componente / Sistema sometido a prueba	Sistema completo
Objetivo de la prueba	Evaluar el desempeño de la silla de ruedas eléctrica en diferentes situaciones dentro de un cuarto de baño, siendo controlada tanto por el joystick como por la interfaz cerebro computador.

Descripción de la prueba:

Se realizarán varios intentos de aproximación a los principales elementos dentro de un cuarto de baño con el fin de simular la posible interacción que se puede tener con cada uno de ellos. Esta prueba se realizará

primero con el joystick y posteriormente con la interfaz cerebro computador y se comparan los resultados obtenidos con cada uno de ellos.

Usuarios:

Para las pruebas alfa se utilizarán 10 usuarios sin limitaciones de movilidad.

Materiales:

- Silla de ruedas eléctrica controlada por el joystick
- Silla de ruedas eléctrica controlada por la interfaz cerebro computador
- 1 Cuarto de baño con puerta
- 1 Lavamanos
- 1 Porcelana Sanitaria.
- 1 formato *PIDA*.
- 9 formatos de Hoja de evaluación NASA-TLX.

Descripción detallada de la prueba:

1. El evaluador explica a cada usuario las tareas a realizarse durante la prueba.
2. El evaluador presenta al usuario los formatos de calificación tanto el *PIDA* como el NASA-TLX y le explica la forma de calificación y el diligenciamiento de los formatos.
3. El usuario ingresa al cuarto de baño y ubica la silla de ruedas en frente del lavamanos controlándola con el joystick. Posteriormente llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del *PIDA*. Esto se hace a modo de prueba, con el objeto de que el usuario se familiarice con el sistema de calificación. Si el usuario ya se ha familiarizado con los formatos de evaluación se omite este paso.
4. El usuario ingresa al cuarto de baño con la silla de ruedas controlándola con el joystick. Si el cuarto de baño tiene puerta, el usuario debe de abrirla e ingresar.
5. El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del *PIDA*.
6. El usuario se aproxima con la silla de ruedas controlándola el joystick hasta el frente del lavamanos como si fuera a usarlo.
7. El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del *PIDA*.
8. El usuario se aproxima con la silla de ruedas controlándola con el joystick hasta el frente del mueble sanitario como si fuera a usarlo o a moverse hasta él.

9. El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del PIDA.
10. El usuario sale del cuarto de baño controlando la silla de ruedas con el joystick. Si se requiere que el usuario abra la puerta del baño para salir, éste debe de hacerlo.
11. El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del PIDA.
12. El usuario, con colaboración del evaluador, realiza la evaluación de los pesos de cada uno de los parámetros utilizando la Hoja de Recuento de Fuentes de Desgaste NASA-TLX
13. El evaluador diligencia la Hoja de Evaluación Ponderada NASA-TLX para las actividades realizadas y saca el valor definitivo del NASA-TLX en cada una de ellas.
14. El evaluador realiza la cuantización total de cada una de las pruebas utilizando el Indicador de Efectividad descrito anteriormente y diligencia el Formato de Calificación Combinado con los valores del PIDA, del NASA-TLX y del Indicador de Efectividad.
15. Se repiten los pasos del 4 al 14, pero en vez de controlar la silla de ruedas con el joystick, se hace a través de la interfaz cerebro computador.
16. El evaluador compara resultados entre el manejo con el joystick y la interfaz cerebro computador y saca conclusiones.

Lugar:

Fecha:

Hora:

Duración estimada: 150 minutos.

	Usuario	Con limitaciones de movilidad / Movilidad completa	Calificación total de Efectividad
1			
2			
3			
4			
5			
6			
7			
8			
9			
10			

Observaciones y conclusiones:

3. PRUEBAS CON PUERTAS

Identificación de la Prueba	3
Tipo de Prueba	Prueba de Usuario
Componente / Sistema sometido a prueba	Sistema completo
Objetivo de la prueba	Evaluar el desempeño de la silla de ruedas eléctrica cuando se enfrenta a diferentes tipos de puertas, siendo controlada tanto por el joystick como por la interfaz cerebro computador.

Descripción de la prueba:

Se realizarán varios intentos para ingresar, ubicarse en el interior y salir de un ascensor. Esta prueba se realizará primero con el joystick y posteriormente con la interfaz cerebro computador y se comparan los resultados obtenidos con cada uno de ellos.

Usuarios:

Para las pruebas alfa se utilizarán 10 usuarios sin limitaciones de movilidad.

Materiales:

- Silla de ruedas eléctrica controlada por el joystick
- Silla de ruedas eléctrica controlada por la interfaz cerebro computador
- 1 Puerta automática deslizante
- 1 Puerta con apertura por botón o algún otro tipo de mando
- 1 Puerta tradicional estrecha
- 1 formato *PIDA*
- 7 formatos de Hoja de evaluación NASA-TLX

Descripción detallada de la prueba:

1. El evaluador explica a cada usuario las tareas a realizarse durante la prueba.
2. El evaluador presenta al usuario los formatos de calificación tanto el PIDA como el NASA-TLX y le explica la forma de calificación y el diligenciamiento de los formatos.
3. El usuario pasa a través de una puerta estrecha con la silla de ruedas controlándola con el joystick. Posteriormente llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del PIDA. Esto se hace a modo de prueba, con el objeto de que el usuario se familiarice con el sistema de calificación. Si el usuario ya se ha familiarizado con los formatos de evaluación se omite este paso.
4. El usuario atraviesa una puerta automática deslizante controlando la silla de ruedas con el joystick.
5. El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del PIDA.
6. El usuario atraviesa una puerta activada por botón o algún otro tipo de mando controlando la silla de ruedas con el joystick.
7. El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del PIDA.
8. El usuario atraviesa por una puerta común estrecha controlando la silla de ruedas con el joystick.
9. El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del PIDA.
10. El usuario, con colaboración del evaluador, realiza la evaluación de los pesos de cada uno de los parámetros utilizando la Hoja de Recuento de Fuentes de Desgaste NASA-TLX
11. El evaluador diligencia la Hoja de Evaluación Ponderada NASA-TLX para las actividades realizadas y saca el valor definitivo del NASA-TLX en cada una de ellas.
12. El evaluador realiza la cuantización total de cada una de las pruebas utilizando el Indicador de Efectividad descrito anteriormente y diligencia el Formato de Calificación Combinado con los valores del PIDA, del NASA-TLX y del Indicador de Efectividad.
13. Se repiten los pasos del 4 al 12, pero en vez de controlar la silla de ruedas con el joystick, se hace a través de la interfaz cerebro computador.
14. El evaluador compara resultados entre el manejo con el joystick y la interfaz cerebro computador y saca conclusiones.

Lugar:

Fecha:

Hora:

Duración estimada: 150 minutos

	Usuario	Con limitaciones de movilidad / Movilidad completa	Calificación total de Efectividad
1			
2			
3			
4			
5			
6			
7			
8			
9			
10			

Observaciones y conclusiones:

4. PRUEBAS EN ASCENSOR

Identificación de la Prueba	4
Tipo de Prueba	Prueba de Usuario
Componente / Sistema sometido a prueba	Sistema completo
Objetivo de la prueba	Evaluar el desempeño de la silla de ruedas eléctrica accediendo a un ascensor, ubicándose dentro de él y saliendo del mismo. Para esto se controlará la silla de ruedas tanto por el joystick como por la interfaz cerebro computador.

Descripción de la prueba:

Se realizarán varios intentos para atravesar diversos tipos de puertas. Esta prueba se realizará primero con el joystick y posteriormente con la interfaz cerebro computador y se comparan los resultados obtenidos con cada uno de ellos.

Usuarios:

Para las pruebas alfa se utilizarán 10 usuarios sin limitaciones de movilidad.

Materiales:

- Silla de ruedas eléctrica controlada por el joystick
- Silla de ruedas eléctrica controlada por la interfaz cerebro computador
- 1 Ascensor eléctrico con sensor de seguridad en el cierre
- 1 formato *PIDA*
- 7 formatos de Hoja de evaluación NASA-TLX

 Descripción detallada de la prueba:

1. El evaluador explica a cada usuario las tareas a realizarse durante la prueba.
2. El evaluador presenta al usuario los formatos de calificación tanto el *PIDA* como el NASA-TLX y le explica la forma de calificación y el diligenciamiento de los formatos.
3. El usuario entra y sale de un ascensor con la silla de ruedas controlándola con el joystick. Posteriormente llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del *PIDA*. Esto se hace a modo de prueba, con el objeto de que el usuario se familiarice con el sistema de calificación. Si el usuario ya se ha familiarizado con los formatos de evaluación se omite este paso.
4. El usuario entra a un ascensor controlando la silla de ruedas con el joystick. El evaluador puede ayudar a sostener el botón de apertura del ascensor una vez haya sido oprimido por el usuario, si éste lo pide.
5. El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del *PIDA*.
6. El usuario toma una ubicación al interior del ascensor habiendo al menos una persona al dentro de éste. Esto se realizará controlando la silla de ruedas con el joystick.
7. El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del *PIDA*.
8. El usuario sale del ascensor controlando la silla de ruedas con el joystick. Si se desea salir en reversa, el usuario debe asegurarse que no hay nadie en el camino a quien se pueda lastimar. El evaluador puede ayudar a sostener el botón de apertura del ascensor una vez haya sido oprimido por el usuario, si éste lo pide.
9. El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del *PIDA*.
10. El usuario, con colaboración del evaluador, realiza la evaluación de los pesos de cada uno de los parámetros utilizando la Hoja de Recuento de Fuentes de Desgaste NASA-TLX
11. El evaluador diligencia la Hoja de Evaluación Ponderada NASA-TLX para las actividades realizadas y saca el valor definitivo del NASA-TLX en cada una de ellas.

12. El evaluador realiza la cuantización total de cada una de las pruebas utilizando el Indicador de Efectividad descrito anteriormente y diligencia el Formato de Calificación Combinado con los valores del PIDA, del NASA-TLX y del Indicador de Efectividad.

13. Se repiten los pasos del 4 al 12, pero en vez de controlar la silla de ruedas con el joystick, se hace a través de la interfaz cerebro-computador.

14. El evaluador compara resultados entre el manejo con el joystick y la interfaz cerebro computador y saca conclusiones.

Lugar:

Fecha:

Hora:

Duración estimada: 60 minutos.

	Usuario	Con limitaciones de movilidad / Movilidad completa	Calificación total de Efectividad
1			
2			
3			
4			
5			
6			
7			
8			
9			
10			

Observaciones y conclusiones:

5. PRUEBAS DE PARQUEO

Identificación de la Prueba	5
Tipo de Prueba	Prueba de Usuario
Componente / Sistema sometido a prueba	Sistema completo
Objetivo de la prueba	Evaluar el desempeño de la silla de ruedas eléctrica parqueando. Para esto se controlará la silla de ruedas tanto por el joystick como por la interfaz cerebro-computador.

Descripción de la prueba:

Se realizarán varios intentos para parquear la silla de ruedas eléctricas en diferentes situaciones. Esta prueba se realizará primero con el joystick y posteriormente con la interfaz cerebro computador y se comparan los resultados obtenidos con cada uno de ellos.

Usuarios:

Para las pruebas alfa se utilizarán 10 usuarios sin limitaciones de movilidad.

Materiales:

- Silla de ruedas eléctrica controlada por el joystick
- Silla de ruedas eléctrica controlada por la interfaz cerebro computador
- 1 Mesa con espacio aproximado de 1 metro entre las patas, preferiblemente de uso cotidiano del usuario o un sustituto para la prueba
- 1 vaso vacío o un sustituto para la prueba
- 2 sillas o un sustituto para la prueba
- 1 formato *PIDA*
- 9 formatos de Hoja de evaluación NASA-TLX

Descripción detallada de la prueba:

1. El evaluador explica a cada usuario las tareas a realizare durante la prueba.
2. El evaluador presenta al usuario los formatos de calificación tanto el *PIDA* como el NASA-TLX y le explica la forma de calificación y el diligenciamiento de los formatos.
3. El usuario ubica la silla de ruedas al lado de una mesa o su sustituto y pone un vaso o su sustituto sobre ella, esto controlando la silla de ruedas con el joystick. Posteriormente llena el formato de calificación

del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del PIDA. Esto se hace a modo de prueba, con el objeto de que el usuario se familiarice con el sistema de calificación. Si el usuario ya se ha familiarizado con los formatos de evaluación se omite este paso.

4. El usuario se parquea debajo de una mesa o su sustituto con aproximadamente 1 metro de espacio entre las patas, controlando la silla de ruedas con el joystick. Es esta actividad, el usuario no debe golpear ninguna de las patas de la mesa o su sustituto. Se prefiere que la mesa o su sustituto sea de uso cotidiano del usuario.
5. El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del PIDA.
6. El usuario se ubica al lado de una mesa o su sustituto lo suficientemente cerca de ésta para poder alcanzar un vaso o su sustituto previamente colocado cerca del borde. Esto se realizará controlando la silla de ruedas con el joystick.
7. El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del PIDA.
8. El usuario se parquea en reversa en medio de 2 sillas o sus sustitutos que se encuentran separadas por un espacio de 1 metro y que están contra la pared.
9. El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del PIDA.
10. El usuario se parquea en paralelo en medio de 2 sillas o sus sustitutos que se encuentran separadas por un espacio de 1.5 metros y que están contra la pared.
11. El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del PIDA.
12. El usuario, con colaboración del evaluador, realiza la evaluación de los pesos de cada uno de los parámetros utilizando la Hoja de Recuento de Fuentes de Desgaste NASA-TLX
13. El evaluador diligencia la Hoja de Evaluación Ponderada NASA-TLX para las actividades realizadas y saca el valor definitivo del NASA-TLX en cada una de ellas.
14. El evaluador realiza la cuantización total de cada una de las pruebas utilizando el Indicador de Efectividad descrito anteriormente y diligencia el Formato de Calificación Combinado con los valores del PIDA, del NASA-TLX y del Indicador de Efectividad.
15. Se repiten los pasos del 4 al 14, pero en vez de controlar la silla de ruedas con el joystick, se hace a través de la interfaz cerebro-computador.
16. El evaluador compara resultados entre el manejo con el joystick y la interfaz cerebro computador y saca conclusiones.

Lugar:

Fecha:

Hora:

Duración estimada: 120 minutos

	Usuario	Con limitaciones de movilidad / Movilidad completa	Calificación total de Efectividad
1			
2			
3			
4			
5			
6			
7			
8			
9			
10			

Observaciones y conclusiones:

6. PRUEBAS CON RAMPAS

Identificación de la Prueba	6
Tipo de Prueba	Prueba de Usuario
Componente / Sistema sometido a prueba	Sistema completo
Objetivo de la prueba	Evaluar el desempeño de la silla de ruedas eléctrica subiendo y bajando rampas. Para esto se controlará la silla de ruedas tanto por el joystick como por la interfaz cerebro-computador.

Descripción de la prueba:

Se realizarán varios intentos para subir y bajar rampas. Esta prueba se realizará primero con el joystick y posteriormente con la interfaz cerebro computador y se comparan los resultados obtenidos con cada uno de ellos.

Usuarios:

Para las pruebas alfa se utilizarán 10 usuarios sin limitaciones de movilidad.

Materiales:

- Silla de ruedas eléctrica controlada por el joystick
- Silla de ruedas eléctrica controlada por la interfaz cerebro computador
- 1 rampa de aproximadamente 10° de inclinación y 1.5 metros de largo o superior
- 1 formato *PIDA*
- 7 formatos de Hoja de evaluación NASA-TLX

Descripción detallada de la prueba:

1. El evaluador explica a cada usuario las tareas a realizarse durante la prueba.
2. El evaluador presenta al usuario los formatos de calificación tanto el *PIDA* como el NASA-TLX y le explica la forma de calificación y el diligenciamiento de los formatos.
3. El usuario sube una rampa de 10° y no menos de 1.5 metros de largo controlando la silla de ruedas con el joystick. Posteriormente llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del *PIDA*. Esto se hace a modo de prueba, con el objeto de que el usuario se familiarice con el sistema de calificación. Si el usuario ya se ha familiarizado con los formatos de evaluación se omite este paso.
4. El usuario sube una rampa de aproximadamente 10° y no menos de 1.5 metros de largo controlando la silla de ruedas con el joystick.
5. El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del *PIDA*.
6. El usuario baja una rampa de aproximadamente 10° y no menos de 1.5 metros de largo controlando la silla de ruedas con el joystick.
7. El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del *PIDA*.
8. El usuario, con colaboración del evaluador, realiza la evaluación de los pesos de cada uno de los parámetros utilizando la Hoja de Recuento de Fuentes de Desgaste NASA-TLX

9. El evaluador diligencia la Hoja de Evaluación Ponderada NASA-TLX para las actividades realizadas y saca el valor definitivo del NASA-TLX en cada una de ellas.
10. El evaluador realiza la cuantización total de cada una de las pruebas utilizando el Indicador de Efectividad descrito anteriormente y diligencia el Formato de Calificación Combinado con los valores del PIDA, del NASA-TLX y del Indicador de Efectividad.
11. Se repiten los pasos del 4 al 10, pero en vez de controlar la silla de ruedas con el joystick, se hace a través de la interfaz cerebro-computador.
12. El evaluador compara resultados entre el manejo con el joystick y la interfaz cerebro computador y saca conclusiones.

Lugar:

Fecha:

Hora:

Duración estimada: 45 minutos.

	Usuario	Con limitaciones de movilidad / Movilidad completa	Calificación total de Efectividad
1			
2			
3			
4			
5			
6			
7			
8			
9			
10			

Observaciones y conclusiones:

7. PRUEBAS DE HABILIDAD EN EL MANEJO

Identificación de la Prueba	7
Tipo de Prueba	Prueba de Usuario
Componente / Sistema sometido a prueba	Sistema completo
Objetivo de la prueba	Evaluar el desempeño de la silla de ruedas eléctrica en la ejecución de diversas maniobras. Para esto se controlará la silla de ruedas tanto por el joystick como por la interfaz cerebro-computador.

Descripción de la prueba:

Se realizarán diversos ejercicios de maniobrabilidad con la silla. Esta prueba se realizará primero con el joystick y posteriormente con la interfaz cerebro computador y se comparan los resultados obtenidos con cada uno de ellos.

Usuarios:

Para las pruebas alfa se utilizarán 10 usuarios sin limitaciones de movilidad.

Materiales:

- Silla de ruedas eléctrica controlada por el joystick
- Silla de ruedas eléctrica controlada por la interfaz cerebro computador
- Intercepción de 4 vías
- Pasillo de 2 metros de ancho
- 8 sillas o unos sustitutos para la prueba
- 1 caja vacía de cartón o un sustituto para la prueba
- Cafetería en hora de gran ocupación u otro lugar de gran congestión
- 1 formato *PIDA*
- 15 formatos de Hoja de evaluación NASA-TLX

Descripción detallada de la prueba:

1. El evaluador explica a cada usuario las tareas a realizare durante la prueba.
2. El evaluador presenta al usuario los formatos de calificación tanto el *PIDA* como el NASA-TLX y le explica la forma de calificación y el diligenciamiento de los formatos.
3. El usuario sube gira 180° controlando la silla de ruedas con el joystick. Posteriormente llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del *PIDA*. Esto se hace a modo de

prueba, con el objeto de que el usuario se familiarice con el sistema de calificación. Si el usuario ya se ha familiarizado con los formatos de evaluación se omite este paso.

4. El usuario gira a la derecha en una intercepción de 4 vías controlando la silla de ruedas con el joystick. Para ello debe reducir la velocidad antes de llegar a la intercepción, analizar el tráfico presente y voltear con precaución.
5. El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del PIDA.
6. El usuario gira a la izquierda en una intercepción de 4 vías controlando la silla de ruedas con el joystick. Para ello debe reducir la velocidad antes de llegar a la intercepción, analizar el tráfico presente y voltear con precaución.
7. El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del PIDA.
8. El usuario gira 180° controlando la silla de ruedas con el joystick. Esto debe realizarse en un pasillo de aproximadamente 2 metros de ancho y no mayor a este valor.
9. El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del PIDA.
10. El usuario maneja en reversa controlando la silla de ruedas con el joystick. Esto debe hacerse al menos durante 2 metros por un corredor de aproximadamente 1 metros de ancho, el cual puede crearse con sillas o sus sustitutos y una pared.
11. El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del PIDA.
12. El usuario maneja a través de un área congestionada controlando la silla de ruedas con el joystick. Para ello se debe escoger un lugar de gran ocupación como una cafetería en hora de almuerzo y otro lugar con gran congestión, y se debe desplazar mínimo 20 metros a través de la congestión.
13. El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del PIDA.
14. El usuario maneja a través de un circuito con obstáculos (figura 1) controlando la silla de ruedas con el joystick. Durante el recorrido, el usuario no debe golpear ninguno de los obstáculos.
15. El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del PIDA.
16. El usuario maneja hacia adelante controlando la silla de ruedas con el joystick. Mientras se desplaza, el evaluador arroja una caja de cartón vacía o su sustituto en frente de la silla (aproximadamente 1 metro por delante) de forma repentina y el usuario debe parar antes de golpearla. Esto debe hacerse en 2 ocasiones mientras el usuario se desplaza hacia adelante.

17. El usuario llena el formato de calificación del NASA-TLX mientras el evaluador llena el formato del PIDA.
18. El usuario, con colaboración del evaluador, realiza la evaluación de los pesos de cada uno de los parámetros utilizando la Hoja de Recuento de Fuentes de Desgaste NASA-TLX
19. El evaluador diligencia la Hoja de Evaluación Ponderada NASA-TLX para las actividades realizadas y saca el valor definitivo del NASA-TLX en cada una de ellas.
20. El evaluador realiza la cuantización total de cada una de las pruebas utilizando el Indicador de Efectividad descrito anteriormente y diligencia el Formato de Calificación Combinado con los valores del PIDA, del NASA-TLX y del Indicador de Efectividad.
21. Se repiten los pasos del 4 al 20, pero en vez de controlar la silla de ruedas con el joystick, se hace a través de la interfaz cerebro-computador.
22. El evaluador compara resultados entre el manejo con el joystick y la interfaz cerebro computador y saca conclusiones.

Lugar:

Fecha:

Hora:

Duración estimada: 180 minutos.

	Usuario	Con limitaciones de movilidad / Movilidad completa	Calificación total de Efectividad
1			
2			
3			
4			
5			
6			
7			
8			
9			
10			

Observaciones y conclusiones:

Los dos últimos ítems de la evaluación *PIDA* no serán tomados en cuenta, esto es la selección de la velocidad y la capacidad de compartir espacios públicos, ya que se considera que se encuentran incluidas tanto en otras pruebas del *PIDA* como en la evaluación de la *NASA-TLX*.

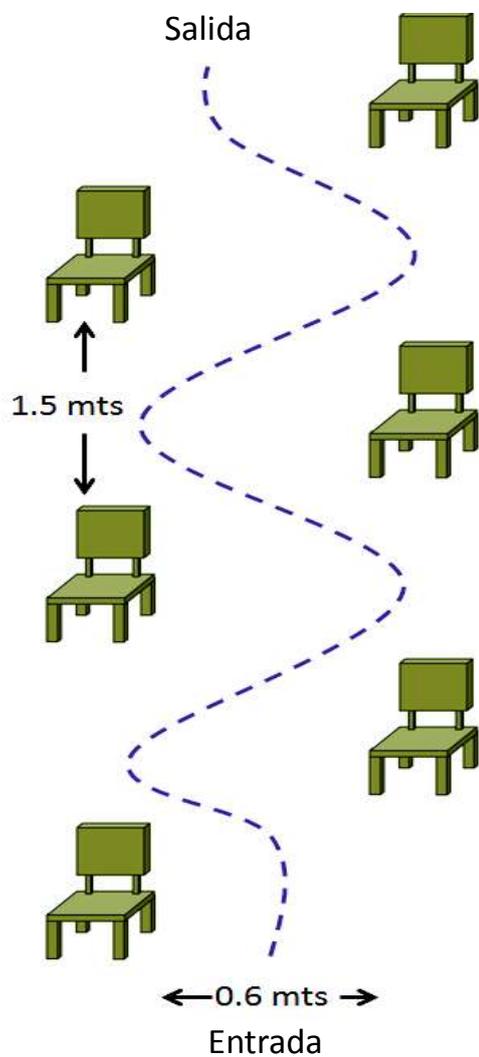


Figura 1. Circuito para realizar la prueba de obstáculos