



TECNOLÓGICO
DE MONTERREY.

Instituto Tecnológico y de Estudios Superiores de Monterrey

Campus Ciudad de México

**“Sistema de control basado en interfaz cerebro-computadora-actuador para
pacientes con discapacidades motoras”**

Rolando Bautista Montesano

A00996397

Carlos Fernando Mayer Llamosa

A01124283

Vladimir Ruiz Ramírez

A01105346

Proyecto Integrador

BI00881

Dr. Luis Jiménez Ángeles

Profesor de cátedra



TECNOLÓGICO
DE MONTERREY

Biblioteca
Campus Ciudad de México

Miércoles 1 de diciembre de 2010

119-2

“Sistema de control basado en interfaz cerebro-computadora-actuador para pacientes con discapacidades motoras”

RESUMEN	3
INTRODUCCIÓN.....	3
PROBLEMÁTICA.....	6
TIPOS DE DISCAPACIDAD.....	7
OBJETIVOS	8
JUSTIFICACIÓN DE LA OPORTUNIDAD	9
MEGATENDENCIAS	9
<i>Células, Tejidos y Órganos Artificiales.....</i>	<i>9</i>
<i>Computadoras de alto rendimiento</i>	<i>10</i>
ANÁLISIS DE LA INDUSTRIA, CLIENTES Y PRODUCTOS COMPLEMENTARIOS.....	10
ESTADO DEL ARTE	12
DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA SOLUCIÓN	13
ELEMENTOS UTILIZADOS EN EL SISTEMA	13
<i>Emotiv EPOC.....</i>	<i>13</i>
<i>Tarjetas de desarrollo STK500 y STK600</i>	<i>15</i>
<i>Ordenador portátil con puerto USB-RS232</i>	<i>16</i>
PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO	16
ADQUISICIÓN DE SEÑALES CEREBRALES	17
DESARROLLO DE LA INTERFAZ DE USUARIO.....	21
COMUNICACIONES	26
<i>Implementación de protocolo de comunicación serial por USART.....</i>	<i>26</i>
CIRCUITOS Y ACTUADORES	31
<i>Circuito de control de lámparas</i>	<i>31</i>
<i>Circuito de control de motores.....</i>	<i>34</i>
RESULTADOS Y CONCLUSIONES	35
TRABAJO A FUTURO	37
REFERENCIAS	38

Resumen

En el presente escrito se habla a detalle del por qué de la necesidad de implementar sistemas inteligentes de control de dispositivos a distancia enfocados en pacientes que sufren de la parálisis total o parcial de sus extremidades; se trata una posible alternativa y ejemplo de este tipo de sistemas: componentes y elementos que lo constituyen, descripción de los mismos y de las fases de desarrollo del proyecto, integración de los componentes del sistema, así como los resultados finales de éste que en síntesis es haber logrado la implementación física de lo antes mencionado. Asimismo se mencionan cuáles son las tendencias de las tecnologías empleadas y finalmente se establece un panorama futuro del potencial que posee este proyecto, que básicamente nos esboza el surgimiento de una nueva herramienta de desarrollo que puede aplicarse no sólo en el área médica, sino en otras como la robótica, la ingeniería de control, de software y también con meros propósitos académicos y de investigación.

Introducción

Una de las tendencias actuales de la ciencia y la tecnología es enfocar el crecimiento y desarrollo de las mismas con el fin de facilitar la vida de las personas y proporcionar beneficios sociales, económicos y culturales. La gente que sufre de alguna discapacidad física ha encontrado en la tecnología una alternativa para desenvolverse de forma autosuficiente en la vida cotidiana. El uso de dispositivos de control computarizado les brinda herramientas para llevar a cabo diversas actividades en su hogar, mismas que les proporcionan una mejor calidad de vida.

Los pacientes con discapacidades motoras más severas, tales como los que sufren de paraplejia y tetraplejia, tienen necesidades específicas y requieren asistencia de terceros para actividades consideradas sencillas por personas con pleno uso de sus facultades físicas. La pérdida parcial o total del funcionamiento de sus extremidades los limita el resto de sus vidas. Esta dependencia ha marcado una tendencia hacia la creación de dispositivos que solucionen los problemas derivados de esta condición (Morgado, 2008).

La automatización de procesos ha llevado al desarrollo de una de las soluciones más recientes e innovadoras como lo es el control de viviendas con fines de seguridad y realizar con más rapidez determinadas labores domésticas, tales como el sistema de automatización de puertas con control remoto, implementación de cámaras de video para vigilar el tránsito fuera de una casa o en el interior de ésta, encendido y apagado de luces, sistema de riego para jardines, creación de climas internos y sistemas de prevención de desastres como fugas de gas, picos de tensión, fuego, etc. (Téllez, 2008).

En la actualidad se cuenta con diversos elementos tecnológicos con aplicaciones específicas enfocadas al campo de la ingeniería, informática y telecomunicaciones como por ejemplo tarjetas de desarrollo, microcontroladores, software de programación para dichos microcontroladores y para el desarrollo de infinidad de interfaces, actuadores, etc. No obstante no existe una integración ni convivencia entre ellas, limitando posibles implementaciones en otros campos como la medicina. Por tal motivo, un área de oportunidad con gran potencial de desarrollo es la conjunción de lo antes mencionado para generar soluciones innovadoras, eficientes e integrales con miras a

mejorar la calidad de vida de pacientes con lesiones de médula espinal que han diezmado su movilidad.

Por ello, las tecnologías existentes que fueron seleccionadas para el desarrollo de una aplicación que satisfaga las necesidades mencionadas tienen la particularidad principal de que no habían sido empleadas en conjunto: ATSTK500©, ATSTK600©, EMOTIV NeuroHeadset©, Microsoft Visual C# Express©, AVR Studio 4© y protocolos de comunicación serial, que en suma permitieron la creación de un sistema de control de elementos básicos de un hogar promedio en México.

A muy grandes rasgos, las tarjetas ATSTK se utilizaron para recibir la información del NeuroHeadset y transmitirla a los actuadores físicos del presente proyecto; el NeuroHeadset es el medio por el cual el usuario transmite las órdenes de sus pensamientos a la interfaz creada en Visual C# y finalmente los protocolos de comunicación serial y el código generado en AVR Studio 4 permitieron y homogeneizaron la recepción y transmisión de toda esta información.

El proyecto propuesto aquí pretende proporcionar en el mayor grado posible, cierta independencia física a los pacientes que se encuentren en un estado de discapacidad motriz (principalmente parálisis total de las extremidades) de tal modo que puedan realizar labores comunes como apagar o prender la luz, electrodomésticos y otros aparatos que potencialmente puedan ser programables para ser controlados a distancia, con simples movimientos de cabeza o incluso gestos. Dichos movimientos serían interpretados como órdenes de control por una interfaz de software en el que el paciente pueda seleccionar la labor a realizar.

Problemática

De acuerdo con el censo de población y vivienda llevado a cabo en México en el año 2000, (INEGI, 2004) la cantidad de personas que padecía algún tipo de discapacidad era de 1 millón 795 mil, lo que representaba el 1.8% de la población total. Como se muestra en la Figura 1, el 45.3% de ese número padece discapacidades motrices, las cuales comprenden discapacidades músculo-esqueléticas y las neuromotrices. Las primeras se refieren a la dificultad que tiene una persona para moverse, caminar, mantener posturas y manipulación de objetos. Las discapacidades neuromotrices dificultan la movilidad de algún segmento corporal a consecuencia de un daño neurológico, incluyendo secuelas de traumatismos y de algunas enfermedades como la poliomeilitis, las lesiones medulares y la distrofia muscular (INEGI, 2004).

El panorama descrito presenta una necesidad de implementar sistemas que asistan físicamente a estas personas con el propósito de mejorar su calidad de vida.

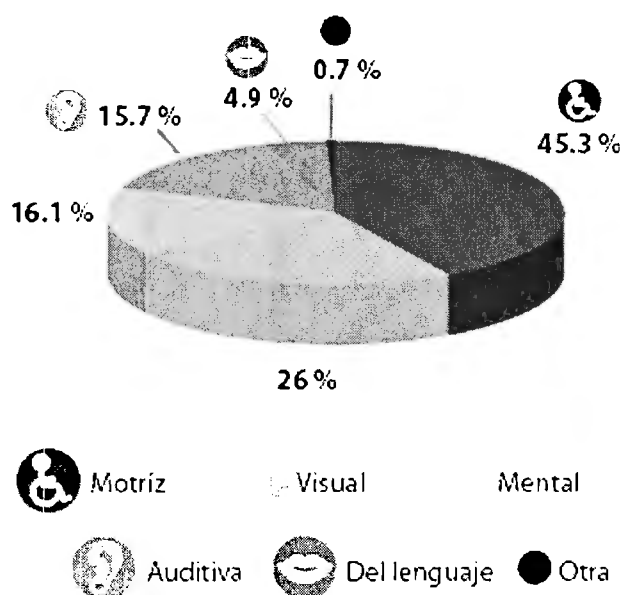


Figura 1. Tipos de discapacidad en México (Censo de Población y vivienda, INEGI 2000)

Cabe destacar que las soluciones existentes (grúas de techo y móviles, sillas de ruedas eléctricas, etc.) tienen en común que de algún modo se requiere la movilización del paciente en determinado espacio, lo cual se pretende evitar en la mayor medida posible con el proyecto propuesto aquí.

Tipos de discapacidad

La discapacidad se ha vuelto un tema de primordial importancia ya que la condición de vida de las personas ha sido uno de los blancos del desarrollo de la tecnología. Asimismo, resulta indispensable comprender los tipos de lesiones existentes. Una discapacidad motora puede ser definida como un impedimento en el movimiento de determinada parte del cuerpo, existen dos tipos: por enfermedad o condiciones congénitas y las ocasionadas por trauma (Midwest Orthopaedics, 2010). Una persona que sufre de este problema necesita mayor concentración y coordinación para realizar un movimiento, sea fino o no.

En cuanto a enfermedades y condiciones genéticas existen ocho tipos, sin embargo, solo se mencionaran las principales. La primera de ellas es la parálisis cerebral, generalmente ocurre durante el desarrollo fetal y es frecuente un control nulo muscular (Snell, 2005). Las personas que la sufren pueden realizar algunas actividades, sin embargo requieren de toda su voluntad y concentración además de mantener la calma al realizar las acciones. Otro tipo de lesión es la espina bífida, también ocasionada durante el desarrollo fetal; ésta causa la protrusión de la espina dorsal por una vértebra creando un abultamiento en la espalda (Snell, 2005). Se manifiesta con dificultades motrices, de lenguaje, de aprendizaje y en un menor porcentaje parálisis.

En cuanto a las lesiones por trauma, se pueden dividir en lesiones en la espina dorsal y pérdida o daño de una extremidad. En el caso del daño o pérdida de una extremidad, el paciente puede recurrir al uso de una prótesis u órtesis dependiendo del nivel de lesión para sustituir o ayudar al desarrollo de las actividades mecánicas que necesite (Midwest Orthopaedics, 2010). Para el caso de las lesiones en la espina dorsal, dependiendo del segmento de médula espinal en donde haya sido el traumatismo y de la gravedad del mismo, las secuelas pueden ir desde la parálisis de las extremidades inferiores o de alguna otra parte del cuerpo, hasta la parálisis total o tetraplejia, en donde el paciente no tendrá movilidad de ninguna de las extremidades (Snell, 2005).

Objetivos

- Permitir a los pacientes con parálisis total o parcial controlar ciertas actividades cotidianas como el prendido y apagado de interruptores de luz o de otros aparatos que puedan ser potencialmente controlados a distancia (televisión, horno de microondas, etc.).
- Implementar comandos sencillos con los que el usuario pueda llevar a cabo lo anterior.
- Crear una interfaz amigable y práctica para facilitar la interacción entre aplicación y usuario y la correcta ejecución de las instrucciones o actividades deseadas
- Lograr un incremento de la independencia del paciente en cuanto a la realización de labores cotidianas. Es decir, que al menos sean capaces de abrir y/o cerrar puertas y de prender y/o apagar las luces de algún cuarto o estancia.

Justificación de la oportunidad

Con base en lo mencionado en la problemática, se evidencia la necesidad de buscar soluciones para permitir a los pacientes con discapacidades motrices recuperar la mayoría de sus funciones, resultando esto en una mejor calidad de vida. En la actualidad existen diversos abordajes de dicha problemática que se expondrán más adelante. Sin embargo, en el caso de pacientes que no pueden controlar ninguna parte de su cuerpo a partir de la columna cervical y hacia abajo, nuestra propuesta ofrece una posible solución.

Megatendencias

De las megatendencias actuales analizadas con ayuda del Observatorio Estratégico - Tecnológico del ITESM, existen dos que ayudan a justificar el presente proyecto. Ellas son:

- Células, Tejidos y Órganos Artificiales
- Computadoras de alto rendimiento

Células, Tejidos y Órganos Artificiales

Esta megatendencia consiste en sistemas artificiales que permiten mejorar, simular o sustituir la función de órganos vitales y diversas partes del cuerpo. Es trascendente para los fines del proyecto ya que busca, entre otras cosas, que el paciente recupere funciones motrices a través del uso de prótesis. Una de las posibles aplicaciones del proyecto es precisamente la de controlar este tipo de dispositivos (prótesis electromecánicas en concreto).

Computadoras de alto rendimiento

Este punto fue considerado ya que el procesamiento de biopotenciales y en concreto de señales cerebrales se realiza con base en redes neuronales. La interfaz cerebro-máquina (BMI) a utilizar, posee un ASIC que procesa señales de EEG y de electromiografía y las traduce en lenguaje computacional con base en redes neuronales.

Análisis de la industria, clientes y productos complementarios

A lo largo de los últimos años, se ha ido desarrollando cada vez más la interfaz cerebro-máquina, también llamada interfaz cerebro-computadora. Esto se aprecia en la aparición reciente de dispositivos como el headset de Emotiv (Emotiv, 2010), que se utilizará en el presente proyecto, además de otros tal como el NeuroSky (NeuroSky, 2010) y el controlador Nia de OCZ Technologies (OCZ Technology Group, 2010). Todos estos dispositivos tienen como base la adquisición y procesamiento de señales cerebrales (Emotiv y NeuroSky) y potenciales musculares faciales (Nia y Emotiv) para realizar diversas tareas utilizando tan solo “el pensamiento”. En el caso del Nia, su objetivo principal es el de controlar videojuegos. En cuanto al NeuroSky, si bien posee una mayor variedad de aplicaciones, solo es capaz de detectar dos tipos de ondas cerebrales (alpha y gamma) por lo que hace difícil emplearlo en tareas más ambiciosas. Es por ello que se eligió el EPOC de Emotiv, que combina una amplia detección de señales de Electroencefalograma (EEG) con biopotenciales faciales y procesa toda esta información a través de un complejo algoritmo de redes neuronales. Posteriormente los

datos son enviados al ordenador, donde con ayuda de un software de desarrollo provisto por la misma compañía Emotiv, será posible aprovechar la información cerebral para los propósitos específicos del presente proyecto.

En cuanto a la evolución de la interfaz cerebro máquina como tal, nos topamos con diversos estudios que se remontan a inicios de este siglo (Lovren, 2005), en donde observamos cómo a través del estudio con animales (monos en el caso de Lovren), se logró que gradualmente fuera posible adquirir e interpretar aquello que “pensamos” cuando realizamos un movimiento o actividad particular. Esto da lugar a un área de oportunidad en el campo de la biomedicina de rehabilitación, puesto que el control protésico se vería revolucionado con este concepto. Un estudio más reciente comprueba esto; ingenieros de la universidad John Hopkins han logrado desarrollar un dispositivo basado en interfaz cerebro-computadora que permite controlar una mano electromecánica utilizando solamente impulsos cerebrales (Adee, 2008).

La principal ventaja del uso de la interfaz cerebro-computadora como herramienta de rehabilitación es que permitiría a pacientes que han perdido la función motora a causa de una lesión en los segmentos medulares cervicales (o similar), controlar diversos dispositivos y aplicaciones con gestos faciales y señales cerebrales, actuando así como complemento para las soluciones motoras protésicas actuales, sin mencionar otro tipo de posibilidades como la interacción con sistemas de cómputo para navegar en la web, hacer llamadas telefónicas y videoconferencias, etc.

Estado del arte

El software y hardware que se emplearán en el presente proyecto son producto de la técnica denominada *neurofeedback* (Biorretroalimentación por electroencefalografía computada) que en principio consistía en el adiestramiento del cerebro para apoyarlo a mejorar su propio funcionamiento. Es posible observar en todo momento señales del cerebro que representan la manera en que está funcionando, por lo que gradualmente se puede aplicar a cualquier aspecto del funcionamiento cerebral susceptible de ser medido.

Actualmente el neurofeedback ha tenido aplicaciones adicionales como las desarrolladas recientemente por diversas empresas como Emotiv, que además de continuar con las técnicas de mejoramiento funcional del cerebro (como por ejemplo técnicas de relajación a través de la música y registro de las ondas cerebrales de distintos estados de relajación), ha implementado otras como videojuegos controlados por la mente, robots que se mueven y llevan a cabo acciones basadas en el mismo principio y además, kits especiales para fines académicos, de desarrollo de nuevas aplicaciones (como lo que se pretende realizar con este proyecto) e incluso investigación.

Descripción detallada de la solución

Elementos utilizados en el sistema

Emotiv EPOC

El Emotiv EPOC Neuroheadset reúne muchas características necesarias para poder realizar nuestro proyecto. Se trata de un dispositivo de origen estadounidense para la adquisición de señales neuronales y musculares (faciales) concebido como un aparato multipropósito, aunque con una fuerte inclinación por los videojuegos. Se encuentra en la actualidad disponible a la venta en dos ediciones, la de desarrollador y la de usuario; sin embargo, aun se encuentra en fase de desarrollo y en proceso de aprobación por diversos organismos estadounidenses. La edición de desarrollador (Developer edition) incluye el Emotiv SDK (Kit de desarrollo de software; por sus siglas en inglés *Software Development Kit*), el cual posee librerías para diversos tipos de adquisición de datos:

- **Expressiv Suite.** El Neuroheadset puede interpretar las expresiones faciales en tiempo real.
- **Affectiv Suite.** Puede interpretar las emociones en tiempo real, la interfaz de usuario puede ser programada para responder a cambios emocionales cambiando el entorno en el que éste se encuentra.
- **Cognitiv Suite.** Puede leer e interpretar hasta 4 pensamientos o ideas concretas mientras el usuario esté consciente y relacionarlas a eventos o teclas en un ordenador, por ejemplo “enter”, “tab”, “Esc”, “click” izquierdo y derecho entre otros.

Developer Headset

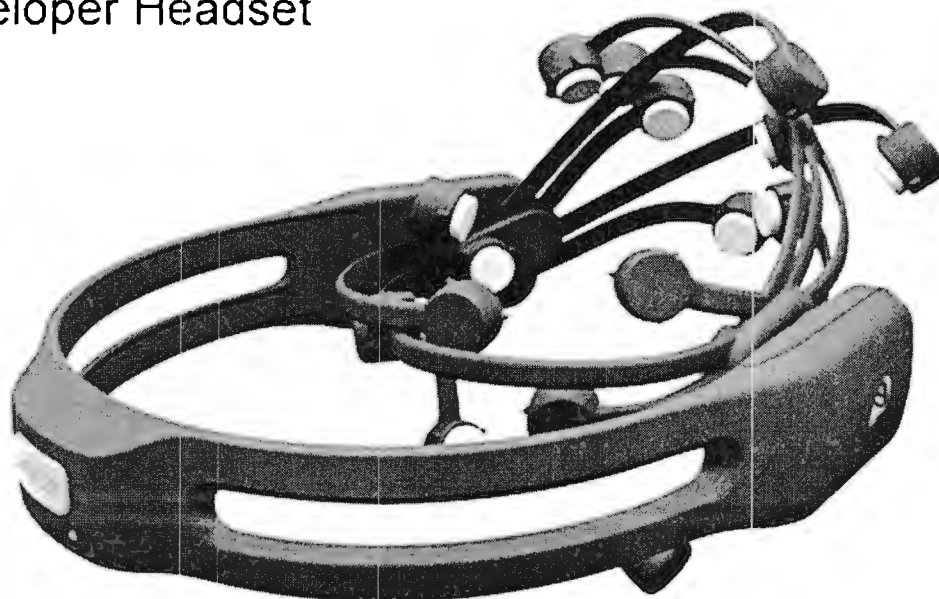


Figura 2. Emotiv EPOC Developer Neuroheadset

El Neuroheadset es un instrumento de adquisición de datos, por lo que no expone al usuario a riesgos físicos o de choque eléctrico, contiene una batería de litio con una duración promedio de doce horas de uso continuo. Se conecta inalámbricamente con un puerto USB 2.0. Además, posee un giroscopio con el cual puede controlarse el puntero del ratón variando la posición de la cabeza. Los electrodos de detección brindan, de acuerdo a lo observado durante el desarrollo del proyecto, información confiable y precisa. El diseño del headset es completamente ergonómico y ligero y permite al usuario interactuar con el ordenador por largo tiempo sin sentirse incómodo o fatigado. El Epoc SDK corre en una plataforma de C#, misma que puede interactuar con programas elaborados por diseñadores para llevar a cabo tareas específicas dependiendo de las necesidades planteadas. También pueden importarse

las librerías y generar aplicaciones propias. El lenguaje de programación Visual C# Studio fue fundamental al llevar a cabo la interfaz de usuario.

Tarjetas de desarrollo STK500 y STK600

Las tarjetas de desarrollo STK500 y 600 de ATMEL representan la interfaz que media entre la computadora y los actuadores utilizados. Esta tarjeta es capaz de fungir tanto como programador como circuito base para el uso de microcontroladores ATMEL de 8 o de 32 bits. La tarjeta no representa ningún riesgo para el usuario ya que no controlará las señales de potencia directamente. El microcontrolador (ver sección de comunicaciones) puede ser programado en lenguaje ensamblador o en C/C++; por razones de portabilidad, se eligió el segundo lenguaje de programación. La herramienta de software utilizada para el desarrollo del código fue CodeVision, de InfoTech.

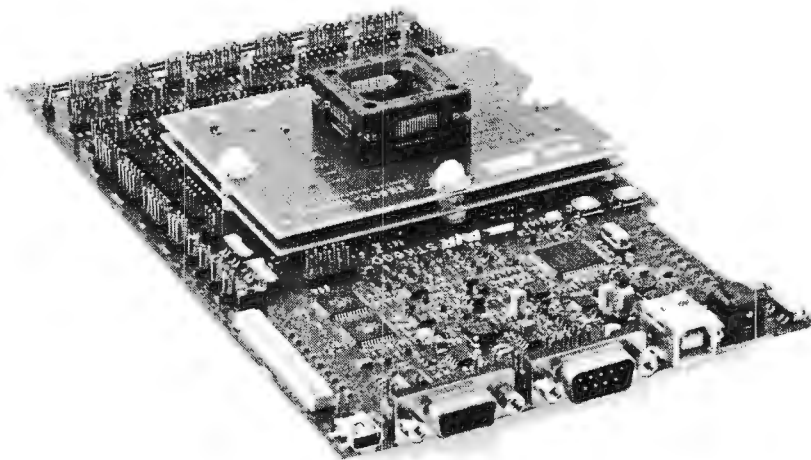


Figura 3. ASTK600

Ordenador portátil con puerto USB-RS232

El ordenador funge como paso intermedio, en donde el usuario interactuará con una aplicación diseñada por el equipo, para controlar puertas, ventanas y lámparas dentro de su vivienda. Con el puntero del ratón (controlado con la posición de la cabeza del usuario) se ubica el usuario sobre la opción deseada y posteriormente hace “click” sobre botones y opciones diversas. Dicho “click” se efectúa al pensar en una idea concreta. Para el caso particular del presente proyecto, la idea que el usuario debe pensar para realizar “click” es “empujar”. Una vez seleccionadas las opciones deseadas, se hace click en “aceptar” y los parámetros de configuración son enviados por el puerto USB-RS232 hacia el subsistema a microcontroladores. Más adelante en la sección de *desarrollo de la interfaz de usuario* se detalla la aplicación desarrollada.

Principio de funcionamiento

El sistema consiste, a grandes rasgos, en tres elementos o pasos primordiales. Ellos son:

- Adquisición de señales cerebrales y del giroscopio integrado en el headset, y envío de ellas hacia un ordenador portátil
- Procesamiento de estas señales en el ordenador, en interacción con una interfaz especialmente diseñada por el equipo para controlar tareas dentro de una casa habitación
- Envío de información a través de puerto serial, hacia un subsistema basado en microcontroladores responsable del funcionamiento de los actuadores que controlan directamente las actividades o eventos deseados

“Sistema de control basado en interfaz cerebro-computadora-actuador para pacientes con discapacidades motoras”

De manera esquemática, el sistema opera como sigue:



Adquisición de señales cerebrales

En este apartado se describen la utilización del headset y los parámetros configurados durante el desarrollo del proyecto. Dos elementos primordiales fueron necesarios:

- Cognitive Suite, para reconocimiento de ideas o pensamientos
- Mouse Emulator, para control del puntero del ratón

Una vez definidas las aplicaciones necesarias, fue necesario un proceso de “entrenamiento” a través del cual el software reconoce cada vez con mayor precisión los pensamientos del usuario en particular. Debe crearse un perfil de usuario por cada nuevo usuario que desee entrenar al equipo.

“Sistema de control basado en interfaz cerebro-computadora-actuador para pacientes con discapacidades motoras”

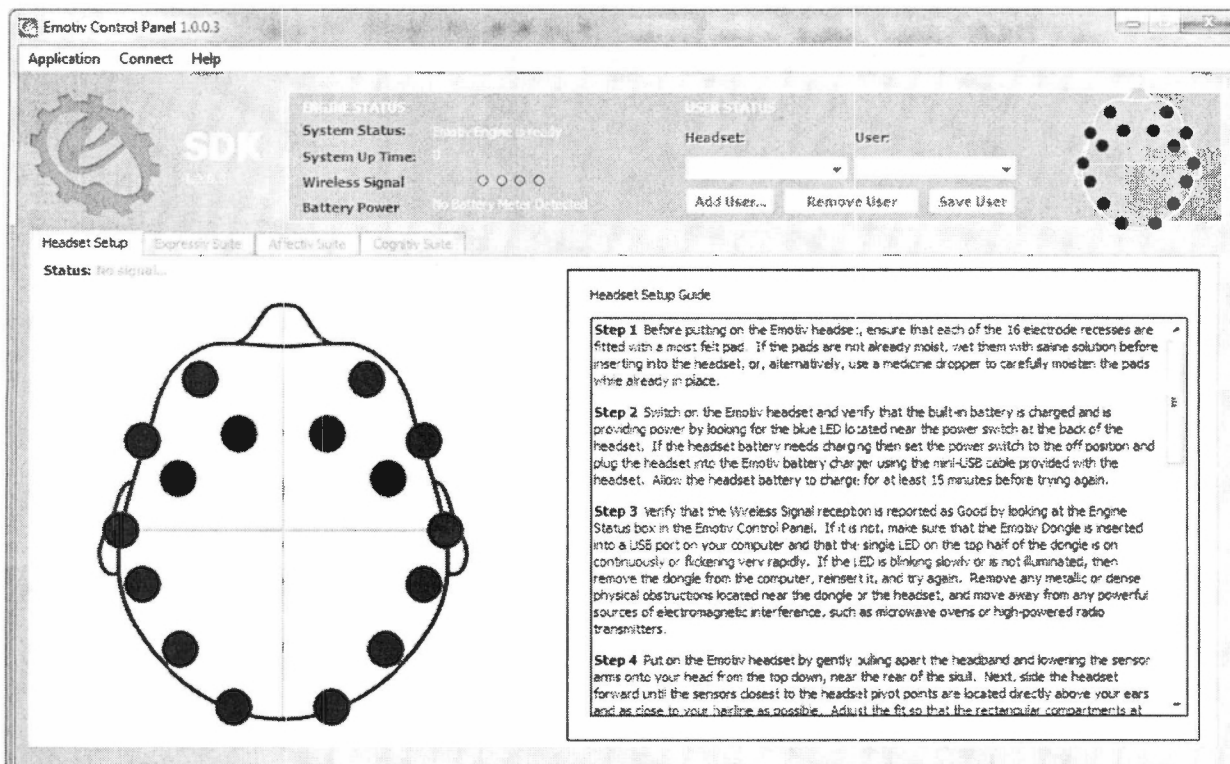


Figura 4. Panel de control y configuración del Headset EMOTIV

En la imagen anterior, se muestra el software en el cual se entrena el Headset para realizar funciones específicas. Primero se debe colocar la diadema con los respectivos electrodos y conectar el receptor USB para que ésta sea detectada en la computadora. Una vez que todos los electrodos están en color verde (lo cual implica una transmisión apropiada de las señales cerebrales) se procede a configurar diversas funciones, para esto se utiliza la pestaña “Cognitiv Suite” en donde aparece un cubo en un espacio y una gama de opciones como “empujar”, “jalar”, “girar a la derecha”, “girar a la izquierda”, “subir”, “bajar”, etc. Todas estas opciones cuentan con una barra de progreso del 0 al 100% que indica el grado de efectividad con el que ha sido entrenada cada opción y pueden programarse hasta cuatro a la vez. Asimismo se configura el Headset en un estado neutral para cuando no se desee llevar a cabo ninguna función. Cada una de estas opciones se puede guardar como una función específica en la

computadora. Es posible almacenar varios perfiles de usuario, como se detalla anteriormente, pero también es factible detener un entrenamiento, almacenarlo y continuarlo más tarde.

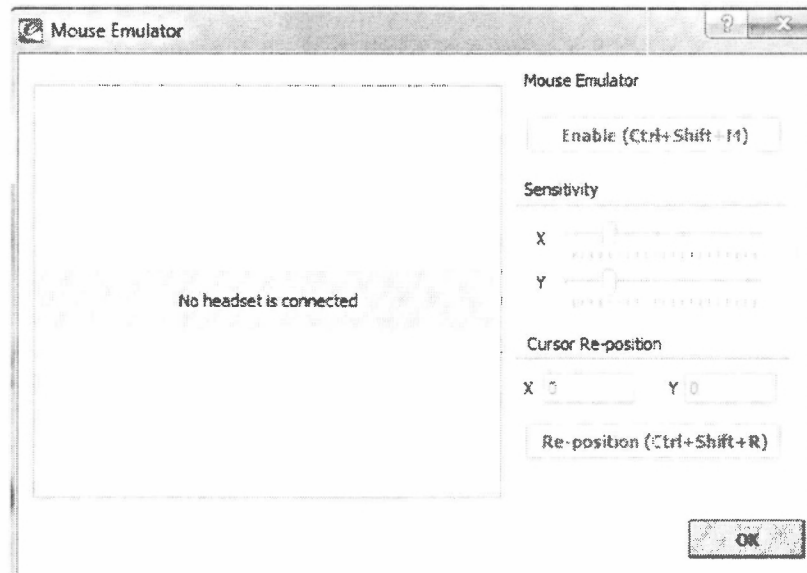


Figura 5. Emulador de mouse

El puntero del mouse por defecto se mueve con los movimientos de la cabeza. En la siguiente imagen se muestra la ventana denominada EmoKey en donde se traducen las opciones mencionadas (empujar, jalar, etc.) como funciones específicas del mouse o de teclas; por ejemplo, si se llevó a cabo el entrenamiento de “empujar” y este se guardó en determinado perfil, dicha función “empujar” se puede traducir como el clic izquierdo del mouse; si en adición se entrenó la función “jalar”, ésta se puede traducir como el clic derecho del mouse, y así con todas las funciones que se deseen. De este modo al guardar los entrenamientos y traducirlos como funciones del mouse cuando una persona esté pensando en “empujar el cubo” en realidad lo que sucederá en la computadora será el clic izquierdo del mouse.

“Sistema de control basado en interfaz cerebro-computadora-actuador para pacientes con discapacidades motoras”

Es de suma importancia resaltar que el entrenamiento de cada función debe llevarse a cabo en un ambiente totalmente fuera de distracciones, pues toma algo de tiempo lograr un progreso apropiado en cada instrucción.

Para el presente proyecto, se tomó a un sujeto de prueba y se creó un perfil de usuario donde se entrenaron las siguientes tareas:

- “Empujar” - Asociado con click izquierdo
- “Jalar” – Asociado con click derecho
- “Dejar caer” – Asociado con la tecla de escape (Esc)
- “Levantar” – Asociado con una cadena de caracteres específica

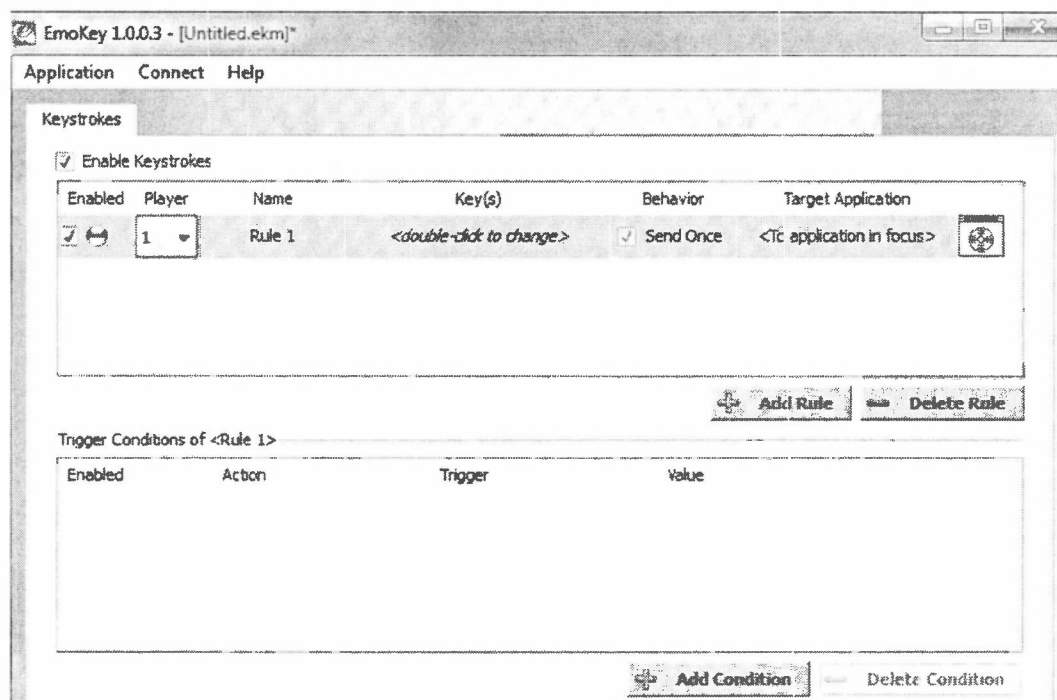


Figura 6. En esta ventana se traducen las instrucciones que se entrenaron en la “Cognitiv Suite”

Una vez concluidos los entrenamientos y asignadas las tareas, fue posible para el usuario de prueba prácticamente controlar al ordenador sin usar más que el pensamiento y movimientos de la cabeza.

Desarrollo de la interfaz de usuario

La interfaz se desarrolló en un lenguaje de programación conocido como C# que está enfocado al desarrollo de aplicaciones que incluyen una gran cantidad de elementos visuales como botones, cuadros de selección, imágenes, etc. La dinámica de diseño es muy sencilla ya que se tiene una barra de herramientas con diversos elementos que se pueden agregar a la ventana principal; las líneas de código van apareciendo conforme se agregan elementos.

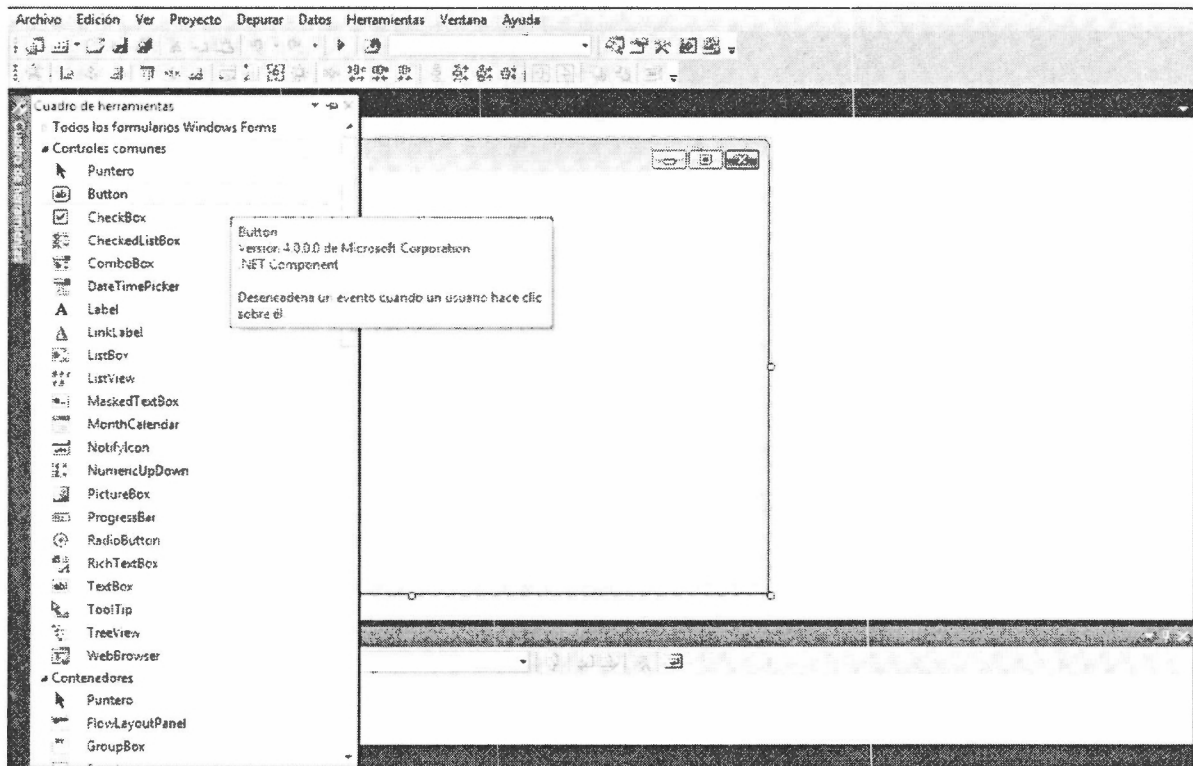


Figura 7. Software C#

La imagen anterior muestra el cuadro de herramientas, de donde se seleccionan diversos componentes de la interfaz visual mismos que pueden ser arrastrados hasta la ventana principal donde se encuentra ya de antemano un primer formulario (ventana de aplicación).

Cabe mencionar que aunque el código se va generando a partir de los componentes visuales añadidos, es necesario conocer instrucciones básicas para lograr que dichos componentes efectúen una tarea específica, como por ejemplo que desaparezca un icono determinado al presionar un botón o también al configurar la interfaz final para que sea capaz de transmitir la información desde ésta a los actuadores a través de las tarjetas de desarrollo antes descritas.

La aplicación desarrollada fue pensada para ser de fácil utilización en tanto que el puntero del ratón es controlado por movimientos de la cabeza y esto reduce, de acuerdo a lo experimentado durante el desarrollo del proyecto, la precisión del ratón en comparación con la lograda al emplear un mouse común y corriente. Por ello, botones grandes y con imágenes representativas son la base de la interacción del usuario con el sistema.

Al iniciar la aplicación, se muestra el menú principal de nuestra interfaz. Como se puede apreciar en la imagen, se dispone de un ícono especial con el cual se puede acceder a internet, a Skype, a las habitaciones de la casa, a un calendario y en caso de ser necesario al teclado en pantalla.

"Sistema de control basado en interfaz cerebro-computadora-actuador para pacientes con discapacidades motoras"

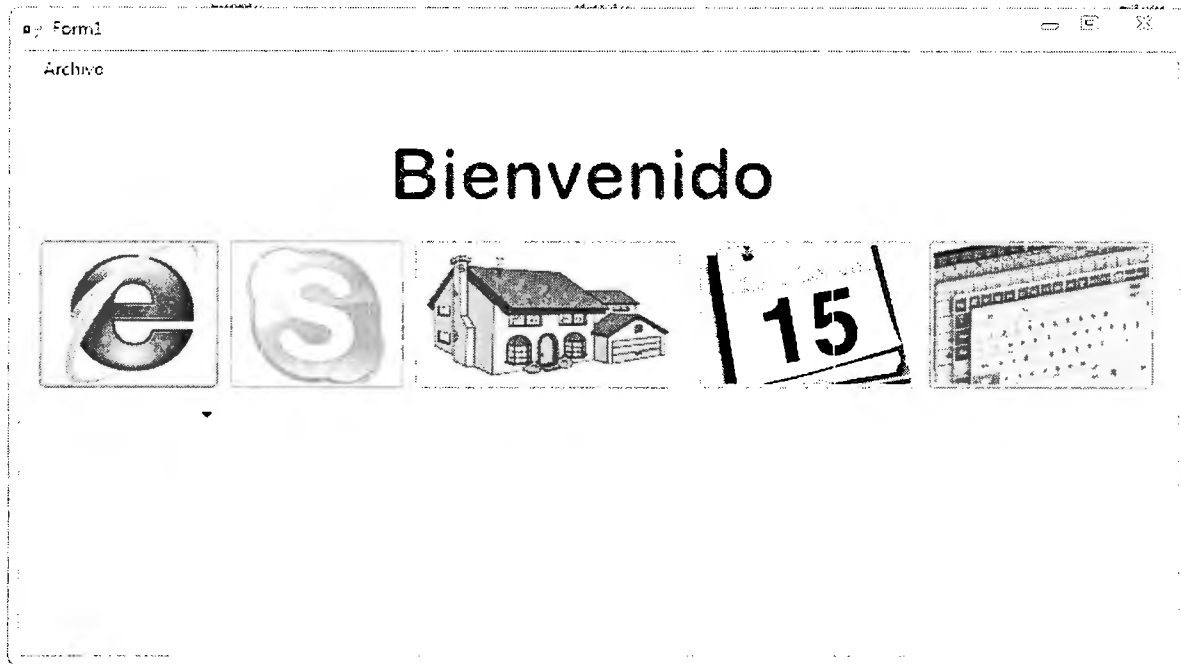


Figura 8. Interfaz principal

Cuando se selecciona la casa, este ícono conduce a otra interfaz secundaria en donde se nos presentan las habitaciones que componen a ésta:

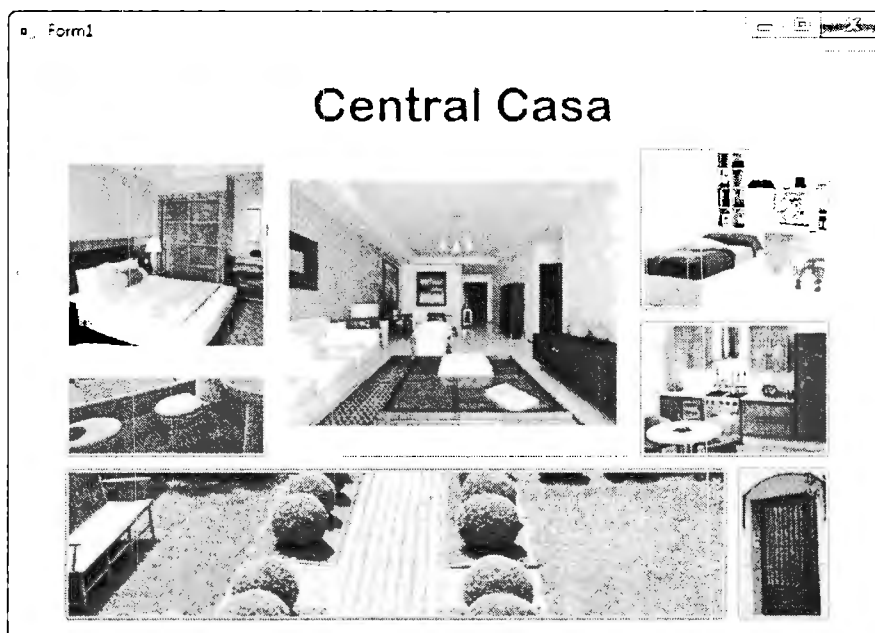


Figura 9. Interfaz de las habitaciones de la casa

“Sistema de control basado en interfaz cerebro-computadora-actuador para pacientes con discapacidades motoras”

La aplicación se desarrolló a partir de una casa que posee dos cuartos, sala, baño, cocina, jardín y una puerta principal. Esto evidentemente variará en función de los cuartos y estancias con los que cuente una casa real y se puede adaptar el programa base fácilmente a diversas necesidades. Cada uno de estos botones (iconos) lleva a otras interfaces secundarias específicas dependiendo el tipo de habitación.

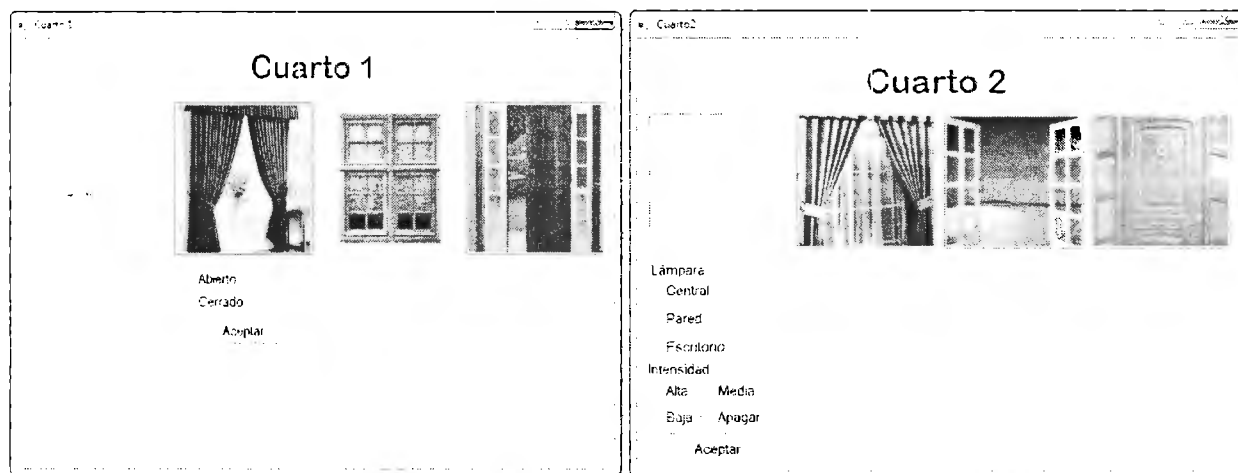


Figura 10. Interfaces de los cuartos

Las más complejas en cuanto a sus componentes y funcionamiento fueron los cuartos, ya que en ellos se tuvieron que configurar instrucciones específicas para que los botones transmitieran las órdenes de control de abierto y cerrado de cortinas, puertas y ventanas, así como el apagado y encendido de las lámparas existentes en el cuarto a tres diferentes intensidades; el código de ambos cuartos es básicamente el mismo en estructura e instrucciones.

En la sala las únicas tareas son acceder a los cuartos, baño y cocina y encender y apagar la luz a una sola intensidad.

“Sistema de control basado en interfaz cerebro-computadora-actuador para pacientes con discapacidades motoras”



Figura 11. Interfaz de sala

Finalmente el jardín y la puerta principal solo consisten en abrir y cerrar la puerta tanto del jardín como de la entrada, y encender y apagar las luces exteriores. Ambas funciones ya se habían especificado en los cuartos y la sala (abrir y cerrar puertas de cuartos y encendido y apagado de lámparas) por lo que son prácticamente las mismas instrucciones y sólo tuvieron que agregarse a estas dos sub interfaces.

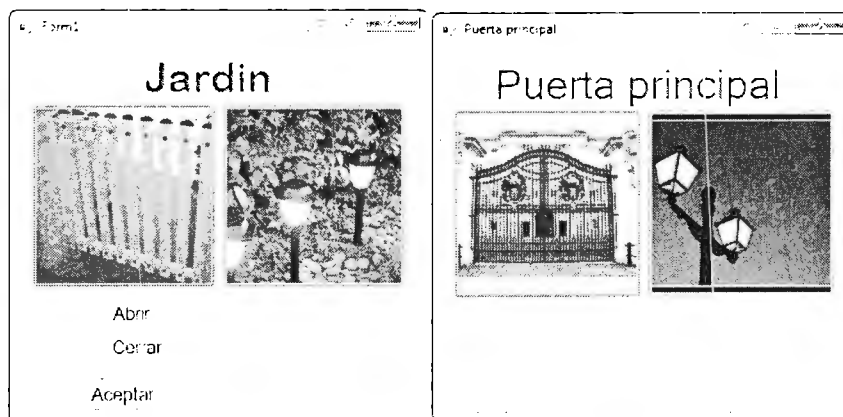


Figura 12. Interfaz de jardín y entrada principal

La elección de cada botón, así como de las funciones señaladas es a través del mouse. Aquí es donde toma parte el Headset EMOTIV utilizando un programa de entrenamiento explicado anteriormente en la sección *Adquisición de las señales cerebrales*.

Comunicaciones

Implementación de protocolo de comunicación serial por USART

En este apartado se describe a detalle la comunicación serial entre el ordenador y el microcontrolador responsable del funcionamiento de los actuadores.

El principio básico del protocolo consiste en el envío consecutivo de 4 bytes de datos con un bit de parada entre cada uno, formando un total de 32 bits de información y 4 bits de control. Cada byte corresponde a un caracter ASCII que contiene información distribuida de la siguiente manera.

- Byte número 1: Contiene el caracter asignado a la habitación que se desea controlar
- Byte número 2: Contiene información sobre el tipo de equipo que se desea controlar en dicha habitación
- Byte número 3: Dependiendo del byte número 2, como se verá más adelante, puede contener información del estado del equipo a controlar o un subtipo del mismo
- Byte número 4: Si el byte número 3 indica un subtipo de equipo (para el presente proyecto solamente aplica en el caso de las lámparas), este byte (4) proporciona información sobre el estado del equipo en cuestión (de nuevo, al tratarse de

lámparas, indica la intensidad de una de ellas, en este caso puede ser alta, media, baja o el estado de apagado).

De esta manera, queda una pila de información de tipo FIFO (por sus siglas en inglés *First In, First Out*, indicando que el primer elemento en ser recibido, será el primer elemento en ser leído o extraído de la pila) representada por el siguiente diagrama.

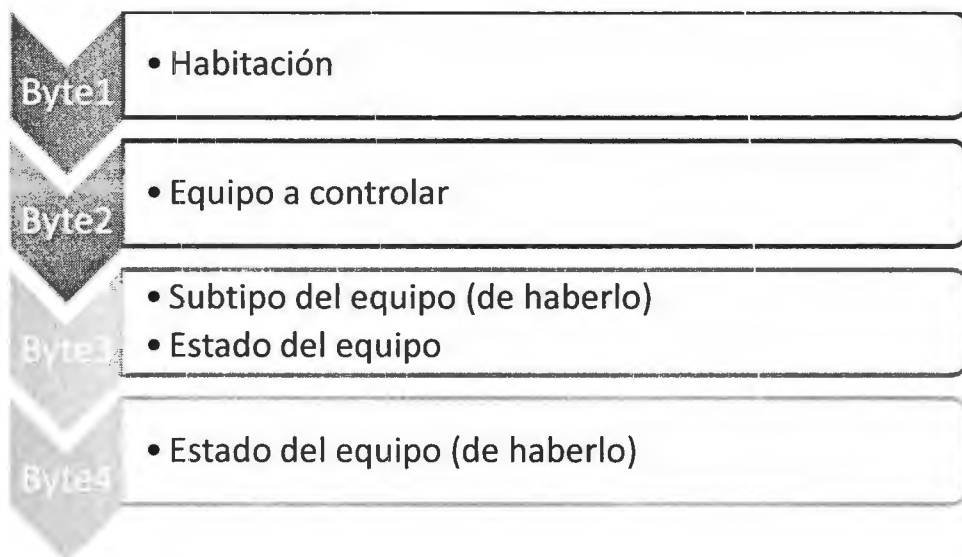


Figura 13. Pila del protocolo de comunicación.

De lo anterior se eligieron valores numéricos entre 0 y 127 para identificar a cada equipo, cada uno de sus estados y la habitación en que se encuentra. El dispositivo elegido para implementar el programa es un microcontrolador ATMEL de la familia ATmega de 8 bits; el ATmega8535 (ATMEL Products, 2010). Se escogió este dispositivo en particular por la familiaridad que se tiene con él, por el costo y por ser más que suficiente para mostrar todas las funcionalidades deseadas en al menos una habitación (maqueta). Antes de explicar la implementación en el microcontrolador, revisaremos la asignación de caracteres realizada.

Para la selección de habitación.

"Sistema de control basado en interfaz cerebro-computadora-actuador para pacientes con discapacidades motoras"

Número de Habitación	Valor numérico decimal ASCII
0	100
1	101
2	102
3	103
27	127

Para la selección del tipo de equipo.

Tipo de equipo	Valor numérico decimal ASCII
Lámpara	0
Puerta	1
Cortinas	2
--Personalizable--	3
--Personalizable--	4
Ventana	5

Para la selección del subtipo (de lámpara solamente)

Subtipo de Lámpara	Valor numérico decimal ASCII
Lámpara de Escritorio	0
Lámpara de Pared	1
Lámpara Central	2

Para la selección de estados absolutos¹ (cortinas, ventanas, puerta)

¹ Se almacena en una variable booleana, indicando una condición absoluta; por ejemplo, abierto y cerrado.

“Sistema de control basado en interfaz cerebro-computadora-actuador para pacientes con discapacidades motoras”

Cortinas	Valor numérico decimal ASCII
Cerradas	0
Abiertas	1

Ventana	Valor numérico decimal ASCII
Cerrada	0
Abierta	1

Puerta	Valor numérico decimal ASCII
Cerrada	0
Abierta	1

Por último, para la selección del estado de la lámpara (cuando aplique)

Estado Lámpara	Valor numérico decimal ASCII
Intensidad Alta	2
Intensidad Media	1
Intensidad Baja	0
Lámpara Apagada	3

Con la información anterior, la interfaz en C# encapsula y envía cada vez que el usuario requiera hacer un cambio, un paquete de 4 octetos de acuerdo a la pila de la figura 13. Por ejemplo, si se desea activar una lámpara de escritorio en la habitación número 3 con una intensidad media, el paquete quedaría de la siguiente manera:

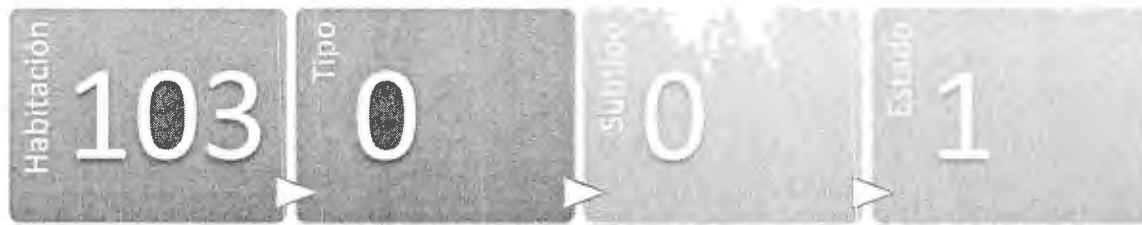


Figura 14. Paquete serial que indica que se ha seleccionado la habitación 3, el tipo de equipo "lámpara", el subtipo de lámpara "escritorio" y el estado de intensidad "intermedio".

Una vez que la información es enviada al microcontrolador, éste la recibe por su puerto serial asíncrono. La comunicación se estableció a 1200 baudios, que era la más alta velocidad de transferencia con error de 0%, utilizando un cristal de 12MHz como reloj del sistema.

El programa cargado en la memoria del ATmega8535 recibe los datos por puerto serial y los almacena en una pila de tipo FIFO (explicada anteriormente), donde permanecen esperando a ser leídos. El programa no realiza ninguna operación si el paquete llega incompleto, en cuyo caso, deberá enviarse nuevamente. Una vez que se han recibido los datos pertinentes, el programa realiza un desempaqueado por medio de ciclos switch-case-break, en los que se comparan los valores recibidos con los valores asignados por defecto a cada dispositivo, estado y habitación. Una vez que se han identificado, se llama a la función pertinente y se ejecutan los cambios necesarios directamente sobre las líneas de puerto involucradas, quienes a su vez controlan a los dispositivos actuadores (motores, focos).

De esta manera, el paciente puede controlar a través del sistema, algunos objetos de su vivienda. Cabe mencionar que una vez acoplado software con hardware, las posibilidades de control de prácticamente cualquier dispositivo (silla de ruedas, televisión, etc.) aumentan considerablemente.

Circuitos y actuadores

Para llevar a cabo las operaciones de entrada y salida hacia y desde el microcontrolador fue necesario manejar circuitos de electrónica analógica. Los circuitos contruidos para demostrar el proyecto fueron los siguientes:

- Circuito de control de tres lámparas
- Circuito de control de tres motores de DC para una puerta, una cortina y una ventana
- Fuentes de DC para ambos circuitos

Circuito de control de lámparas

El funcionamiento básico de este circuito consiste en detectar el cruce por cero de la señal de corriente alterna (de línea) y activar de esta manera un TRIAC con ayuda de un pulso del microcontrolador. La idea es controlar tres niveles de intensidad al variar el tiempo entre el cruce por cero de la señal de AC y la emisión del pulso que activa el TRIAC.

El circuito consiste a detalle en lo siguiente:

- Un transformador de tensión con salida de 12 V AC.
- Un divisor de tensión con resistores de potencia para reducir la amplitud de la onda a 4Vrms y con ella alimentar a un optoacoplador
- Un rectificador de media onda basado en un optoacoplador (ya que se trabaja con un microcontrolador de DC, para detectar el cruce por cero de la onda es necesario que toda ella se encuentre por arriba de cero, puesto que la parte

negativa de dicha onda sería interpretada erróneamente por el comparador analógico del microcontrolador).

- Un divisor de tensión de referencia que se comparará dentro del comparador analógico del microcontrolador con la señal semirectificada. La tensión de referencia ronda los 0.7 V, que es el valor más bajo que alcanza la señal de salida del optoacoplador (por estar basado en un LED infrarrojo) y es la que indica el cruce por cero.
- Un circuito de TRIACs que permite que cada vez que sea detectado un cruce por cero, al emitir el microcontrolador un pulso, se encienda un foco con una intensidad dependiente del tiempo entre el cruce por cero y la emisión del pulso.



Figura 15. Entradas analógicas del microcontrolador



Figura 16. Elementos del rectificador de media onda

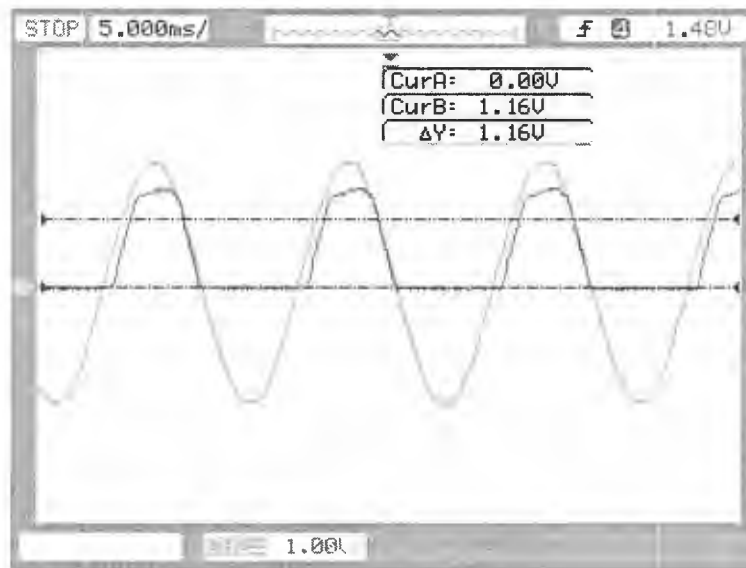


Figura 17. Onda semirectificada

Por otra parte, para las salidas del microcontrolador es necesario utilizar elementos de potencia con los cuales se activarán los focos con diferentes intensidades, además de activar los motores y proporcionarles el torque necesario para mover puertas, ventanas o cortinas.



Figura 18. Salidas del microcontrolador

El circuito de potencia correspondiente al encendido y apagado de focos consta de un driver de triac y posteriormente un triac; ambos operan cuando el microcontrolador manda una señal activa en un uno lógico después de que transcurre un tiempo a partir del cruce por cero. De este modo el triac actúa como un interruptor dependiente de tiempo (Figura 19). Mientras mayor sea el tiempo transcurrido entre el

cruce por cero y la generación del pulso, menor será el tiempo restante antes del siguiente cruce por cero y por tanto menor será la intensidad de la lámpara.

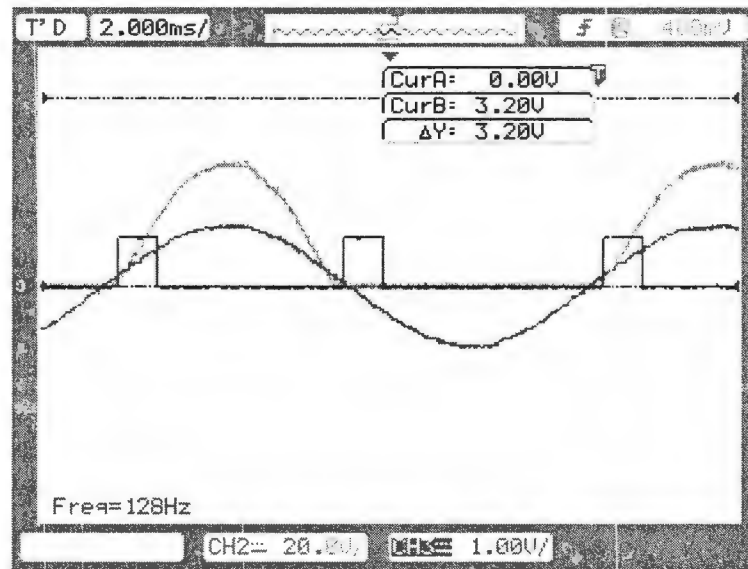


Figura 19. Señal de AC, señal semirrectificada del optoacoplador y generación de pulsos para activar los TRIAC. Nótese la frecuencia de pulsos al doble de la frecuencia de línea (implica 2 pulsos por periodo).

Finalmente se muestra a continuación el diseño del PCB (Circuito impreso) de control de lámparas y una imagen del circuito terminado.

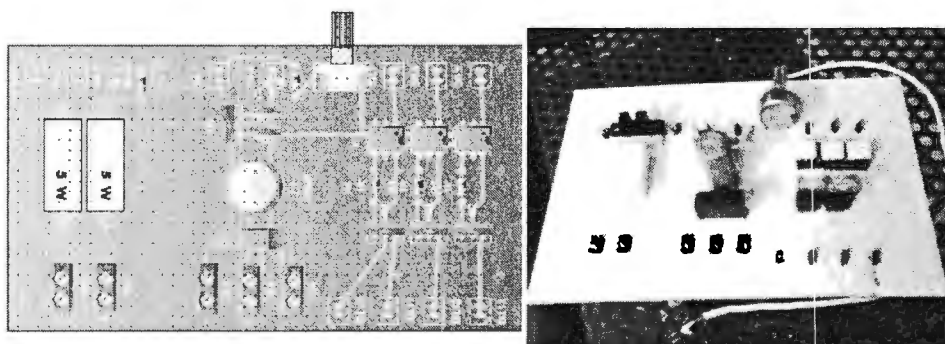


Figura 20. Circuito impreso para el control de lámparas

Circuito de control de motores

El circuito para el control de los motores consta de un puente en H compuesto por transistores NPN para cada motor. Una señal activa en alto de una línea de puerto

controla el giro en una dirección y otra línea de puerto controla el giro en sentido contrario. Con las líneas en bajo los motores permanecen inmóviles. Cabe recalcar que este diseño se planeó con fines demostrativos y no sería el empleado en una casa real. A continuación se muestra una imagen del diseño del PCB en cuestión y una fotografía del circuito terminado.

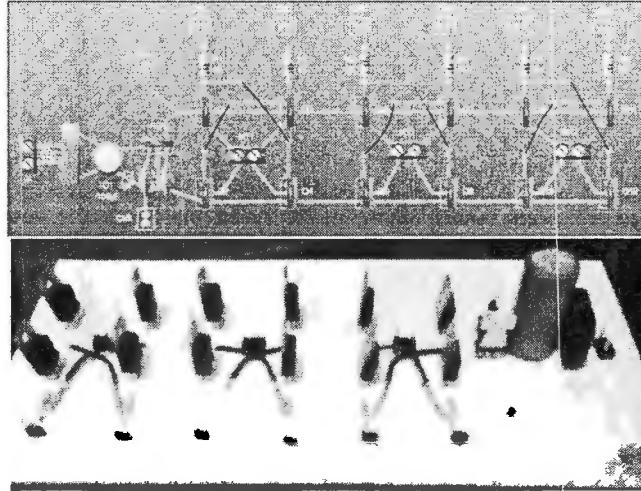


Figura 21. Circuito impreso para el control de motores

Resultados y conclusiones

Al final del semestre logramos la implementación física de todo lo antes mencionado. Durante toda la etapa de desarrollo nos encontramos con varios obstáculos. En la fase de software teníamos inicialmente un código en AVR Studio 4 que en síntesis estableció las condiciones en las que la información era transmitida de la interfaz a los actuadores a través de los circuitos de potencia y del microcontrolador de la tarjeta de desarrollo, no obstante tuvimos que ir adaptando este código a las demandas de los componentes físicos mencionados, lo cual significó el cambio de algunas partes del mismo. En la fase del headset, la mayor complicación consistió en entrenar las diversas funciones a un nivel aceptable para que su transmisión fuese eficaz. Cabe mencionar

que se requiere de un ambiente tranquilo y sin distracciones para poder hacer progresar considerablemente cada función de control.

Finalmente, la fase de electrónica de potencia fue la más laboriosa de todas porque a últimas instancias había varias eventualidades en nuestros circuitos como algunos cortos, malas conexiones, semiconductores averiados, fugas de corriente, etc., que debieron ser corregidas mediante una auscultación minuciosa de todos estos elementos.

Gracias al sistema desarrollado, una persona es capaz de controlar, a través de una **maqueta** (representando ésta una habitación), lo siguiente:

- Apertura y cierre de una puerta
- Apertura y cierre de una ventana
- Apertura y cierre de las cortinas
- Control de encendido e intensidad de tres lámparas

Adicionalmente, el dispositivo EMOTIV en conjunto con su suite de desarrollo permite al usuario invocar y controlar aplicaciones tales como teclado en pantalla, Internet Explorer y Skype.

La utilización de señales cerebrales como medio de control de dispositivos, representa una oportunidad de desarrollo única en el área de rehabilitación, puesto que la complejidad de las tareas que el paciente puede realizar aumenta de manera importante, ayudándole así a tener un mayor grado de independencia. En adición, lo más importante a destacar de la herramienta utilizada (headset Emotiv) es que es una tecnología que surgió recientemente y por lo tanto aún no se tienen definidos cuáles son sus alcances, por lo que este proyecto es sólo un ejemplo de los enormes

potenciales que puede llegar a tener esta nueva implementación tecnológica en un futuro cercano.

Trabajo a futuro

Se pretende continuar desarrollando el presente proyecto para incluir nuevas funcionalidades y **mejoras**, de entre las que podemos destacar:

- Sistema de detección de errores de transferencia de datos
- Sistema de monitoreo de parámetros relacionados con electroencefalograma (EEG), como ciclos de sueño y vigilia, ansiedad, etc.
- Sistema de control de dispositivos tales como televisión, silla de ruedas eléctrica, prótesis electromecánicas, entre otros
- Comunicación inalámbrica entre ordenador y actuadores
- Ampliar el número total de dispositivos controlables diferentes a un total de 255

Referencias

- Adee, S. (2008, Abril). *Mastering the Brain Computer Interface*. Recuperado el 08 21, 2010, de IEEE Spectrum: <http://spectrum.ieee.org/biomedical/devices/mastering-the-braincomputer-interface>
- Emotiv. (2010). *Emotiv*. Recuperado el 08 20, 2010, de <http://www.emotiv.com/>
- Eutimia. (2010). *Salud Mental. Neurofeedback*. Recuperado el 08 21, 2010 de <http://www.eutimia.com/neurofeedback/>
- INEGI (2004). *Discapacidad en México* Recuperado el 09 05, 2010, de <http://cuentame.inegi.org.mx/poblacion/discapacidad.aspx?tema=P>
- INEGI(2004). *Las personas con discapacidad en México: un visión censal*. Recuperado el 10 21, 2010, de http://www.inegi.org.mx/prod_serv/contenidos/espanol/bvinegi/productos/censos/poblacion/2000/discapacidad/discapacidad2004.pdf
- Instituto de Capacitación y desarrollo Humano (n.d.). *¿Qué es el Neurofeedback?* Recuperado el 09 05, 2010, de <http://www.icate.com.mx/neurof.html>
- Lovren, S. (2005). *National Geographic News*. Recuperado el 08 24, 2010, de http://news.nationalgeographic.com/news/2005/04/0412_050412_brainstudy.html
- Midwest Orthopaedics (2010). *Traumatología Ortopédica*. Recuperado el 11 21, 2010, de http://esrushortho.convertlanguage.com/rushortho/enes/24/_www_rushortho_com/ot_neck.cfm
- Morgado, M. (2008). *Observatorio Estratégico-Tecnológico*. Recuperado el 08 24, 2010, de

"Sistema de control basado en interfaz cerebro-computadora-actuador para pacientes con discapacidades motoras"

http://oet.itesm.mx/privado/imagenes/pdf/centro_informacion/repositorio/Megatendencias/Tecnologicas/tecnologicas_celulas_tejidos.pdf

Neurosky. (2010). *Neurosky*. Recuperado el 08 20, 2010, de <http://www.neurosky.com/>

OCZ Technology Group. (2010). *OCZ Technolgy*. Recuperado el 08 20, 2010, de

http://www.ocztechnology.com/products/ocz_peripherals/inia

Snell, R. (2005). *Neuroanatomía Clínica*. Editorial Médica Panamericana: Buenos Aires.

Téllez, C. L. (2010). *Observatorio Estratégico-Tecnológico*. Recuperado el 08 25, 2010,

de

http://oet.itesm.mx/privado/imagenes/pdf/centro_informacion/repositorio/Megatendencias/Tecnologicas/tecnologicas_computadoras_alto_rendimiento.pdf