

MANO VIRTUAL MOVIDA POR SEÑALES ENCEFALOGRÁFICAS - EEG.



KARIN CORREA ARANA

UNIVERSIDAD DEL CAUCA

FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES

MAESTRIA EN AUTOMÁTICA

LÍNEA DE INVESTIGACIÓN: ROBÓTICA

POPAYÁN, FEBRERO DE 2015

MANO VIRTUAL MOVIDA POR SEÑALES ENCEFALOGRÁFICAS - EEG.



Trabajo de grado para optar al título de:

Magister en Automática

KARIN CORREA ARANA

Director:

PhD. OSCAR ANDRÉS VIVAS ALBÁN

UNIVERSIDAD DEL CAUCA

FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES

MAESTRIA EN AUTOMÁTICA

LÍNEA DE INVESTIGACIÓN: ROBÓTICA

POPAYÁN, FEBRERO DE 2015

Nota de aceptación: _____

Director: _____
PhD. Andrés Vivas Albán

Firma del Jurado: _____

Firma del Jurado: _____

Popayán, Febrero de 2015

AGRADECIMIENTOS

A Dios, a mi familia, a mis profesores y a todos aquellos que me apoyaron, quiero agradecerles por ayudarme a subir un nuevo escalón en el camino de la vida y por brindarme el mejor de los tesoros “el conocimiento”.

A mi director, PhD. Andrés Vivas Albán que con su conocimiento, experiencia y apoyo incondicional dirigió este proyecto de investigación.

Al PhD. Carlos Felipe Rengifo, por sus consejos y guía durante estos dos años.

A Fabián Vargas por su apoyo y amistad en nuestro estudio de posgrado.

A mi esposa e hija que me alentaron en cada momento de mis estudios.

A los voluntarios que me ayudaron a realizar cada una de las pruebas con el sistema.

RESUMEN.

En los últimos años se han invertido muchos esfuerzos en el desarrollo de sistemas biónicos híbridos capaces de unir, vía interfaces naturales, el sistema nervioso humano con prótesis, o incluso máquinas robóticas externas, con el principal objetivo de recuperar las funciones motoras y sensoriales de pacientes con lesiones.

Este proyecto de investigación tiene como reto la manipulación de una prótesis de mano en un ambiente virtual de simulación utilizando una interfaz natural basada en una BCI (*Brain Computer Interface*), lo cual debería plantear un nuevo paradigma para la manipulación de prótesis de mano.

Para la manipulación de la prótesis de mano virtual se utiliza la información suministrada por las señales encefalográficas (EEG) captadas a partir de un casco Emotiv®. Este sistema cuenta con catorce electrodos repartidos sobre el cráneo del usuario, quien luego de una fase de entrenamiento puede producir órdenes sencillas a través del software del fabricante. La presente investigación presenta los resultados obtenidos hasta el momento, donde las señales encefalográficas del usuario logran mover una mano virtual construida en el computador (utilizando las herramientas de software libre Qt y VTK). Se espera que el usuario pueda entrenarse y reproducir en la mano virtual diversos agarres tales como el cilíndrico, el esférico y el tipo pinza.

Los resultados muestran avances prometedores de esta nueva técnica, la cual se espera que pueda constituirse en una alternativa al tradicional manejo de prótesis de mano a partir de señales electromiográficas. Estas últimas, que son el método más utilizado para el manejo de este tipo de prótesis, tiene varios inconvenientes como la confusión en la correcta identificación de la intención de movimiento, y la degradación de la señal muscular en pacientes cuya lesión ocurrió hace mucho tiempo, inconvenientes estos que pueden ser solventados utilizando este tipo de interfaz natural.

En la parte final del proyecto, se presentan los índices de desempeño de esta nueva técnica con el fin de evaluar rigurosamente su potencial como sistema de control para prótesis robóticas en pacientes con amputación de mano.

ABSTRACT.

In recent years many efforts have been made in the development of hybrid bionic systems capable of binding, via natural interfaces, the human nervous system with prosthesis, or even with external robotic machines, with the main objective of recovering sensory and motor functions of patients with different injuries.

The main objective of this research project is the manipulation of a prosthetic hand in a virtual simulation environment using a natural interface based on a BCI (Brain Computer Interface), which should propose a new paradigm for the manipulation of a prosthetic hand.

The information provided by encephalographic (EEG) signals captured from an Emotiv ® headset is used for the manipulation of a virtual prosthesis hand. This headset has fourteen electrodes distributed over the skull of the user, who after a training phase can produce simple commands through the manufacturer's software. This research presents the results obtained so far, where the user's encephalographic signals move a virtual hand built in the computer (using free software tools as Qt and VTK). The user should be able to practice and reproduce various grasps such as cylindrical, spherical and pincer grasp in the virtual hand.

The results show promising developments of this new technique, which is expected to become an alternative to traditional management of hand prosthesis from electromyography signals. The latter, which is the most used method to handle this type of prosthesis, has several drawbacks such as the confusion on the correct identification of the intended movement, and muscle signal degradation in patients whose injury occurred a long time ago. These drawbacks can be solved using this type of natural interface.

The performance indices of this new technique are presented at the end of this project in order to rigorously evaluate its potential as a control system for robotic prosthesis in hand amputees.

CONTENIDO

	Pág.
1. INTRODUCCIÓN	11
2. ESTADO DEL ARTE	13
2.1. Prótesis de mano manipuladas a través de señales EMG	13
3. SEÑALES ENCEFALOGRAFICAS Y EL CASCO EMOTIV®	18
3.1. Señales EEG	18
3.2. Ubicación de los electrodos para el registro del EEG	20
3.3. Diagnóstico de enfermedades o afecciones detectadas a partir de señales EEG	21
3.4. Interfaz Cerebro – Computador BCI	22
3.5. Casco basado en la tecnología Emotiv®	30
4. MANO VIRTUAL Y SU MANIPULACIÓN CON SEÑALES EEG	43
4.1. Prototipo de mano virtual e implementación utilizando Visual Studio, VTK y QT	43
4.2. Interfaz de programación de la aplicación del casco Emotiv®	45
4.3. Manipulación de la mano virtual	46
4.4. Entrenamiento y EmoEngine	49
4.5. Condiciones de funcionamiento y restricciones	55
5. INDICES DE DESEMPEÑO Y RESULTADOS	56
5.1. Primera prueba	60
5.2. Segunda prueba	62

5.3. Tercera prueba	64
5.4. Cuarta prueba	66
5.5. Quinta prueba	69
6. CONCLUSIONES	72
7. TRABAJOS FUTUROS	73
8. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	74

INDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. <i>Ritmos característicos en señales EEG clasificados por su frecuencia.</i>	19
Tabla 2. <i>Principales trabajos realizados en el marco de las BCI y las señales EEG durante los años 2014 y trascurso de 2015.</i>	30
Tabla 3. <i>Especificaciones del Casco Emotiv EPOC®.</i>	31
Tabla 4. <i>Proyectos realizados a nivel mundial utilizando el Casco Emotiv®</i>	42
Tabla 5. <i>Equivalencias entre el movimiento del cubo 3D y las acciones que se generan en la mano virtual.</i>	48
Tabla 6. <i>Seis subcaracterísticas de la usabilidad.</i>	57
Tabla 7. <i>Tres subcaracterísticas de la portabilidad</i>	58
Tabla 8. <i>Características de los usuarios que participaron en las pruebas</i>	59
Tabla 9. <i>Resultados obtenidos por los usuarios durante la primer prueba, correspondiente a la secuencia 1.</i>	60
Tabla 10. <i>Porcentajes de acierto de los usuarios, durante la ejecución de la secuencia 1.</i>	60
Tabla 11. <i>Duración de la sesión con cada usuario durante la primera prueba.</i>	61
Tabla 12. <i>Resultados obtenidos por los usuarios durante la segunda prueba, correspondiente a la secuencia 2.</i>	62
Tabla 13. <i>Porcentajes de acierto de los usuarios, durante la ejecución de la secuencia 2.</i>	63
Tabla 14. <i>Duración de la sesión con cada usuario durante la segunda prueba.</i>	63
Tabla 15. <i>Resultados obtenidos por los usuarios durante la tercera prueba, correspondiente a la secuencia 3.</i>	64

Tabla 16. <i>Porcentajes de acierto de los usuarios, durante la ejecución de la secuencia 3.</i>	65
Tabla 17. <i>Duración de la sesión con cada usuario durante la tercera prueba.</i>	65
Tabla 18. <i>Resultados obtenidos por los usuarios durante la cuarta prueba, correspondiente a la secuencia 4.</i>	66
Tabla 19. <i>Porcentajes de acierto de los usuarios, durante la ejecución de la secuencia 4.</i>	67
Tabla 20. <i>Duración de la sesión con cada usuario durante la cuarta prueba.</i>	67
Tabla 21. <i>Tiempos consolidados de los usuarios durante las sesiones.</i>	69
Tabla 22. <i>Matriz de contingencia para el usuario P1.</i>	70
Tabla 23. <i>Matriz de contingencia para el usuario P2.</i>	70
Tabla 24. <i>Matriz de contingencia para el usuario P3.</i>	70
Tabla 25. <i>Matriz de contingencia para el usuario P4.</i>	70

INDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. <i>Prótesis de Mano Mioeléctrica Michelangelo</i>	14
Figura 2. <i>Prótesis de Mano Biónica I- Limb</i>	14
Figura 3. <i>Usuario con la prótesis de Mano Open Source Dextrus</i>	15
Figura 4. <i>Usuario con la prótesis de mano Life Hand II</i>	15
Figura 5. <i>Prótesis de mano robótica BeBionic</i>	16
Figura 6. <i>Prótesis de Mano Handie</i>	16
Figura 7. <i>Prótesis de Mano Virtual y Real UC – 2</i>	17
Figura 8. <i>Prótesis de Mano Robótica Pretty Hand</i>	18
Figura 9. <i>Distancia relativa entre electrodos en el estándar 10-20</i>	20
Figura 10. <i>Posicionamiento de los electrodos en el estándar 10-20</i>	21
Figura 11. <i>Diagnóstico de enfermedades o afecciones que se pueden detectar a partir de la toma e interpretación de un electroencefalograma</i>	22
Figura 12. <i>Componentes principales en una interfaz Cerebro - Computador</i>	23
Figura 13. <i>Interfaz Cerebro Máquina - Casco basado en la tecnología Emotiv®</i>	30
Figura 14. <i>Interfaz de usuario del Casco Emotiv EPOC®.</i>	42
Figura 15. <i>Aplicación TestBench para la visualización de las señales EEG registradas con el Casco Emotiv®.</i>	43
Figura 16. <i>Mano Virtual Implementada</i>	44
Figura 17. <i>Ambiente de desarrollo en Qt para la creación del Entorno de la Mano Virtual</i>	44

Figura 18. <i>Panel de Control de Emotiv. Izquierda. Selección de Usuario y calidad de la señal. Derecha. Cognitive Suite Panel</i>	45
Figura 19. <i>Tipos de Agarres más Comunes utilizando una mano Antropomórfica</i>	47
Figura 20. <i>Disposición de la mano virtual para diferentes agarres. A. Pinza Fina. B. Agarre Cilíndrico. C. Agarre Esférico. D. Mano Relajada</i>	47
Figura 21. <i>Mano virtual en el agarre de pinza fina y realimentación para el usuario</i>	48
Figura 22. <i>Usuario manipulando la mano virtual</i>	49
Figura 23. <i>Interfaz de entrenamiento de las acciones utilizando la suite Cognitive</i>	49
Figura 24. <i>Interfaz del usuario que le permite aceptar o rechazar el entrenamiento</i>	51
Figura 25. <i>Resultados de un usuario en la etapa de entrenamiento de cuatro acciones más la acción neutral</i>	51
Figura 26. <i>Reporte de avance en el entrenamiento del usuario</i>	52
Figura 27. <i>Reporte de avance en el entrenamiento de un usuario y su overall skill rating.</i>	52
Figura 28. <i>Diagrama general para el entrenamiento de una acción utilizando la suite Cognitive</i>	53
Figura 29. <i>Usuario en etapa de entrenamiento de la acción neutral</i>	54
Figura 30. <i>Comparación de los porcentajes de acierto de los usuarios durante la primera prueba (secuencia 1)</i>	61
Figura 31. <i>Comparación de los porcentajes de acierto de los usuarios durante la primera prueba (secuencia 2)</i>	63
Figura 32. <i>Comparación de los porcentajes de acierto de los usuarios durante la primera prueba (secuencia 3)</i>	65
Figura 33. <i>Comparación de los porcentajes de acierto de los usuarios durante la primera prueba (secuencia 4)</i>	68

1. INTRODUCCIÓN

En Colombia las amputaciones totales o parciales de un miembro o una extremidad no solo se dan por enfermedades, sino por accidentes y por el conflicto armado. La Asociación Colombiana de Medicina Física y Rehabilitación estima que la incidencia de amputación en el país se da de 200 a 300 personas por cada cien mil habitantes [1]. Esta cifra tiende a incrementarse en población con factores de riesgo como la diabetes, problemas en los sistemas vasculares y por las enfermedades crónicas. De acuerdo con la Asociación de Medicina Física, las amputaciones quirúrgicas se realizan con dos objetivos: el primero es eliminar o contrarrestar la causa que la originó, para disminuir riesgos y preservar la vida. El segundo es permitir una adecuada rehabilitación posterior, para lograr la mejor adaptación de una prótesis y restablecer las funciones motoras asociadas a la mano lo mejor posible [2]. Si bien, el uso de las prótesis es consecuencia de los inconvenientes mencionados anteriormente [3], el desarrollo de estas ha estado estrechamente vinculado con el desarrollo de la robótica asistencial constituyendo hoy día una de las aplicaciones a resaltar en Bioingeniería. Aunque la historia de estos dispositivos comienza hace más de 30 años, su evolución no ha sido la que inicialmente pudo preverse. Hay diversas razones que justifican este estancamiento, por una parte, la poca funcionalidad que se obtiene respecto al uso de brazos y manos sanos, debido no tan sólo a las limitaciones mecánicas o de estrategias de manipulación, sino también a las posibilidades del usuario a transmitir las órdenes adecuadas para producir los movimientos deseados [4].

Una de las formas más utilizadas para manipular las prótesis implantadas ya en los pacientes, se basa en utilizar las señales mioeléctricas del usuario generadas en los músculos para activar las prótesis, sin embargo si el paciente tiene limitaciones presentes, en sus músculos remanentes y no los puede contraer fácilmente, las señales electromiográficas (EMG) del usuario no pueden ser captadas y no es posible la manipulación de la prótesis sin métodos no invasivos [5]. También se presentan otros inconvenientes como la confusión en la correcta identificación de la intención de movimiento del usuario, y en la degradación de la señal muscular en pacientes cuya lesión ocurrió hace mucho tiempo, ya que el paciente pierde vías de comunicación al sistema nervioso por lo que desconoce el estado de su músculo y debe aprender a contraerlo a voluntad, lo cual no es fácil [6].

Igualmente, en los últimos años, se han invertido muchos esfuerzos en el desarrollo de sistemas biónicos híbridos capaces de unir, vía interfaces naturales, el sistema nervioso humano con prótesis, o incluso máquinas robóticas externas,

con el principal objetivo de recuperar las funciones motoras y sensoriales de pacientes con lesiones: en la médula espinal, en el cerebro, a causa de enfermedades degenerativas o por accidentes que han llevado a los pacientes a sufrir amputaciones [7].

Este proyecto de investigación busca una técnica novedosa para la manipulación de una prótesis de mano virtual robotizada utilizando una interfaz natural basada en una BCI (*Brain Computer Interface*). Manipular este tipo de prótesis partiendo de señales cerebrales se hace importante cuando se entiende que los desarrollos en esta área son mínimos en comparación con otros estudios en la parte médica y que puede ser una solución a los inconvenientes descritos anteriormente, referentes al movimiento natural de las manos [8].

En este estudio las señales EEG son registradas a través de una interfaz natural basada en el casco Emotiv® [9], [10] y [11]. Este casco cuenta con una BCI (*Brain Computer Interface*) y el sistema tiene catorce sensores que permiten el registro de las señales encefalográficas y después de una fase de entrenamiento, estas señales pueden ser usadas para inferir una intención [12] y [13].

La manipulación con señales EEG de la prótesis de mano virtual está dirigida a personas que tuvieron su extremidad superior completa y que les fue amputada por algún accidente o enfermedad, ya que alguna vez aprendieron a mover su extremidad de manera natural y el aprendizaje asociado queda guardado en la memoria [14] y [15].

Gran parte del aporte investigativo del proyecto está en la determinación de los índices de desempeño que permitan evaluar la aplicación futura de este sistema con prótesis de mano robotizadas reales.

2. ESTADO DEL ARTE

Actualmente se presentan diversos tipos de prótesis para extremidades superiores, y sus tipos varían ajustándose a las necesidades básicas de los pacientes que las usan. Algunas prótesis parecen muy reales, otras tienen una tecnología tan avanzada que pueden considerarse como robots. Algunas prótesis no se mueven nada en absoluto (prótesis estéticas), otras pueden ajustarse solo en posiciones específicas y otras son mecánicas y están controladas por músculos, cables y guayas [16].

Las principales investigaciones, desarrollos y aplicaciones basados en la robótica asistencial y en el desarrollo de prótesis de mano robotizadas de miembro superior, se han realizado en países como Estados Unidos, Japón, Francia, Alemania y Europa en general; el alto grado de precisión de esta tecnología, ha despertado un enorme interés dentro del ámbito médico e ingenieril. Pero para países en desarrollo es más difícil adquirir y aplicar esta tecnología principalmente por su costo. Por ejemplo la prótesis de mano *BeBionic* manipulada a través de señales EMG [17] cuesta aproximadamente 10.000 dólares, esto sin tener en cuenta el costo del tratamiento de rehabilitación del paciente que ha sufrido la lesión o amputación.

A continuación se presentan algunas de las prótesis de mano robotizadas más avanzadas:

2.1 Prótesis de mano manipuladas a través de señales EMG (Mioeléctricas).

Este tipo de prótesis también se conocen habitualmente con el nombre de prótesis robotizadas, prótesis mioeléctricas o prótesis biónicas, y se basan en la combinación de la electrónica, de los sistemas informáticos y de la mecánica.

Algunos de estas prótesis se mencionan a continuación:

Prótesis de Mano Mioeléctrica Michelangelo®.

Esta prótesis de extremidad superior es fabricada por *Otto Bock Healthcare Products (Alemania)*. La mano Michelangelo es fabricada para cada paciente con medidas especiales y proporciona al usuario una cinemática de agarre, gracias a sus cuatro dedos móviles y un pulgar con posición variable; esta mano es operada por señales musculares. La mano está dotada de dos motores para conseguir un patrón de movimiento natural. La mano cuenta con una muñeca flexible (AxonWrist), que es un componente importante del sistema Axon-Bus [18]. Está formada por dos módulos unidos entre sí que recrean en el modo flexible la

movilidad natural de la muñeca humana. Al mismo tiempo, el patrón variable de movimiento reduce al mínimo los movimientos de compensación no naturales, contribuyendo así a que el usuario mantenga una postura corporal sana. Esta mano también cuenta con un software de simulación en 3D donde el usuario aprende a manejar la mano virtual Michelangelo [18].



Figura 1. Prótesis de Mano Mioeléctrica Michelangelo.

Prótesis de Mano Biónica I- Limb Ultra.

Esta prótesis de mano biónica es fabricada y distribuida por *Touch Bionics Inc. (Reino Unido)*. La prótesis puede ser manipulada a través de una aplicación móvil (celular) llamada *biosim™* o por las señales bioeléctricas del usuario. Esta mano consta de cinco dedos y se pueden realizar más de veinte tipos de movimientos [19]. Con la prótesis también se distribuye un módulo conocido como *Virtu - Limb™* que permite observar y entrenar los movimientos de la mano virtual I - Limb a partir de las señales mioeléctricas [19].



Figura 2. Prótesis Virtual y Real I- Limb.

Prótesis de Mano The Dextrus Hand.

Esta prótesis de mano robótica aparece gracias al proyecto “The Open Hand Project Open Source” realizado en el Reino Unido. La prótesis de mano Dextrus utiliza motores como reemplazo de los músculos y los cables de acero como reemplazo de los tendones, las piezas de plástico impresas 3D funcionan como los huesos y un revestimiento de goma actúa como la piel. Todas estas piezas son controladas por la electrónica para darle un movimiento natural que permite

manipular diversos tipos de objetos. La prótesis se puede conectar a una prótesis existente mediante un conector estándar para dar otra opción de un amputado. Esta prótesis utiliza electrodos revestidos, que sirven para leer las señales de los músculos remanentes del usuario, con el procesamiento de estas señales se puede manipular la mano, permitiéndole que se abra o se cierre. Los dedos se pueden sentir cuando un objeto está impidiendo su movimiento. Esto le da la capacidad de agarrar objetos con suavidad y significa que los dedos realmente pueden envolverse alrededor de objetos con diversas formas y agarrarlos con firmeza [20].



Figura 3. Usuario con la Prótesis de Mano Open Source Dextrus.

Mano Life Hand II.

Esta prótesis de mano desarrollada por científicos europeos (Italia y Suiza) para procesos de investigación, es capaz de reproducir el sentido del tacto, ya que conecta los nervios del paciente a la mano. Esta prótesis también es capaz de controlar la fuerza realizada en el agarre de objetos y es manipulada con la interpretación de señales bioeléctricas [21].



Figura 4. Usuario con la prótesis de mano Life Hand II.

Prótesis de Mano BeBionic III.

Es una mano mioeléctrica multi-articulada que cuenta con cinco actuadores, diseñada en el Reino Unido y fabricada por la empresa RSL Steeper. La mano cuenta con catorce patrones diferentes de agarre, entre estos agarres se destaca el de “ratón” para el ordenador [17].



Figura 5. Prótesis de mano robótica BeBionic.

Esta prótesis de mano también cuenta con una aplicación software donde se manipula la mano virtual BeBionic y permite la visualización de los diferentes tipos de agarres que se entrena el usuario [17].

Prótesis de Mano Robótica Handie.

Esta prótesis desarrollada en Japón ha sido fabricada con piezas impresas en 3D, a excepción de los motores utilizados para activar los componentes móviles. Esta prótesis de mano es manipulada empleando un Smartphone. La mano Handie incluye un mecanismo especial para controlar las articulaciones de los dedos gracias al cual solo hace falta un motor para mover tres falanges, simplificando su funcionamiento [22].



Figura 6. Prótesis de Mano Handie.

Proyecto de Prótesis de Mano Robótica en Colombia.

El principal proyecto en Colombia referente al desarrollo de prototipos de prótesis de mano robotizadas es el *UC -1* [23], diseñada por el Grupo de Investigación en Automática Industrial de la Universidad Cauca, la cual es una mano diestra controlada a través de señales electromiográficas. El mismo grupo de investigación se encuentra en la fase de investigación e implementación de la prótesis de mano *UC - 2*.

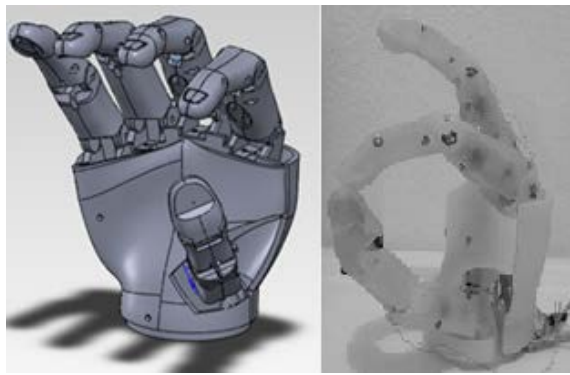


Figura 7. Prótesis de Mano Virtual (izquierda) y Real UC – 2 (derecha).

En la figura 7 (derecha) se muestra el avance en la implementación de la prótesis de mano robótica *UC – 2*, actualmente el grupo de investigación y desarrollo de la *UC – 2* está trabajando en los dos dedos restantes en comparación con el modelo virtual.

Otro proyecto importante es el denominado “Pretty Hand”, este proyecto es realizado en colaboración entre México y Colombia. El proyecto actualmente en ejecución, busca implantar una prótesis de mano robotizada impresa en 3D a un niño colombiano de cuatro años de edad. La prótesis le ayudará al niño a comer, a tomar un lápiz y a realizar otras funciones. En la prótesis de mano impresa en 3D, hay un sensor que sirve al niño para dar órdenes a los motores que están ubicados en la carcasa; en el interior tiene unos conductos en los cuales están introducidos hilos de acero que ayudan a manipular la mano; la mayoría de las piezas de esta prótesis son plásticas [24].



Figura 8. Prótesis de Mano Robótica Pretty Hand.

3. SEÑALES ENCEFALOGRAFICAS Y EL CASCO EMOTIV®

3.1 Señales EEG.

Desde 1920, el Dr. Hans Berger señaló que existían cambios de potenciales eléctricos en el cerebro que se relacionaban a diferentes condiciones a las que sean sometidos los pacientes [25]. Este hecho ha despertado gran interés en la comunidad científica, y se han realizado diferentes investigaciones en este campo; entre ellas, algunas con la finalidad de obtener una vía de comunicación directa entre el cerebro humano y algunos dispositivos mecánicos externos [26]. Las señales eléctricas producidas por el cerebro son generadas por la diferencia de potencial en la membrana celular de las neuronas y este proceso es la base del funcionamiento de nuestro sistema nervioso.

La electroencefalografía registra y evalúa la actividad eléctrica producida por la actividad neuronal al interior del cerebro. Para la adquisición y registro de estas señales bioeléctricas se utilizan diferentes tipos de electrodos. Si se usan electrodos superficiales en la base del cráneo (mediante electrodos basales), a las señales registradas se les llamará EEG o electroencefalograma, si se utiliza electrodos quirúrgicos de superficie se denomina EcoG o electrocorticograma, igualmente se pueden usar micro electrodos quirúrgicos de aplicación profunda [27] y [28].

En las señales provenientes de la actividad cerebral (EEG), se puede registrar la tensión y la frecuencia, entre otras. Esta actividad es muy compleja ya que presenta grandes variaciones, dependiendo de la localización de los electrodos, y del paciente que se esté tratando. Según las investigaciones en este campo, esto se debe a la infinidad de conexiones neuronales y a que la estructura craneal no

es uniforme, también se presentan variaciones de acuerdo al estado mental del paciente, a los pensamientos y al movimiento del cuerpo.

Diferentes técnicas de registro y adquisición de la actividad cerebral han sido empleadas a través de los años [29], como por ejemplo la magneto encefalografía (MEG), la Tomografía por Emisión de Positrones (PET), o la resonancia magnética funcional (fMRI) [30]. El problema principal de estas técnicas, es que utilizan equipos biomédicos altamente costosos. Otro de los inconvenientes es el registro de la actividad cerebral de los pacientes, que está ligado con el flujo sanguíneo y en numerosas ocasiones se puede tardar bastante tiempo en que este se regule, para que se pueda registrar correctamente la actividad cerebral. Debido a los inconvenientes mencionados, en la actualidad la electroencefalografía es la técnica más usada para el registro de la actividad cerebral.

Para clasificar las señales EEG, de acuerdo a su amplitud y frecuencia se han propuesto numerosos ritmos (los ritmos de la actividad neuronal constituyen un lenguaje de comunicación propio de las neuronas), sin embargo se presentan cuatro ritmos principales: delta, theta, alfa y beta. Estos ritmos se han definido mediante estudios de fenómenos psicológicos y fisiológicos asociados a la actividad cerebral [27]. En la tabla 1, se puede observar la clasificación de los ritmos principales de las señales EEG.

RITMO CARACTERÍSTICO	INTERVALO DE FRECUENCIA (Hz)	AMPLITUD (μ V)
Delta	0,5 – 3,5	20 – 200
Theta	4 – 8	20 – 100
Alfa	8 – 14	20 – 60
Beta	14 – 26	2 – 20

Tabla 1. Ritmos característicos en señales EEG clasificados por su frecuencia.

A continuación se presenta la descripción de los ritmos característicos asociados a las señales EEG.

Ritmo Delta: conocido como la onda del sueño. Este ritmo aparece generalmente en estados de sueño profundo. Su amplitud varía de los 20 a 200 μ V, y su rango de frecuencia oscila entre 0,5 y 3,5 Hz.

Ritmo Theta (θ): se presenta generalmente con la activación del lóbulo temporal, su banda de frecuencia está entre los 4 y 8 Hz y su amplitud varía entre los 20 y 100 μ V. Se presenta frecuentemente en niños o en adultos que están sometidos a altos niveles de estrés.

Ritmo Alfa (α): este ritmo corresponde al estado de relajación, en donde la persona tiene poca actividad mental o se encuentra con los ojos cerrados. Este ritmo se atenúa cuando la persona inicia alguna clase de actividad mental que requiera concentración. Las señales asociadas a este ritmo presentan una frecuencia comprendida entre los 8 y 14 Hz, una amplitud de entre 20 y 60 μV ; la fuente principal de estas señales se encuentra en la región occipital del cerebro.

Ritmo Beta (β): su amplitud se encuentra en el rango entre los 2 y 20 μV y su frecuencia entre los 14 y 26 Hz. Este ritmo está vinculado con los movimientos de las extremidades. Este ritmo se asocia a un estado mental de concentración por parte de la persona y se puede encontrar principalmente en la región frontal y central del cerebro.

3.2 Ubicación de los electrodos para el registro del EEG.

La FISE (Federación Internacional de Sociedades de Electroencefalografía) definió el sistema 10-20, el cual establece la ubicación de los electrodos en cada una de las secciones del cráneo [31]. Para establecer la posición de cada electrodo sobre el cuero cabelludo, el estándar 10-20 se basa en las medidas de las intersecciones que separan a los electrodos con una distancia relativa del 10% al 20% por ciento de la distancia total de la línea que se ubican los electrodos [32].

En la figura 9 se puede observar las intersecciones estandarizadas sobre las cuales se calculan las medidas, estas reciben los nombres de nasión - inión A1 y A2, donde A1 y A2 corresponden a los orificios de las orejas izquierda y derecha respectivamente.

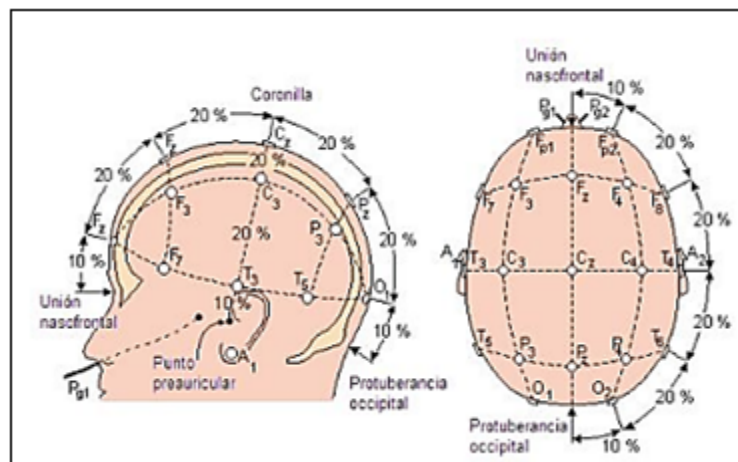


Figura 9. Distancia relativa entre electrodos en el estándar 10-20 [32].

Cada posición en la que se ubican los electrodos, se establece por una letra que indica la zona sobre la cual se adquiere la actividad eléctrica; utilizando F para el lóbulo frontal, P para el lóbulo parietal, T para lóbulo temporal, O para el lóbulo occipital, C para el área central, Fp para el polo frontal; y un número para determinar el hemisferio. Las posiciones que se ubican en el hemisferio izquierdo se presentan con un número impar y aquellas que están sobre el hemisferio derecho llevan un número par, la letra Z se utiliza para identificar la línea central del cerebro [27] y [33].

En la figura 10 se presentan las posiciones de los electrodos para el registro de las señales EEG utilizando el estándar 10-20.

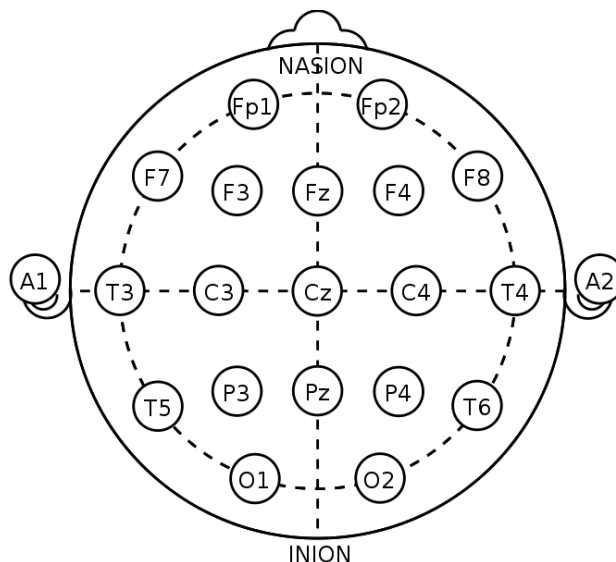


Figura 10. Posicionamiento de los electrodos en el estándar 10-20 [33].

3.3 Diagnóstico de enfermedades o afecciones detectadas a partir de las señales EEG.

A medida que han avanzado los algoritmos de procesamiento de señales que ayudan a comprender el significado de las señales EEG, se han generado aplicaciones clínicas y tecnológicas que hasta hace algunos años pertenecían al área de la ciencia ficción [9]. En la figura 11 se muestran algunas alteraciones físicas o mentales que pueden presentarse en pacientes y que son diagnosticadas gracias a la interpretación del electroencefalograma.

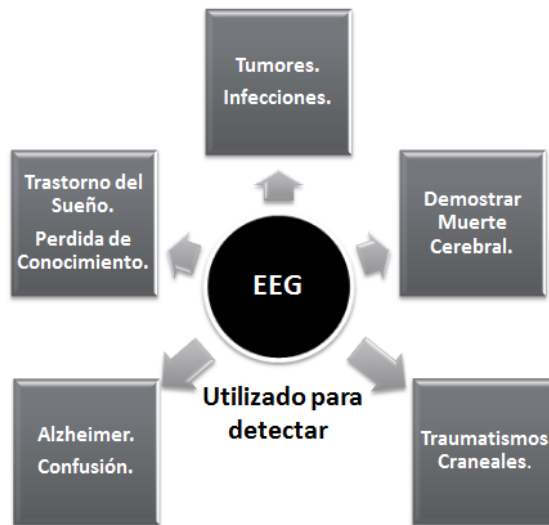


Figura 11. Diagnóstico de enfermedades o afecciones que se pueden detectar a partir de la toma e interpretación de un electroencefalograma [9].

El registro de las señales EEG también es la base de las denominadas BCI pertenecientes al grupo de las interfaces naturales.

3.4 Interfaz Cerebro – Computador BCI.

Una BCI o interfaz cerebro computador pertenece al grupo de interfaces naturales, estas se utilizan como medio de interacción (HMI), debido a que permiten la manipulación de aplicaciones o dispositivos mediante el registro e interpretación de las señales electroencefalográficas (EEG) sin la dependencia de dispositivos mecánicos. El uso de interfaces naturales por personas con discapacidad, es una novedosa aplicación, ya que hipotéticamente, con estas y con el uso de prótesis robóticas, el usuario podría realizar los movimientos naturales que ejecutaba antes de perder su extremidad.

Uno de los objetivos de las investigaciones de las BCI, es crear un sistema que no sea sólo de lazo abierto (que responda a los pensamientos de los usuarios), sino un sistema de lazo cerrado que también presente la información al usuario. Inicialmente, los científicos se centraron en la corteza motora del cerebro (el área que controla los movimientos) y las pruebas mostraron rápidamente que el comportamiento y respuesta natural del cerebro podría adaptarse fácilmente a nuevos estímulos, así como para controlar el disparo de áreas específicas de este y traducir esta actividad en señales bioeléctricas [40].

Un sistema BCI consta de cuatro componentes secuenciales: un módulo de adquisición de las señales EEG, un módulo de extracción de características, un módulo de clasificación e interpretación y un dispositivo de salida (o que envíe los comandos a una aplicación software o hardware). Estos cuatro componentes son controlados mediante un protocolo de funcionamiento que define: el inicio y el tiempo de operación, los detalles del procesamiento de la señal, la naturaleza de los comandos del dispositivo y la supervisión del rendimiento. En la figura 12 se pueden observar los componentes principales de un sistema BCI [40].

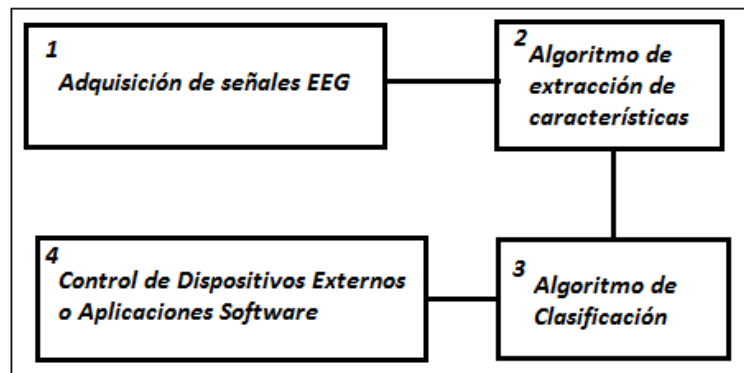


Figura 12. Componentes principales en una interfaz Cerebro - Computador

Las investigaciones en interfaces cerebro – computador, en general, están empezando alejarse de las BCIs invasivas, debido a la naturaleza costosa de estas y a las peligrosas cirugías que involucran (necesarias para la colocación de sistemas). Las alternativas no invasivas de las BCI incluyen: el uso de las señales EEG, la magnetoencefalografía (MEG), las imágenes por resonancia magnética (MRI), así como la electrocorticografía. El uso de BCIs basadas en técnicas no invasivas presentan las siguientes ventajas: un costo menor, son más portátiles y no implican o requieren ninguna cirugía especial para que puedan funcionar.

Aunque la idea de utilizar las BCIs basadas en señales EEG ha existido desde la concepción inicial de estas. Las investigaciones de BCI basadas en EEG han aparecido sólo desde hace algunos años [14]. La mayoría de los sistemas de EEG-BCI siguen un paradigma similar en la lectura y en el análisis de los datos EEG, que se traducen en los datos de salida del dispositivo, y dando algún tipo de información al usuario, sin embargo la aplicación de este modelo puede ser extremadamente difícil [15]. Las dificultades principales en la creación y utilización de BCI basadas en las señales EEG son: la adquisición y pre-procesamiento de las señales, la extracción de las características y la clasificación de los datos (pertenencia a una clase) de EEG que se debe hacer en tiempo real (por ejemplo para manipular un dispositivo externo).

La extracción de características de las señales y la separación del ruido en la señales EEG es un proceso complejo y a veces no es posible obtener una mejor manera de extraer características de estas señales. Las BCI modernas utilizan varios tipos de extracción de características, incluyendo algoritmos de procesamiento como: la transformada wavelet, los parámetros de Hjorth y transformada de Fourier. Es importante resaltar que estos sistemas BCI - EEG, pueden depender de potenciales evocados y de los cambios relacionados con eventos en las bandas de frecuencias específicas de las señales EEG. En las investigaciones reportadas también se han usado algoritmos de aprendizaje, para encontrar agrupaciones naturales de segmentos de EEG que sean indicativos de cierto tipo de actividades mentales, presentándose diversos grados de éxito. Otro aspecto esencial, es la retroalimentación en los sistemas BCI, ya que permite a los usuarios comprender lo que se podría realizar hipotéticamente con las señales cerebrales y utilizarlas para controlar algún tipo de dispositivo externo (o aplicación software) con cierto porcentaje de eficacia [41].

A las personas o pacientes que usan las BCI, se les pide realizar tareas mentales individuales claramente establecidas (dependiendo del experimento), como imaginar el movimiento de alguna extremidad o mantener la atención en mover un elemento en una pantalla. Estas tareas permiten asociar los vectores de las señales EEG (con su respectiva etiqueta de clase) con los determinados estados mentales como estrategia inicial para el aprendizaje. Este tipo de aprendizaje es conocido como aprendizaje supervisado y define el tipo de aplicaciones en donde los datos de entrenamiento contienen ejemplos de los vectores de entrada junto con su correspondiente vector de etiquetas [31]. Este proceso de asociación es necesario en las aplicaciones con sistemas BCI ya que este tipo de interfaces no pueden leer la mente o descifrar pensamientos generales; una BCI solo puede detectar y clasificar patrones específicos de las señales cerebrales asociadas a tareas o eventos específicos. Lo que el usuario BCI debe de hacer para producir estos patrones se determina mediante la estrategia mental (llamada también estrategia experimental, enfoque o paradigma) que la interfaz empleará.

Las estrategias mentales (o paradigmas) más comunes en las que se basan las BCI – EEG son: la de atención selectiva o focalizada y la de imaginación motora [42]. Otro tipo de imaginación motora en sistemas BCI se basa en tipos de movimientos específicos más abstractos para lograr una señal similar a las obtenidas con *Motor Imaginary*. En el transcurso de muchas sesiones de entrenamiento con sistemas BCI, las personas pueden aprender y desarrollar su propia estrategia de imaginación motora según las necesidades de manipulación de la aplicación o dispositivo [42]. En contraste con los sistemas BCI basados en atención selectiva, las interfaces basadas en imaginación motora no dependen de estímulos externos. Sin embargo, la imaginación motora es un tipo de habilidad

que puede ser aprendida; comúnmente las aplicaciones BCI que utilizan esta estrategia no suelen trabajar bien durante las primeras sesiones y a diferencia de la atención selectiva, suelen ser necesarias varias sesiones de entrenamiento del usuario para lograr un rendimiento y control óptimo [42].

El futuro de las BCI depende a su vez del progreso de tres áreas o aspectos críticos: el desarrollo de hardware y la conveniente adquisición de las señales EEG, la validación y difusión de las interfaces, y la puesta a prueba de la fiabilidad y la calidad de las BCI por parte de diferentes grupos de usuarios. Se presentan numerosos estudios con relación a las BCI y las señales EEG, algunos de los principales artículos publicados en los años 2014 y 2015 se muestran en la tabla 2.

AÑO	ARTICULO	AUTORES	PAIS
2015	<i>Evaluating Quantum Neural Network filtered motor imagery brain computer interface using multiple classification techniques.</i>	Vaibhav Gandhi Girijesh Prasad Damien Coyle Laxmidhar Behera Thomas Martin McGinnity	Reino Unido India
2015	<i>SVM-based Brain Machine Interface for controlling a robot arm through four mental tasks.</i>	E. Hortal D. Planelles A. Costa E. Iáñez A. Úbeda J.M. Azorín E. Fernández	España
2015	<i>An EEG-Based Biometric System Using Eigenvector Centrality in Resting State Brain Networks.</i>	Matteo Fraschini Arjan Hillebrand Matteo Demuru Luca Didac Gian Luca Marcialis	Italia Holanda
2015	<i>A Feedback Training System using Cognitive Brain computer Interface.</i>	Kyuwan Choi Insoo Kim Byoung Kyong Min	Corea

2015	<i>A 1.5-D Multi-Channel EEG Compression Algorithm Based on NLSPIHT.</i>	Gaowei Xu Jun Han Yao Zou Xiaoyang Zeng	China
2015	<i>EEG Based Classification of Imagined Vowel Sounds.</i>	Sadaf Iqbal Yusuf Uzzaman Omar Farooq	India
2015	<i>Towards Independence: A BCI Telepresence Robot for People With Severe Motor Disabilities.</i>	Robert Leeb Luca Tonin Martin Rohm Lorenzo Desideri Tom Carlson José del R. Millán	Suiza Italia Alemania Reino Unido
2015	<i>Comparison of Wavelets for Classification of Cognitive EEG Signals.</i>	S.Göksel Eraldemir Esen Yildirim	Turquía
2015	<i>Maximum Contrastive Networks for Multi-channel SSVEP detection.</i>	S. Embrandiri M. Ramasubba	India
2015	<i>EEGNET: A Novel Tool for Processing and Mapping EEG Functional Networks.</i>	M. Shamas F. Wendling W. El Falou M. Hassan	Francia
2015	<i>EEG Biomedical Signal Transmission using Visible Light Communication.</i>	Durai Rajan Dhatchayeny Atul Sewaiwar Samrat Vikramaditya Tiwari Yeon Ho Chung	Corea

2015	Feature extraction with deep belief networks for driver's Cognitive States prediction from EEG data.	Mehdi Hajinorozi Tzyy Ping Jung Chin Teng Lin Yufei Huang	USA China
2015	The Study of Fear-Induced Power Modulations for Cognitive Man-Machine Communication.	Naveen Irtiza Humera Farooq	Pakistan
2015	Wearable, Wireless EEG Solutions in Daily Life Applications: What are we Missing?	Vojkan Mihajlović Bernard Grundlehner Ruud Vullers Julien Penders	Holanda
2015	An Approach to Develop an Objective Measure of Temporal Processing in Cochlear Implant Users Based on Schroeder-phase Harmonic Complexes.	Anne M. Leijsen Alejandro López Myles Mc Laughlin Jaclyn Smith Laura Viani Peter Walshe Richard B. Reilly	Irlanda República Checa
2015	Efficacy of Adaptive Directed Transfer Function for Neural Connectivity Estimation of EEG signal During Meditation.	Laxmi Shaw Aurobinda Routray	India
2015	EEG Signal Enhancement using multi-channel Wiener filter with a Spatial Correlation Prior.	Hayato Maki Tomoki Toda Sakriani Sakti Graham Neubig Satoshi Nakamura	Japón
2015	Improving reliability of monitoring background EEG dynamics in asphyxiated infants.	Vladimir Matic P. Cherian Katrien Jansen Ninah Koolen	Bélgica Holanda Reino

		Gunnar Nauelaers Renate M. Swarte Paul Govaert Sabine Van Huffel Maarten De Vos	Unido
2015	<i>Mind the noise covariance when localizing brain sources with M/EEG.</i>	Denis Engemann Daniel Strohmeier Eric Larson Alexandre Gramfort	Francia Alemania USA
2015	<i>On the permanence of EEG signals for biometric recognition.</i>	Emanuele Maiorana Daria La Rocca Patrizio Campisi	Italia
2015	<i>A Novel Hybrid Method for Determining the Depth of Anesthesia Level: Combining ReliefF Feature Selection and Random Forest Algorithm (ReliefF + RF).</i>	Musa Peker Ayse Arslan Baha Sen Fatih V. Celebi Abdulkadir But	Turquía
2015	<i>Expliciting SSVEP Misclassifications With Extra-Brain Activities Using Time-Frequency EEG Analysis.</i>	Boubaker Daachi Pierre Gergondet Larbi Boubchir Abderrahmane Kheddar	Japón Francia
2015	<i>Multi-Scale Wavelet Kernel Extreme Learning Machine for EEG Feature Classification.</i>	Qi Liu Xiao-guang Zhao Zeng-guang Hou Hong-guang Liu	China
2014	<i>Exploring Gaze Motor Imagery Hybrid Brain Computer Interface design.</i>	Darren O'Doherty Yogesh Kumar Meena Haider Raza Hubert Cecotti	Reino Unido

		Girijesh Prasad	
2014	<i>Driver fatigue evaluation model with integration of multi-indicators based on dynamic Bayesian network.</i>	Qichang He Wei Li Xiumin Fan Zhimin Fei	China
2014	<i>Evaluating Classifiers to Detect Arm Movement Intention from EEG Signals.</i>	Daniel Planelles Enrique Hortal Álvaro Costa Andrés Úbeda Eduardo Iáñez José M. Azorín	España
2014	<i>EEG-Based Mobile Robot Control Through an Adaptive Brain–Robot Interface.</i>	Vaibhav Gandhi Girijesh Prasad Damien Coyle Laxmidhar Behera Thomas Martin McGinnity	Reino Unido India
2014	<i>A Feedback Training System using Cognitive Brain computer Interface.</i>	Kyuwan Choi Insoo Kim Byoung – Kyong Min	Corea
2014	<i>Simultaneous EEG-fMRI Data Acquisition during Cognitive Task.</i>	Rana Fayyaz Ahmad Aamir Saeed Malik Nidal Kamel Faruque Reza Ahmad Helmy Abdul Karim	Malasia
2014	<i>Coupled Basis Learning and Regularized Reconstruction for BCG Artifact Removal in Simultaneous EEG-FMRI Studies.</i>	Hongjing Xia Dan Ruan Mark S. Cohen	USA

2014	Association between Psychology and Technical Education by EEG.	Sasmita Sahoo Sarita Mohanty Tapaswini Sahoo	India
2014	A High Precision EEG Acquisition System Based on the Compact PCI Platform.	Jingyang Chen Xiaoqiong Li Xue Mi Shaowu Pan	China

Tabla 2. Principales trabajos realizados en el marco de las BCI y las señales EEG durante los años 2014 y transcurso de 2015.

A continuación se presenta la BCI – EEG, basada en el casco Emotiv®.

3.5 Casco basado en la tecnología Emotiv®.

Esta BCI cuenta con un casco, que presenta catorce electrodos cerebrales no invasivos más dos referencias (ubicados según el estándar 10-20), que permiten el registro de las señales encefalográficas, específicamente los ritmos: Delta (0,5 – 3,5 Hz), Theta (4 - 8 Hz), Alpha (8 - 14 Hz), y Beta (14 - 26 Hz). Posteriormente estas señales son enviadas al computador a través de *bluetooth* y pueden ser usadas para inferir una intención (o para establecer el estado afectivo del usuario, entre otras) [7], [15], [34] y [35]. La figura 13 muestra el casco Emotiv® [36].



Figura 13. Interfaz Cerebro Máquina - Casco basado en la tecnología Emotiv® [36].

En la tabla 3 se muestran las especificaciones del Casco Emotiv EPOC.

	EMOTIV EPOC HEADSET
Number of channels	14 (plus CMS/DRL references, P3/P4 locations)
Channel names (International 10-20 locations)	AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4
Sampling method	Sequential sampling. Single ADC
Sampling rate	128 SPS (2048 Hz internal)
Resolution	14 bits 1 LSB = 0.51 μ V (16 bit ADC, 2 bits instrumental noise floor discarded)
Bandwidth	0.2 - 45Hz, digital notch filters at 50Hz and 60Hz
Filtering	Built in digital 5th order Sinc filter
Dynamic range (input referred)	8400 μ V (pp)
Coupling mode	AC coupled
Connectivity	Proprietary wireless, 2.4GHz band
Power	LiPoly
Battery life (typical)	12 hours
Impedance Measurement	Real-time contact quality using patented system

Tabla 3. Especificaciones del Casco Emotiv EPOC® [36].

El grupo de investigación en Automática Industrial cuenta con este dispositivo al igual que el software para desarrollo de aplicaciones que usan el casco (SDK), también se ha adquirido el emulador del casco Emotiv.

Se reportan varios artículos donde ha sido utilizado el casco Emotiv, los principales desarrollos con este dispositivo se presentan en Europa y Asia. La tabla 4 resume algunos de los artículos publicados entre los años 2010 y 2013.

AÑO	ARTICULO	AUTORES	PAIS
2013	<p><i>A Tweet of the Mind: Automated Emotion Detection for Social Media Using Brainwave Pattern Analysis.</i></p> <p><i>Este trabajo presenta la idea de utilizar un dispositivo de interfaz cerebro - computadora para detectar las emociones humanas, que se combinan luego con la información de geo localización y automáticamente se envía la información a</i></p>	<p>Abdulaziz Almealmadi Michael Bourque Khalil El-Khatib</p>	Canadá

	<p>una red social (Twitter). En el trabajo, se propone una arquitectura completa de un sistema que ha implementado esta idea, donde el análisis del patrón de señales cerebrales asociadas se realiza utilizando un dispositivo de captura del electroencefalograma y un dispositivo de computación móvil.</p>		
2013	<p>Avatar Navigation in Second Life using Brain Signals.</p> <p>En este trabajo se presenta un proyecto interdisciplinario, realizado en un enfoque sofisticado para establecer una conexión entre el cerebro humano y el mundo virtual. El objetivo principal de esta investigación es el desarrollo de una técnica de interacción para el entretenimiento y para investigar los aspectos de realidad virtual y su relación con la rehabilitación física. Los usuarios pueden explorar libremente el mundo virtual “Second Life” y dirigir su avatar al punto de destino mediante sus señales cerebrales. El experimento se llevó a cabo en tres sujetos. La manipulación del avatar se puede lograr mediante el procesamiento en línea de las señales EEG grabadas desde auriculares EPOC, Emotiv, y pasando los parámetros a la interfaz principal. En este trabajo, se presenta el uso de un filtro adaptativo para reducir las distorsiones de parpadeo de los ojos, con la combinación de un clasificador LDA que en conjunto llevaron a un valor máximo de precisión de 87,2%.</p>	<p>Mehrnaz Kh. Hazrati Ulrich G. Hofmann</p>	<p>Alemania</p>
2013	<p>Controlling mobile Spykee robot using Emotiv Neuro Headset.</p> <p>En este trabajo se investiga la manipulación del robot comercial móvil Spykee, utilizando sólo la electroencefalografía cerebral (EEG). Para ello, las señales son</p>	<p>Simon Grude Matthew Freeland Chenguang Yang Hongbin Ma</p>	<p>Reino Unido y China</p>

	<p>transmitidas por el Neuro Headset Emotiv EPOC. El robot Spykee está equipado con un protocolo de comunicación inalámbrica para su control. Ambos métodos de manipulación y de control se han utilizado y analizado con el fin de controlar el robot con precisión. Los catorce canales en el auricular Emotiv se han utilizado y el reconocimiento de patrones se ha realizado por la red de eco estado (ESN). Con cuatro acciones diferentes (hacia adelante / atrás y dar vuelta a la izquierda / derecha) se ha logrado controlar el robot para alcanzar un objetivo arbitrario en el suelo.</p>		
2013	<p>EEG Control for an Industrial Robot Manipulator.</p> <p>Este artículo presenta un sistema BCI (Brain Computer Interface) para el control de un robot manipulador industrial, utilizando señales EEG. El dispositivo Emotiv EPOC se utiliza para el registro de la actividad cerebral. El sistema BCI desarrollado registra los ritmos de la actividad cerebral a través de electrodos situados en el cuero cabelludo. El reconocimiento de la actividad cerebral se asocia con las expresiones faciales y acciones cognitivas relacionadas con el movimiento de un cubo 3D virtual. En este caso, el usuario es capaz de controlar un robot manipulador en el espacio articular, así como en el espacio cartesiano, usando el registro de la actividad del cerebro asociada con las expresiones faciales y acciones cognitivas. Se proporciona un procedimiento de formación para las acciones cognitivas y se prueba con diferentes usuarios a través de sesiones de formación de corta duración. Los experimentos y los resultados mostraron que los usuarios fueron capaces de gestionar y controlar el robot manipulador para llegar a una posición deseada</p>	<p>Ángel Pérez García Ingrid Schjølberg Serge Gale</p>	Noruega

	<p><i>simulando un "escoger y colocar" como tarea industrial.</i></p>		
2013	<p>EEG control of an electric wheelchair for disabled persons.</p> <p><i>En este trabajo se presenta una descripción de un método de control inteligente, para la manipulación una silla de ruedas eléctrica por varias personas de movilidad reducida. También se presenta un enfoque no invasivo para la captura de señales del cerebro (EEG), que pueden ser utilizadas para comandar una silla de ruedas, basándose en el análisis de los datos cognitivos, en el movimiento de los ojos y de la cabeza. El siguiente paso que plantean los investigadores es la validación de estas técnicas de manipulación de la silla de ruedas y posteriormente realizar las pruebas de conducción de la silla eléctrica por parte de una persona con movilidad reducida.</i></p>	<p>Fatma Ben Taher Nader Ben Amor Mohamed Jallouli</p>	<p>Túnez</p>
2013	<p>EEG Databases for Emotion Recognition.</p> <p><i>El reconocimiento de las emociones basado en las señales de electroencefalografía (EEG) ha ganado gran interés en la comunidad investigativa. En este trabajo se presentan dos bases de datos de EEG (afectivas) que han sido obtenidas con dos tipos de experimentos. En los experimentos se utilizaron estímulos visuales y auditivos para evocar emociones durante las pruebas. Los estímulos se seleccionaron de las bases de datos IADS y IAPS. En cada experimento participaron catorce sujetos y se utilizó el dispositivo Emotiv EEG para la grabación de las señales. De acuerdo a las señales obtenidas, se estudia la correlación</i></p>	<p>Yisi Liu Olga Sourina</p>	<p>Singapur</p>

	<p>entre las amplitudes de las diferentes bandas de EEG y su relación con las emociones del paciente (parte afectiva). Los resultados concuerdan con los hallazgos de la literatura y análisis de la base de datos DEAP, demostrando la fiabilidad de las dos bases de datos, con reconocimiento hasta de ocho emociones.</p>		
2013	<p>Evaluation of Different Onscreen Keyboard Layouts Using EEG Signals.</p> <p>Este estudio tiene como objeto la evaluación de dos diferentes disposiciones de teclado en pantalla, basándose en las respuestas biológicas de los usuarios. La señal utilizada para dicho propósito es el electroencefalograma, adquirido por el neuro-auricular de bajo costo Emotiv. Los autores proponen utilizar la carga cognitiva del ser humano como la característica fundamental para discriminar la disposición del teclado que se muestra en pantalla como “amigable” o “engorroso”. Para validar las observaciones compararon los resultados con una base de datos del estudio de usuario y el modelo de KLM-GOMS.</p>	<p>Arijit Sinharay Debatri Chatterjee Aniruddha Sinha</p>	<p>India</p>
2013	<p>Games, Gameplay, and BCI: The State of the Art.</p> <p>Las Interfaces cerebro - computador (BCI) y los juegos básicos de informática se han interconectado desde que comenzó el desarrollo de las BCI, explotando los juegos como un medio que permita mejorar los protocolos de entrenamiento de estas, creando aplicaciones más entretenidas y desafiantes; que sean comandadas con el uso de las BCI. Al proporcionar al usuario una BCI con un ambiente entretenido, los</p>	<p>David Marshall Damien Coyle Shane Wilson Michael Callaghan</p>	<p>Reino Unido</p>

	<p>investigadores esperan ayudar a los usuarios a ser más eficientes en el control de estos sistemas. Las BCI también se han utilizado para enriquecer la experiencia de los usuarios con discapacidades, de forma que puedan utilizar aplicaciones informáticas (principalmente juegos en PC). Otro aspecto importante mencionado en el artículo, radica en la forma en la que se juega, ya que este es un aspecto clave en cualquier juego en PC y abarca los retos que se presentan para el jugador, las acciones puestas a disposición para el jugador por el diseñador, y la forma de superar los desafíos de los juegos asociados a diferentes paradigmas BCI. Finalmente, el artículo presenta la mecánica de juego empleado en una amplia gama de juegos que utilizan las BCI, y estos son revisados y evaluados en cuanto a la capacidad de la estrategia de control de la BCI. Igualmente, se proporcionan una serie de recomendaciones para el campo de desarrollo de juegos que utilizan las BCI y como se evalúa el rendimiento.</p>		
<p>2012</p>	<p>Towards a Portable Assistive Arm Exoskeleton for Stroke Patient Rehabilitation Controlled Through a Brain Computer Interface.</p> <p>Investigaciones recientes han mostrado los beneficios del uso de dispositivos robóticos en el proceso de rehabilitación de los pacientes. Además, se están presentando desarrollos prometedores para controlar dispositivos robóticos, que hacen uso de las interfaces cerebro – computador y las aplicaciones que se les puede dar a estas en la rehabilitación neural, buscando otra forma de apoyar a los pacientes que requieren este tipo de rehabilitación, porque desafortunadamente los dispositivos de</p>	<p>Jacob Webb Zhen Gang Xiao Katharina P. Aschenbrenner Gil Herrnstadt Carlo Menon</p>	<p>Canada</p>

	<p>rehabilitación tradicionales son difíciles de manejar y no se pueden utilizar fuera del entorno de laboratorio. De esta forma limitan potencialmente el proceso de rehabilitación de los pacientes. En este artículo, enfatizan en los problemas mencionados anteriormente, y presentan un proyecto de investigación que conlleva hacia la creación de un sistema de rehabilitación portátil, que consiste en un exoesqueleto de brazo controlado por una interfaz cerebro - computadora. El sistema BCI que se utiliza es el dispositivo Emotiv EPOC. Posteriormente realizaron un estudio piloto para evaluar el rendimiento del sistema en cuatro voluntarios (adultos sanos). Los resultados muestran que todos los usuarios fueron capaces de manipular el exoesqueleto con tasas de éxito representativas.</p>		
2012	<p>Implementation of SSVEP Based BCI with Emotiv EPOC.</p> <p>En los últimos años, los potenciales visuales evocados en estado estable (SSVEP) registrados con interfaces cerebro - computador (BCI) han recibido mucha atención. Sin embargo, la mayoría de los dispositivos de BCI basados en SSVEP no son portátiles y tienen un alto costo; por lo tanto no suelen ser accequibles para propósito comerciales. Sin embargo, gracias a su bajo costo y portabilidad la interfaz cerebro - computador Emotiv EPOC, presenta una oferta de BCI accequible desde el punto de vista económico. En este trabajo, los SSVEP se leen a través del Emotiv EPOC, también se usa una BCI 2000 para conectar el Emotiv EPOC y Matlab (en línea). Los experimentos realizados en tiempo real tienen: una precisión de $95,83 \pm 3,59\%$, una tasa de transferencia de información (ITR) de $22,85 \pm 1,85$ bits / minuto y la duración</p>	<p>Yue Liu Xiao Jiang Teng Cao Feng Wan Peng Un Mak Pui-In Mak Mang I Vai</p>	China

	de la detección es de $5,25 \pm 2,14$ s.		
2012	<p>Cognitive Stress Recognition.</p> <p>Este trabajo explora el uso la electroencefalografía (EEG, utilizando un auricular bajo costo) para cuantificar la respuesta de algunas personas que presenten estados estresados y no estresados. En este proyecto de investigación, 18 personas fueron sometidas al test Stroop Color-Word Interference, para provocar una respuesta de estrés leve mientras se grababan las señales EEG. Estas señales se procesaron mediante un algoritmo específico que permite identificar los ritmos beta, alfa, theta y calcular los valores RMS de las señales respectivas. Posteriormente, las señales procesadas fueron utilizadas como entradas a dos clasificadores: un algoritmo de regresión lógica y un clasificador de los k vecinos más cercanos. Los resultados obtenidos muestran una precisión media de 73,96% para la clasificación del estado mental, usando el electrodo O1 del casco Emotiv.</p>	Taylor K. Calibo Justin A. Blanco Samara L. Firebaugh	USA
2012	<p>BCI and Virtual Collaboration.</p> <p>Las interfaces cerebro-computador (BCIs) en los últimos años están ganando importancia gracias a la inclusión en proyectos de desarrollo e investigación de estas. El uso de estos dispositivos, sin embargo, está limitado generalmente por el ruido en la medición de las señales EEG, ya que estas pueden verse afectadas de acuerdo al ambiente donde se encuentre e interactúe el usuario. La solución a este problema podría consistir en reproducir el ambiente de uso (sin los elementos que interfieren), e integrar los dispositivos BCI</p>	Ádám Lóska	Hungría

	<p><i>directamente en un entorno óptimo. Los entornos de Realidad Virtual (VR) pueden presentar estos ambientes, entre muchos otros, y a su vez las interfaces BCI pueden servir para la interacción del usuario con los ambientes virtuales de forma natural. Por lo tanto, se puede argumentar que la integración de la BCI y la colaboración virtual puede proporcionar nuevas sinergias dentro CogInfoCom. En este trabajo, se discuten estas posibilidades de integración, si el dispositivo BCI elegido (el Emotiv EPOC neuroheadset) se introduce en un sistema de colaboración virtual (VirCA). Finalmente, el artículo presenta diversas formas en que la BCI se pueden utilizar para controlar procesos en colaboración virtual, y obtener conclusiones sobre cómo mejorar la interacción con las BCI en futuras aplicaciones.</i></p>		
2011	<p>Use a Personality Profile in Predicting Academic Emotion based on Brainwaves Signals and Mouse Behavior.</p> <p><i>Las emociones de los alumnos relacionadas con la parte académica son difíciles de predecir a partir de los datos de las señales EEG. Sin embargo, en el artículo se presentan los resultados de las pruebas realizadas, en las que se puede predecir con precisión (de acuerdo a la personalidad) las emociones de los estudiantes. Dentro del experimento, se pidió a veinticinco estudiantes de una universidad determinada, que tomaran una tutoría virtual de matemáticas mientras se capturaban sus señales cerebrales y las actividades asociadas al clic del ratón. Las señales EEG se registraron utilizando un dispositivo Emotiv EEG mientras que el comportamiento del ratón se basó en el número realizado de clics, en la duración de cada clic y en la distancia recorrida por</i></p>	<p>Judith J. Azcarraga John Francis Ibañez Ianne Robert Lim Nestor Lumanas Jr.</p>	<p>Filipinas</p>

	<p>el puntero del mouse. La personalidad y las emociones de los alumnos fueron evaluadas basándose en el test Big- Five Personality Test of: Extroversion, Inquisitiveness, Accommodation, Emotional Stability and Orderliness. Los veinticinco alumnos fueron divididos en grupos de acuerdo a su personalidad y las emociones relacionadas con la parte académica fueron clasificadas por dos algoritmos kNN y C4.5, clasificándolas como: entusiasmado, con confianza y frustrado.</p>		
2011	<p>Toward Inexpensive and Practical Brain Computer Interface.</p> <p>Las interfaces cerebro – computador (BCI) introducen un nuevo sistema de comunicación. En este trabajo se estudia la viabilidad de la utilización de un dispositivo BCI de bajo costo para el registro del Electroencefalograma (EEG). Se espera que esta BCI sea altamente accequible (para gran variedad de usuarios) y que presente una forma más natural para comunicarse con dispositivos externos, ya que las versiones actuales de las BCI, son generalmente costosas y necesitan de un entorno especial para su funcionamiento. En el artículo, también se presenta la comparación de los resultados obtenidos en la captura de las señales EEG utilizando: el casco Emotiv EEG y el dispositivo EEG BrainAmp. Finalmente, se presenta la fiabilidad del uso de este tipo de dispositivos de bajo costo.</p>	<p>Hamzah S. Al-Zubi Nayel S. Al-Zubi Waleed Al-Nuaimy</p>	<p>Reino Unido</p>
2011	<p>An Exploration of the Utilization of Electroencephalography and Neural Nets to Control Robots.</p> <p>Desde hace varios años, se conoce que medida que las neuronas se activan dentro</p>	<p>Dan Szafir Robert Signorile</p>	<p>USA</p>

	<p>del cerebro, producen una actividad bioeléctrica medible.</p> <p>La electroencefalografía (EEG) es la medición y registro de esta actividad bioeléctrica; para la medición no invasiva de estas señales, se utilizan sensores (electrodos) dispuestos sobre el cuero cabelludo del paciente. Dentro del mismo contexto, las interfaces cerebro-computador (BCI), pueden permitir el control de dispositivos externos, gracias a la interpretación de las señales provenientes del cerebro, naturalmente, se presentan muchas aplicaciones útiles, incluyendo: ayudas en la comunicación, aplicaciones militares, videojuegos y realidad virtual, manipulación de robots; y el uso de estas, presenta la posibilidad de mejorar significativamente la calidad de vida de personas que presenten discapacidad. El propósito de la investigación presentada en este artículo, es examinar la plataforma de un sistema EEG que utilice el dispositivo Emotiv EPOC ©, y buscar la relación costo beneficio de las mediciones de señales EEG con un dispositivo portátil no invasivo. Posteriormente, se presenta el uso de BCI para controlar un robot, el Parallax Scribbler®, lógicamente pasando por la construcción del software, que permite interpretar las salidas del Emotiv y asignarlas a distintos comandos de manipulación para el robot Scribbler.</p>		
2010	<p>Analysis of a Commercial EEG Device for the Control of a Robot Arm.</p> <p>Este artículo presenta un análisis muy sencillo de la BCI Emotiv EPOC, para determinar si este dispositivo es adecuado para controlar un brazo robótico. Durante dos semanas de entrenamiento, los sujetos manipularon el brazo y redujeron el tiempo de realización de una tarea global. En el</p>	G.N. Ranky S. Adamovich	USA

	<p>artículo se menciona que el dispositivo EPOC requiere más pruebas y desarrollo, pero su capacidad de adaptación a múltiples programas software y a diferentes usuarios hipotéticamente permitirá que sirva en rehabilitación virtual y como control de dispositivos en el futuro inmediato.</p>		
--	--	--	--

Tabla 4. Proyectos realizados a nivel mundial utilizando el Casco Emotiv®.

El casco Emotiv adquirido incluye además del SDK, el software que permite probar su funcionamiento. Este es el *EPOC Control Panel* donde se puede visualizar la ubicación de los electrodos en la cabeza del usuario. También dentro de este mismo software existe la posibilidad de mover un cubo después de una fase de entrenamiento previo. La interfaz del *EPOC Control Panel* se muestra en la figura 14.

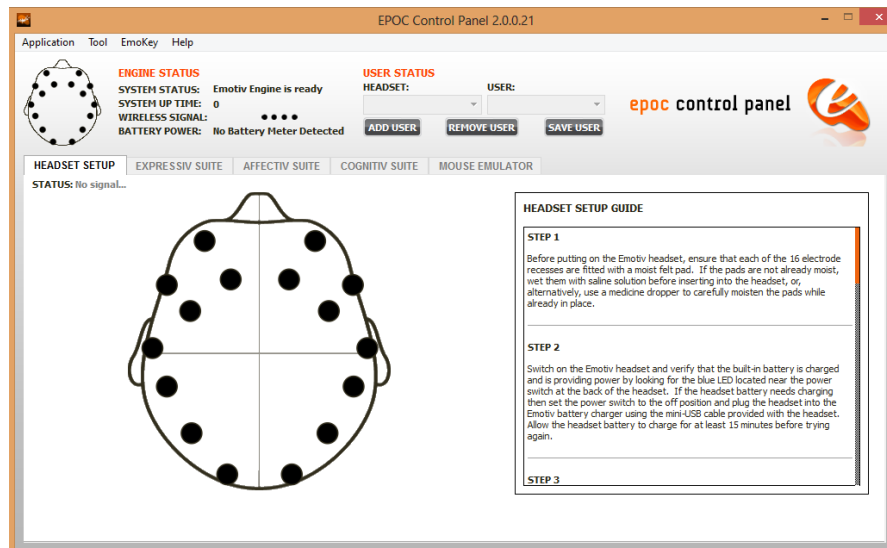


Figura 14. Interfaz de usuario del Casco Emotiv EPOC®.

Otra aplicación que se utilizó para validar el funcionamiento del casco es la llamada *TestBench™*, en la cual se pueden visualizar las señales EEG registradas por el dispositivo y estas pueden ser almacenadas para *post-processing* (sin embargo en el presente trabajo se va a utilizar el software de gestión de Emotiv

que procesa las señales, igualmente para la extracción de características y para la clasificación).

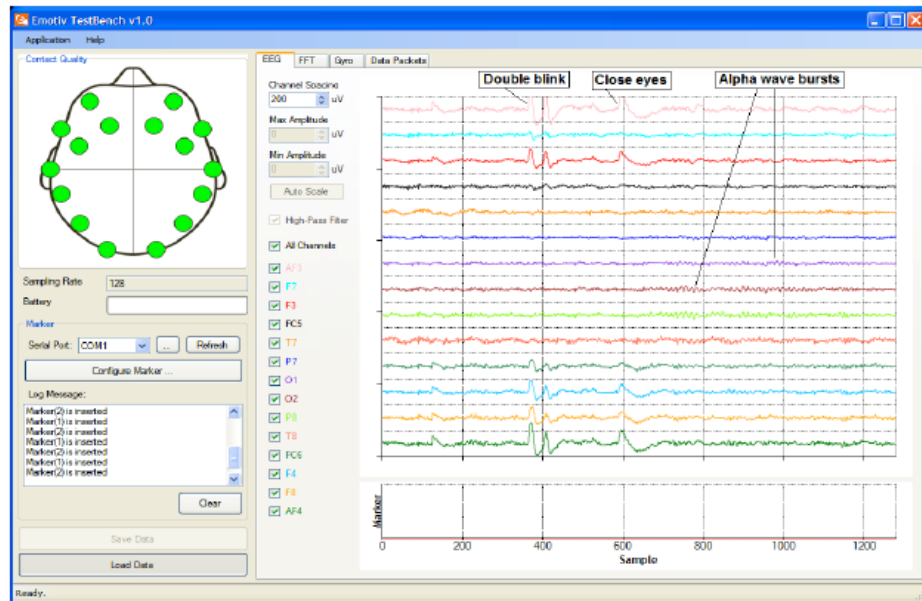


Figura 15. Aplicación TestBench para la visualización de las señales EEG registradas con el Casco Emotiv®.

4. MANO VIRTUAL Y MANIPULACIÓN UTILIZANDO SEÑALES EEG.

En este capítulo se presenta el prototipo de mano virtual y su manipulación utilizando las señales EEG capturadas con una BCI de bajo costo, en este caso con el casco Emotiv® Neuroheadset.

Manipular las prótesis (en este estudio, la mano virtual) partiendo de señales cerebrales se hace importante cuando se entiende que los desarrollos en esta área son mínimos en comparación con otros estudios en la parte médica y que puede ser una solución a los inconvenientes descritos anteriormente [6].

4.1 Prototipo de la mano virtual e implementación utilizando Visual Studio, VTK y QT.

Este proyecto utiliza como plataforma el prototipo de la mano virtual desarrollado por el grupo de Automática Industrial de la Universidad del Cauca, específicamente por los estudiantes M.Díaz y J.Escobar. La aplicación utiliza Qt como framework de interface de usuario (ventana), también hace uso de las

librerías de visualización gráfica VTK ampliamente utilizada en aplicaciones médicas. El desarrollo se realizó en lenguaje C++ en la plataforma Visual Studio 2010. La aplicación permite manipular cada una de las articulaciones de una mano virtual antropomórfica (de cinco dedos y tres grados de libertad por cada dedo), que se puede observar en la figura 16.

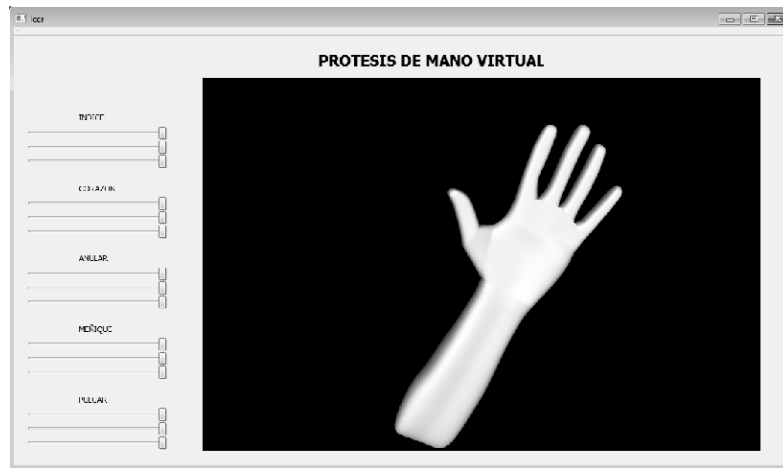


Figura 16. Mano Virtual Implementada.

La construcción de las piezas de la mano virtual se realizó en Blender, este es un software multiplataforma dedicado especialmente al modelado, animación y creación de gráficos en 3D. Para el desarrollo del ambiente virtual se utilizó Visual Studio 2010 el cual es un entorno de desarrollo integrado (IDE). El código del programa se desarrolló bajo el lenguaje Visual C++, con lo cual se creó la aplicación del ambiente virtual para posteriormente renderizarlo con las librerías VTK de visualización y generación de cuerpos tridimensionales [37]. A su vez estas librerías se integran con las librerías QT creadas para facilitar el diseño de entornos de trabajo para aplicaciones multiplataforma [38].

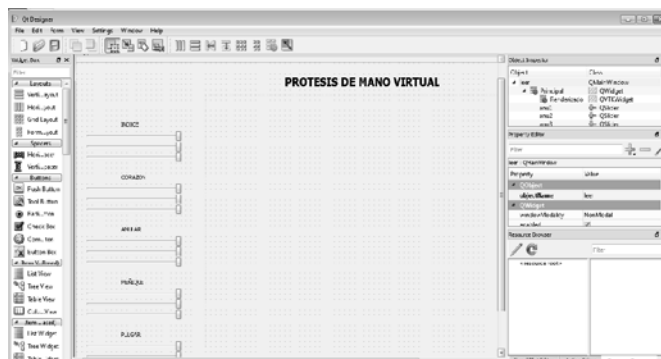


Figura 17. Ambiente de desarrollo en Qt para la creación del Entorno de la Mano Virtual.

4.2 Interfaz de programación de la aplicación (API) del casco Emotiv.

Emotiv ofrece un conjunto de *suites* que permiten la interpretación de las señales EEG y operan con EmoEngine a través de Emotiv API. EmoEngine es el componente base para la detección e interpretación de las señales provenientes de los electrodos que se encuentran situados en el casco y que capturan la información del electroencefalograma. Además se encarga de la monitorización del estado de la batería, la intensidad de la señal inalámbrica, el registro del tiempo de conexión así como de entrenar los algoritmos de reconocimiento para los modos expresivo y cognitivo, aplicando posteriormente optimizaciones a cada uno de ellos, en este trabajo se hace uso del motor Emotiv para el procesamiento de las señales EEG.

Las suites brindadas por Emotiv son:

- Expressiv™.
- Affectiv™.
- Cognitiv™.

La interpretación de las señales según la suite utilizada es mostrada en el Control Panel Emotiv.

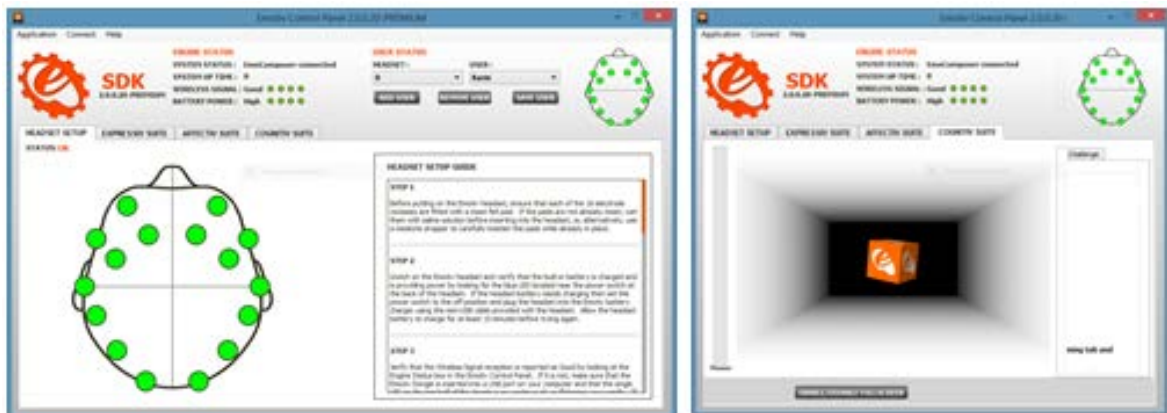


Figura 18. Panel de Control de Emotiv. Izquierda. Selección de Usuario y calidad de la señal. Derecha. Cognitive Suite Panel.

Particularmente la suite Cognitive™, que es la más utilizada en este proyecto, muestra un cubo que puede ser manipulado (mover atrás, adelante, a la izquierda, a la derecha, entre otras) a través de las señales EEG después de una fase de entrenamiento. Esta suite gestiona la detección y entrenamiento del modo cognitivo, en este modo se detectan hasta 13 diferentes acciones mediante un

escaneo en tiempo real de las señales EEG cuando el usuario intenta interactuar con un objeto virtual o real. Se debe aclarar que aunque existen las trece acciones, el fabricante restringe a que sólo se pueden escoger cuatro acciones para ser entrenadas a la vez, más una acción especial que corresponde al estado neutral o de reposo. A medida que se entrenan más acciones, se hace más difícil el ser preciso en la activación de las mismas, requiriendo un mayor grado de experiencia para evitar sobre todo falsos positivos. La activación de una acción, implica un nivel de intensidad (amplitud) de la señal, que aumenta con la concentración del usuario; este valor se hará cada vez mayor a medida que la intensidad se eleve. Por ejemplo, al activarse la acción *Empujar* (Push), a mayor nivel de concentración, mayor intensidad y el cuerpo virtual será empujado más lejos en la animación visualizada en el control panel.

Otra forma en la que se interactuó con EmoEngine, fue a través del panel de control, capturando eventos con el programa EmoKey, este suministrado dentro del SDK del fabricante. En todos los casos, salvo para el entrenamiento de los algoritmos de reconocimiento de patrones, también se puede utilizar el programa EmoComposer para emular los eventos que produce el casco y de esta forma facilitar la depuración del código de la aplicación desarrollada o bien comprobar las funciones de los programas suministrados con el kit de desarrollo.

Integración del Sistema.

La integración de la mano virtual y el casco Emotiv® se realizó con la API (específicamente con la librería de enlace dinámico edk.dll) y el conjunto de herramientas del SDK (*Software Development Kit*), ya que este último provee las clases y funciones en C++ para el manejo de las suites mencionadas precedentemente, enfocándose en el uso de la suite Cognitive™. En general, las funciones del SDK Emotiv (edk.dll) permiten la conexión y desconexión del dispositivo, la gestión de los perfiles y el entrenamiento. El SDK también cuenta con funciones de estados dentro de emostate.dll donde se puede obtener la información de las detecciones realizadas por los algoritmos privados de Emotiv en cuanto: al estado expresivo, al estado afectivo, a las detecciones de acciones utilizando el modo cognitivo y en general a la información de las señales provenientes de los catorce electrodos, al igual que el nivel de batería del casco.

4.3 Manipulación de la mano virtual.

En cuanto a la manipulación de la mano, inicialmente se consultaron los tipos de agarre más comunes con manos antropomórficas [39], con la finalidad de escoger

algunos de ellos para que la mano virtual los imite. En la figura 19 se muestran los diferentes tipos de agarres.

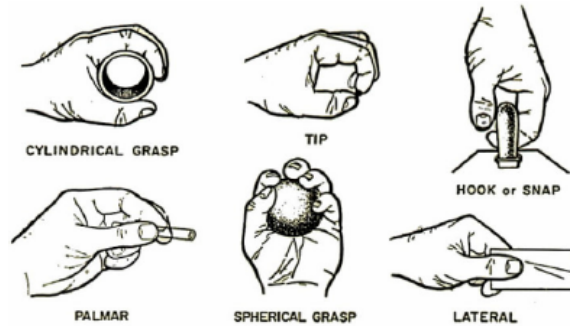


Figura 19. Tipos de Agarres más Comunes utilizando una mano Antropomórfica [39].

De los agarres más comunes mencionados anteriormente, se escogió que esta pueda realizar los agarres: de pinza (*tip*), cilíndrico (*cylindrical grasp*) y esférico (*spherical grasp*), igualmente debe poderse cerrar completamente y abrirse. La manipulación de la mano se hace a través de los pensamientos del usuario y se infiere una intención de movimiento, para esta aplicación se hace uso de la suite Cognitive™ donde el usuario debe pasar y aprobar una etapa de entrenamiento (que se desglosa más adelante), en la cual imagina diferentes imágenes (relacionadas con el movimiento del cubo 3D) y sus patrones cerebrales son guardados y asociados a la generación de las diferentes acciones de control para la manipulación de la mano en los agarres mencionados anteriormente. En la figura 20 se muestra la disposición de la mano virtual en los diferentes tipos de agarres.

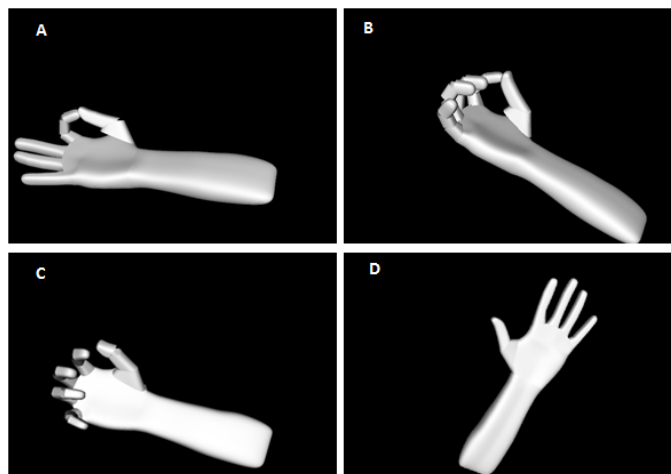


Figura 20. Disposición de la mano virtual para diferentes agarres. A. Pinza Fina. B. Agarre Cilíndrico. C. Agarre Esférico. D. Mano Relajada.

Por ejemplo, si el usuario mueve hacia atrás el cubo (a lo largo del eje z en la interfaz de usuario) que se muestra en la figura 21 después de superar la etapa de entrenamiento, se generará una acción de control que es interpretada por el software, esta indica que la prótesis de mano virtual debe adaptarse para el agarre de pinza fina.

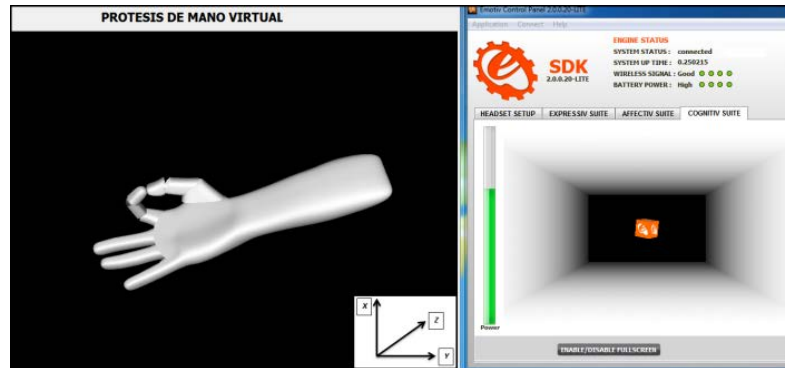


Figura 21. Mano virtual en el agarre de pinza fina y realimentación para el usuario.

Similarmente se generan otras acciones de control para la ejecución de los otros agarres mencionados anteriormente, estos se pueden observar en la tabla 5.

MOVIMIENTO DEL CUBO	ACCIÓN DE LA MANO VIRTUAL
<i>Neutral</i> (Posición Inicial)	Abrir Mano
<i>Left</i> (Izquierda)	Agarre Esférico
<i>Right</i> (Derecha)	Agarre Cilíndrico
<i>Pull</i> (Halar)	Cerrar Mano
<i>Push</i> (Empujar)	Pinza Fina

Tabla 5. Equivalencias entre el movimiento del cubo 3D y las acciones que se generan en la mano virtual.

Si el usuario está relajado (corresponde al entrenamiento en el modo cognitivo a la acción neutral y se recomienda que sea la primera acción entrenada), la prótesis de mano virtual debe estar totalmente abierta, como se observa en la figura 20. D. En la figura 22 se muestra un usuario manipulando la mano virtual, exactamente realizando el agarre de pinza fina.



Figura 22. Usuario manipulando la mano virtual.

4.4 Entrenamiento y EmoEngine.

El proceso de entrenamiento utilizando la suite Cognitiv, permite que EmoEngine analice las señales cerebrales del paciente, de forma tal que se desarrolle una firma personalizada que corresponde a cada acción en particular que quiera ser entrenada (pull, push, entre otras), así como el estado de relajación o "neutral". Ahora, como EmoEngine aprende y clarifica las firmas para cada una de las acciones entrenadas (incluyendo la acción neutral), las detecciones de estas acciones se vuelven más precisas y con mayor probabilidad de ser repetidas.

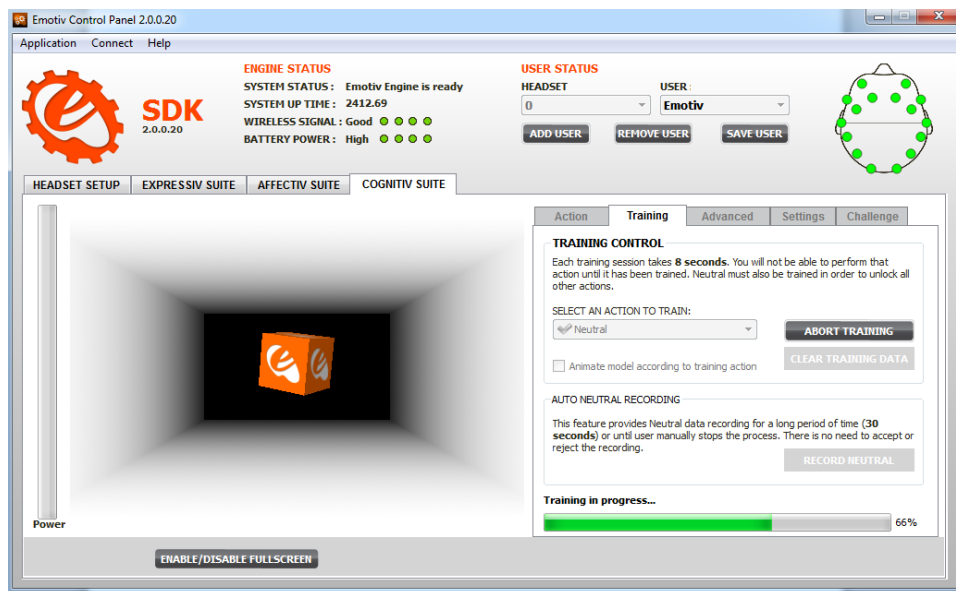


Figura 23. Interfaz de entrenamiento de las acciones utilizando la suite Cognitiv.

Cuando el usuario se está entrenando, debe abstenerse de realizar movimientos de la cabeza o expresiones faciales, durante el período de registro de la firma asociada a la acción, ya que estos movimientos o expresiones pueden interferir con la señal EEG registrada.

La interfaz de la *suite* Cognitive cuenta con un objeto virtual (en nuestro caso un cubo) para retroalimentación del usuario. Este inicialmente no se mueve, ya que el sistema aún no ha adquirido los datos de entrenamiento necesarios para construir una firma personalizada que esté asociada a un elemento del conjunto actual de las acciones que se quieren realizar. Después de entrenar la acción neutral y las otras acciones (por lo menos una sesión de entrenamiento por cada una) escogidas, la detección Cognitiv se activa y el cubo responderá a dicha detección utilizando el control mental del usuario, en tiempo real, moviéndose a la derecha, a la izquierda, hacia atrás (*push*), hacia adelante (*pull*) o retornando a su posición inicial (*neutral*).

Para algunos de los usuarios es más fácil mantener la concentración mental (necesaria) si el cubo se anima automáticamente (realiza la acción prevista como una ayuda para la visualización durante el entrenamiento). De lo contrario, el cubo permanecerá inmóvil o, si ya se han suministrado los datos de entrenamiento y la detección está activada, este será animado por los resultados de la detección actual para la acción que se ha entrenado.

Finalmente, se le pide al usuario que acepte o rechace el registro del entrenamiento dependiendo de la concentración durante este, como se muestra en la figura 24. El rendimiento de detección ideal Cognitiv se consigue normalmente mediante el suministro de datos de entrenamiento consistentes (es decir, una imaginación mental de la tarea que se quiere realizar de forma constante por parte del usuario) a través de varias sesiones de entrenamiento para cada acción que se haya habilitado. Además, se cuenta con la opción de rechazar el último registro del entrenamiento, ya que se le permite al usuario decidir si fue capaz de permanecer mentalmente enfocado en la acción apropiada, durante su última sesión de entrenamiento. Como alternativa se le indica al paciente que puede abortar la grabación del entrenamiento si es interrumpido, si se distrae, o si hay una notificación de problemas con los indicadores de calidad de la señal durante este. Ahora, una sesión de entrenamiento se descarta automáticamente si la intensidad de la señal inalámbrica o calidad de la señal EEG es pobre para una porción significativa del periodo de entrenamiento.

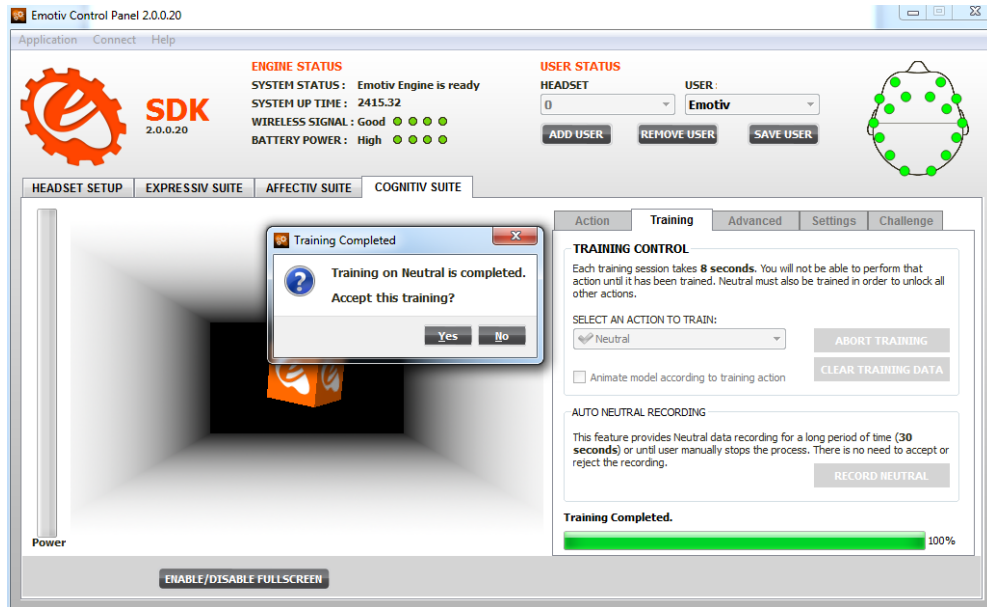


Figura 24. Interfaz del usuario que le permite aceptar o rechazar el entrenamiento.

En la figura 25, se presenta la realimentación hacia el usuario que le indica cómo ha avanzado su etapa de entrenamiento.

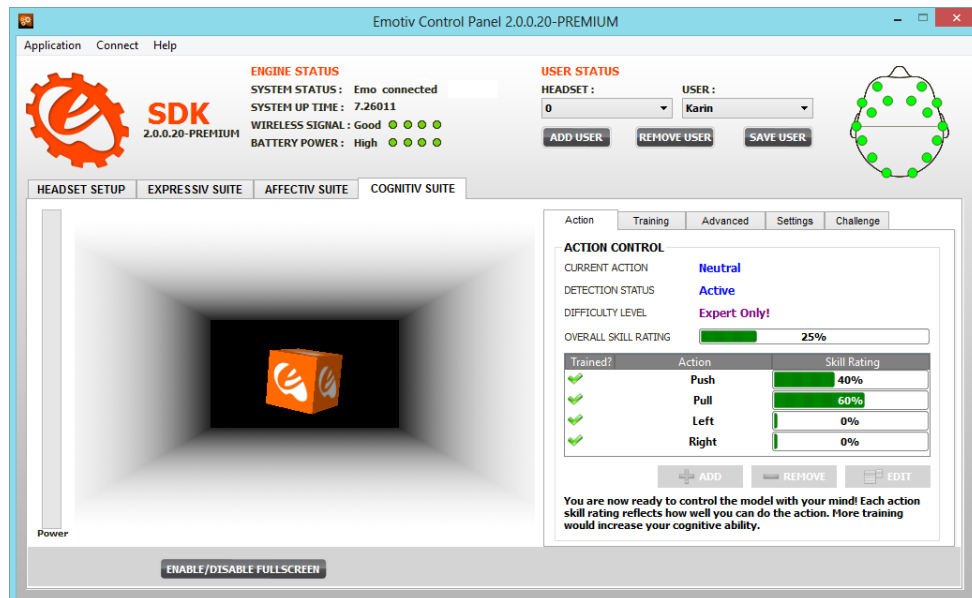


Figura 25. Resultados de un usuario en la etapa de entrenamiento de cuatro acciones más la acción neutral.

Si el usuario es capaz de concentrarse (tratar de repetir los patrones asociados a cada acción) en cada sesión de entrenamiento, mejorará su capacidad para ejecutar las otras acciones y en general aumenta el *overall skill rating* (calificación asociada al entrenamiento de un usuario). En las figuras 26 y 27 se observa que el usuario ha mejorado su entrenamiento, esto debido a que cada día está realizando una sesión de 1h.

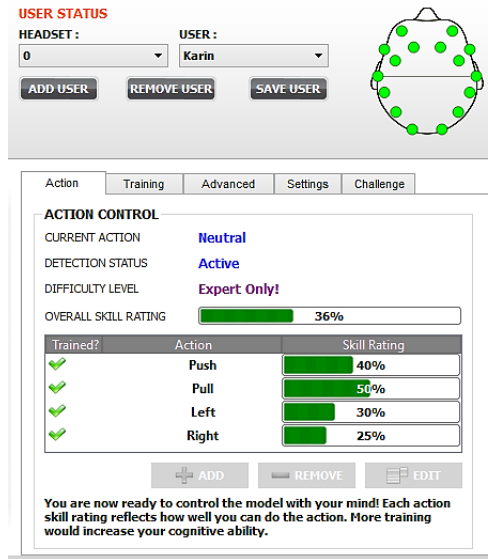


Figura 26. Reporte de avance en el entrenamiento del usuario.

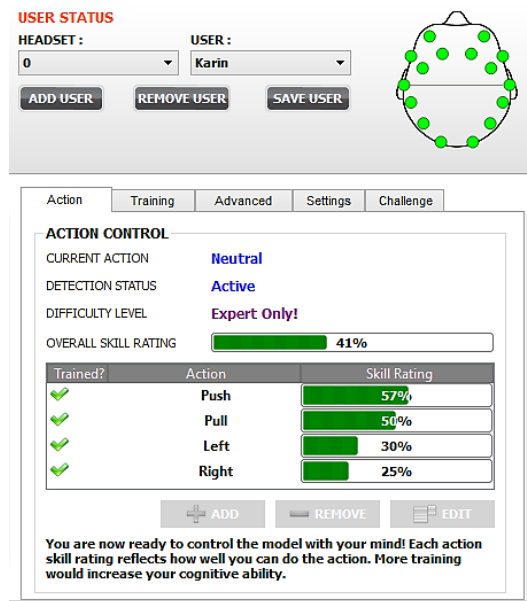


Figura 27. Reporte de avance en el entrenamiento de un usuario y su overall skill rating.

El diagrama que se presenta en la figura 28, describe el proceso para llevar a cabo el entrenamiento de una acción particular utilizando la suite Cognitiv (los eventos específicos de la suite Cognitiv se declaran como tipo enumerado EE_CognitivEvent_t en edk.h). Se aclara que este proceso es transparente para el usuario.

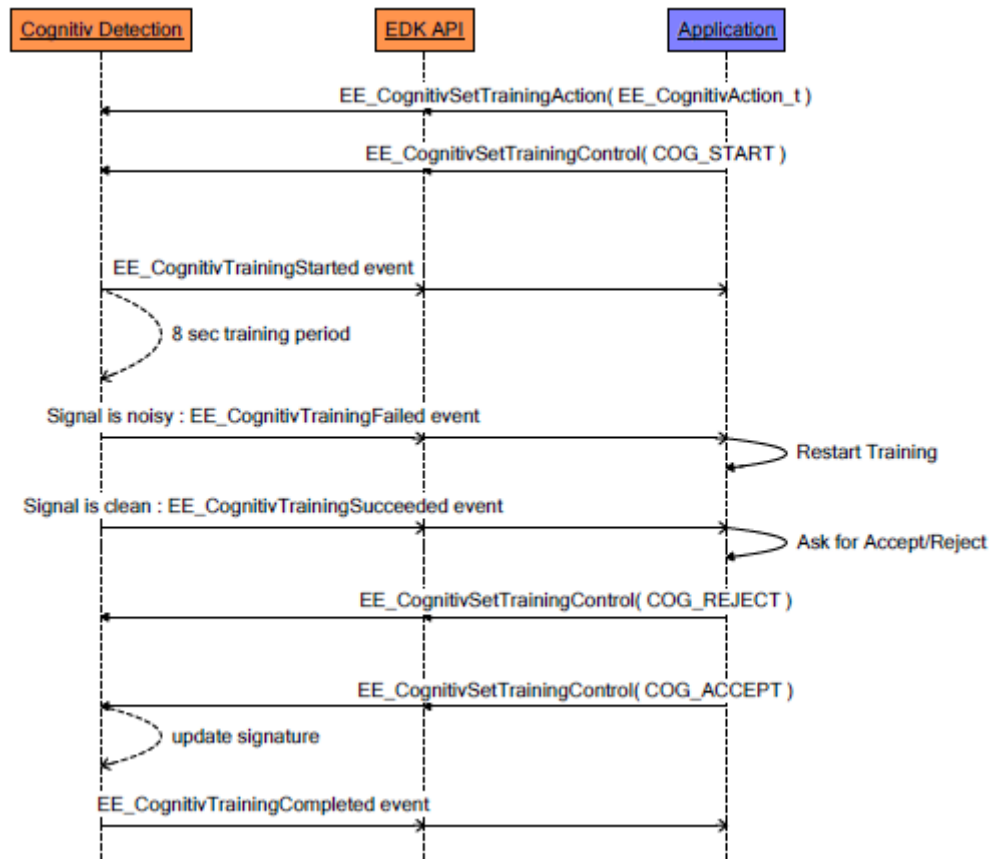


Figura 28. Diagrama general para el entrenamiento de una acción utilizando la suite Cognitive.

Entrenamiento de la acción Neutral.

La acción neutral se refiere al estado mental pasivo del usuario (o que no esté asociado con ninguna de las acciones Cognitiv seleccionadas). Mientras se está realizando el entrenamiento neutral, el paciente debe entrar en un estado mental que no implique las demás acciones Cognitiv. Normalmente esto significa que el usuario puede participar en actividades mentales pasivas tales como leer o

simplemente relajarse. Sin embargo, para minimizar los resultados de falsos positivos, le puede ser útil al paciente emular otros estados mentales y/o expresiones faciales que estén relacionadas en el contexto de la aplicación. En la figura 29 se muestra a uno de los usuarios pertenecientes al proyecto en su etapa de entrenamiento del modo neutral.



Figura 29. Usuario en etapa de entrenamiento de la acción neutral.

Consejos a tener en cuenta durante las etapas de entrenamiento con la Suite Cognitiv.

- La destreza mental con la suite Cognitiv es una habilidad que mejora con el tiempo. Al aprender a entrenar los estados mentales distintos, reproducibles para cada acción, la detección se hace cada vez más precisa. La mayoría de los usuarios suelen alcanzar sus mejores resultados después de la formación de cada acción varias veces. Se debe aclarar que el sobre entrenamiento, a veces puede producir una disminución de la precisión, aunque esto también puede indicar una falta de coherencia y fatiga mental. La práctica con los usuarios y la experiencia ayuda a determinar la cantidad ideal de la formación requerida para cada usuario individual.
- Un entrenamiento correcto depende de la consistencia y enfoque que presente el paciente. Para obtener los mejores resultados, se debe realizar la acción prevista de forma continua durante el período de entrenamiento completo. Es común que los pacientes o usuarios se distraigan en algún momento durante el período de entrenamiento y reinicien mentalmente una

acción, pero esta práctica se traducirá en resultados más pobres que el entrenamiento con un enfoque mental que se extiende por todo el período de este. Una latencia entre 1s y de hasta dos 2s, en el inicio y cese de la acción animada del cubo en la pantalla es común.

- La suite Cognitiv puede ser configurada para reconocer y distinguir entre un máximo de 4 acciones (cuatro clases + una clase por la acción neutral) distintas en un momento dado, más la acción neutral. Como tal, es imperativo que cada usuario primero entrene una sola acción, antes de habilitar dos acciones simultáneas, dos acciones antes de las tres, y así sucesivamente.

4.5 Condiciones de funcionamiento y restricciones.

Para que el sistema funcione correctamente (se pueda manipular la mano virtual) se deben cumplir las siguientes condiciones:

- Todos los electrodos del casco deben estar registrando correctamente las señales EEG (indicadores en verde en el Panel de Control de Emotiv).
- Cada usuario debe pasar por la etapa de entrenamiento para realizar los agarres mencionados anteriormente y debe obtener un *overall skill rating* mayor al 40%. Esta tarea varía según el usuario, realizándose esta generalmente en un tiempo de 8h a 12h.
- El usuario debe tener el cabello corto y los *felt sensors* (pequeñas almohadillas que se unen a los electrodos del casco) deben estar humedecidos con el gel conductor.
- El casco Emotiv Neuro Headset puede estar alejado del receptor USB como máximo una distancia de un metro para evitar la pérdida de la señal.
- La aplicación está diseñada solo para trabajar con un solo casco Emotiv Neuro Headset al tiempo, ya que solo admite cargar el perfil de entrenamiento de un usuario a la vez.
- El número de agarres que se puede realizar con la mano virtual está restringido a tres y a estos se les suma: mano abierta y completamente cerrada. Esta limitación se presenta por la operación de EmoEngine para evitar falsos positivos.

5. INDICES DE DESEMPEÑO Y RESULTADOS.

En este capítulo se presentan los indicadores de desempeño que permiten establecer la viabilidad de la manipulación de la mano virtual, y así extender estos resultados para predecir y concluir si es posible y en qué condiciones se puede manipular una prótesis robótica de mano real con señales EEG captadas con el casco Emotiv. De esta forma el aporte principal de este trabajo consiste en la validación de la BCI-EEG que utiliza el casco Emotiv en funcionamiento con la *suite Cognitive*.

A continuación se presenta la definición de algunos índices que se utilizan para evaluar el desempeño de la BCI – EEG Emotiv Neuro headset con el uso de la Suite Cognitive.

Porcentaje de éxito: se define como una medida de efectividad relacionada con el tipo de acción que requiere ejecutar el usuario, comparada con la realizada en la mano virtual. Matemáticamente se puede expresar como:

$$\% \text{ de Exito} = \frac{\text{número de secuencias realizadas correctamente}}{\text{número total de secuencias realizadas}} * 100$$

Tiempo de ejecución de la tarea: hace referencia al tiempo que se tarda el usuario en realizar la prueba, aunque difiere para cada aplicación y es definida por el diseñador del experimento, se puede utilizar como una medida de desempeño de realización de cada tipo de test presentado durante la experimentación.

Número de clases: hace referencia a la cantidad de clases que puede discriminar el clasificador.

Número de Canales para el registro del EEG: esta variable indica con cuantos electrodos se está realizando el registro de las señales EEG.

Matriz de Confusión o Contingencia: esta medida de desempeño generalmente está asociada al funcionamiento del clasificador (en este caso a los algoritmos clasificadores provistos en EmoEngine). Esta puede definirse como el grado de concordancia entre las clases asignadas por el clasificador y sus ubicaciones correctas según datos recolectados por el usuario (en entrenamiento y pruebas) y considerados como datos de referencia. Este procedimiento generalmente incluye la evaluación de la calidad de selección de las áreas de entrenamiento.

Usabilidad: la norma ISO 25010 establece la usabilidad como la capacidad del producto software para ser entendido, aprendido, usado y resultar atractivo para el usuario, cuando se usa bajo determinadas condiciones. Esta característica se subdivide a su vez en subcaracterísticas, estas se presentan en la tabla 6.

SUBCARACTERÍSTICA	DESCRIPCIÓN
Capacidad para reconocer su adecuación	Capacidad del producto que permite al usuario entender si el software es adecuado para sus necesidades.
Capacidad de aprendizaje	Capacidad del producto que permite al usuario aprender su aplicación.
Capacidad para ser usado	Capacidad del producto que permite al usuario operarlo y controlarlo con facilidad.
Protección contra errores de usuario	Capacidad del sistema para proteger a los usuarios de hacer errores.
Estética de la interfaz de usuario.	Capacidad de la interfaz de usuario de agrandar y satisfacer la interacción con el usuario.
Accesibilidad	Capacidad del producto que permite que sea utilizado por usuarios con determinadas características y discapacidades.

Tabla 6. Seis subcaracterísticas de la usabilidad.

La usabilidad se puede evaluar mediante diversos métodos, tales como la evaluación de usabilidad basado en inspección donde un experto evalúa varios parámetros, el inconveniente radica en que el experto ha de conocer tanto de la tecnología utilizada, como del área de aplicación. Otro método, es el basado en modelos donde se considera los procesos cognitivos de los usuarios para ejecutar una tarea, y finalmente la evaluación de la usabilidad basada en la interacción del usuario con el sistema. Esta última, utiliza principalmente cuestionarios que pueden contener: preguntas abiertas y de opción múltiple (con sus respectivas escalas de valoración). Se resalta que la evaluación de la usabilidad debe realizarse durante varias pruebas estandarizadas, luego se realiza la supervisión de parámetros que permitan identificar la eficacia, la eficiencia y la satisfacción del usuario por ejemplo, duración de la tarea y número de errores.

Portabilidad: según las normas ISO, esta se define como la capacidad del producto o componente de ser transferido de forma efectiva y eficiente de un entorno hardware, software, operacional o de utilización a otro. Esta característica se subdivide a su vez en subcaracterísticas, estas se presentan en la tabla 7.

SUBCARACTERÍSTICA	DESCRIPCIÓN
Adaptabilidad	Capacidad del producto que le permite ser adaptado de forma efectiva y eficiente a diferentes entornos determinados de hardware, software, operacionales o de uso.
Capacidad para ser instalado	Facilidad con la que el producto se puede instalar y/o desinstalar de forma exitosa en un determinado entorno.
Capacidad para ser reemplazado	Capacidad del producto para ser utilizado en lugar de otro producto software determinado con el mismo propósito y en el mismo entorno.

Tabla 7. Tres subcaracterísticas de la portabilidad.

Existen otros índices como la adecuación funcional, la compatibilidad, la seguridad, la mantenibilidad, entre otros.

Para la obtención de los índices de desempeño se diseñaron previamente cinco experimentos (pruebas), que buscan obtener información relevante para validar el funcionamiento de la BCI – EEG con el *Emotiv Neuro Headset* y la *suite Cognitive* (las otras suites del dispositivo no se presentan en este trabajo porque han sido evaluadas en diferentes estudios presentados en la literatura y su eficacia es aceptada a nivel investigativo).

En el estudio, las cinco pruebas fueron realizadas con cuatro usuarios (pacientes), que no presentan ninguna condición patológica o desorden neurológico diagnosticado y conocen previamente la rutina de cada experimento. Se aclara que los pacientes tampoco presentan amputaciones, sin embargo, el no ser amputados, no es un inconveniente para el objeto del estudio, porque la inclusión de los pacientes requiere específicamente que no presenten un desorden neurológico o cualquier problema a nivel cerebral.

Se escogieron como indicadores de desempeño: el *porcentaje de éxito* en las acciones a realizar (para las primeras cuatro pruebas) y el *tiempo promedio* por secuencia completada correctamente; para la última prueba se usa como indicador la matriz de contingencia o error. De igual forma se realizó por parte de los usuarios la evaluación de algunas subcaracterísticas de la usabilidad y portabilidad.

En la tabla 8 se muestran las características de los usuarios que realizaron las cinco pruebas.

USUARIO / PACIENTE	GENERO	EDAD (AÑOS)	LIMITACIONES FÍSICAS
P1	Femenino	53	Ninguna
P2	Masculino	51	Ninguna
P3	Masculino	25	Ninguna
P4	Masculino	29	Ninguna

Tabla 8. Características de los usuarios que participaron en las pruebas.

Pruebas realizadas con el sistema.

Cada una de las pruebas 1, 2, 3 y 4 fueron realizadas con los usuarios tres veces: a las 9:00 am, a las 2:00 pm y a las 6:00 pm, para posteriormente ser analizadas. Se estableció la repetición de las pruebas en tres horas diferentes del día porque en algunos trabajos de la literatura revisada, se recomienda que estas solo sean en horas de la mañana, porque así se evitan con mayor probabilidad factores como: el estrés, la sudoración excesiva, un posible estado de somnolencia, entre otros. Sin embargo para la evaluación coherente del sistema BCI -EEG en el ambiente controlado de los experimentos (que pretende manipular una prótesis real y que posiblemente opere durante todo el día), se requiere analizar las respuestas frente a diversos estados de los usuarios.

Para cada sesión de pruebas se procede con el siguiente protocolo:

- a. Se hidratan abundantemente los *felt sensors* del casco Emotiv NeuroHeadSet.
- b. Se verifican las conexiones entre el casco Emotiv y el computador, seguidamente se prueba el correcto funcionamiento del hardware y software (manipulación de la mano virtual).
- c. El usuario se coloca el casco Emotiv, y se verifica que los electrodos queden posicionados según el estándar 10-20.
- d. Se enciende el casco Emotiv y se verifica en el panel de control (interfaz Emotiv - Cognitive) que las señales EEG estén siendo registradas correctamente.

- e. Se inicia el entrenamiento de las acciones cognitivas requeridas para las pruebas (en caso de ser necesario).
- f. Se inician las pruebas programadas (previamente conocidas por el paciente) y se recolectan los datos del experimento.

5.1 Primera prueba.

Esta consiste en que cada usuario realice una secuencia que involucra dos acciones de la mano virtual, esta es: *cerrar mano* y seguidamente *abrir mano*. Para ello el usuario cuenta con 40 intentos durante cada sesión (para realizar la secuencia 1). En las tablas 9, 10 y 11 se muestran los resultados obtenidos durante esta.

USUARIO	HORA DE LA PRUEBA								
	9:00 a. m.			2:00 p. m.			6:00 p. m.		
	Intentos	Aciertos	TpS1 (s)	Intentos	Aciertos	TpS1 (s)	Intentos	Aciertos	TpS1 (s)
P1	40	36	3,6	40	37	3,7	40	34	4,2
P2	40	35	3,9	40	34	3,9	40	34	4,2
P3	40	36	4,3	40	35	4,2	40	35	4,5
P4	40	37	4,1	40	36	5,5	40	33	4,4

Tabla 9. Resultados obtenidos por los usuarios durante la primer prueba, correspondiente a la secuencia 1.

Donde:

S1: secuencia 1 (Cerrar mano → Abrir mano).

TpS1: es el tiempo promedio que tarda el usuario en completar correctamente cada secuencia.

USUARIO	PORCENTAJE DE ACIERTO		
	9:00 a. m.	2:00 p. m.	6:00 p. m.
	% de Acierto	% de Acierto	% de Acierto
P1	90,0	92,5	85,0
P2	87,5	85,0	85,0
P3	90,0	87,5	87,5
P4	92,5	90,0	82,5

Tabla 10. Porcentajes de acierto de los usuarios, durante la ejecución de la secuencia 1.

USUARIO	DURACIÓN		
	9:00 a. m.	2:00 p. m.	6:00 p. m.
	Duración de la Sesión (minutos)		
P1	35	40	37
P2	38	45	47
P3	40	34	42
P4	43	46	51

Tabla 11. Duración de la sesión con cada usuario durante la primera prueba.

Se aclara que en la tabla 11, no se ha incluido el tiempo de entrenamiento de cada usuario, este es en promedio alrededor de 10h. Estas 10h de entrenamiento, son el resultado de acumular sesiones de entrenamiento con una duración de máxima 15 minutos (se recomienda esta duración en la sesión de entrenamiento para evitar que el usuario pierda fácilmente la concentración).

En la figura 30 se resumen los porcentajes de éxito obtenidos por los cuatro usuarios durante esta prueba.

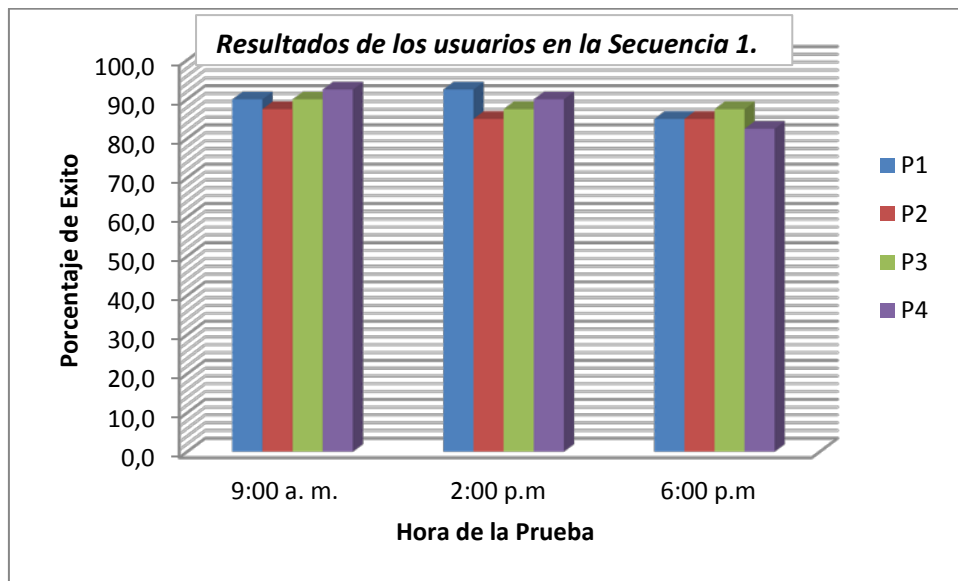


Figura 30. Comparación de los porcentajes de acierto de los usuarios durante la primera prueba (secuencia 1).

Los resultados de esta prueba son satisfactorios, indicando que cada uno de los usuarios puede manipular la mano virtual con el casco Emotiv, para que esta realice una secuencia sencilla. El mayor porcentaje de acierto durante la prueba fue 92,5% y el menor 82,5%, este último obtenido durante una sesión nocturna.

5.2 Segunda prueba.

Esta consiste en que cada usuario realice una secuencia que involucra tres acciones de la mano virtual, esta es: *cerrar mano*, *abrir mano* y finaliza con el agarre de *pinza fina*. Para ello el usuario cuenta con 40 intentos durante cada sesión (para realizar la secuencia 2). Se aclara que para realizar cada una de las acciones de la mano virtual, el usuario asocia una imagen (una para cada acción) que es conocida durante la etapa de entrenamiento para grabar el patrón de sus señales EEG, y concentrándose en esta, se presenta el movimiento del cubo 3D y se genera la acción determinada en la mano virtual. En las tablas 12, 13, y 14 se muestran los resultados obtenidos durante la segunda prueba.

USUARIO	HORA DE LA PRUEBA								
	9:00 a. m.			2:00 p. m.			6:00 p. m.		
	Intentos	Aciertos	TpS2 (s)	Intentos	Aciertos	TpS2 (s)	Intentos	Aciertos	TpS2 (s)
P1	40	33	10,1	40	32	9,6	40	29	10,4
P2	40	32	8,7	40	33	9,2	40	27	9,6
P3	40	35	9,6	40	30	10,5	40	31	9,7
P4	40	30	9,8	40	28	11,0	40	30	11,4

Tabla 12. Resultados obtenidos por los usuarios durante la segunda prueba, correspondiente a la secuencia 2.

Donde:

S2: secuencia 2 (Cerrar mano → Abrir mano → Pinza Fina).

TpS2: es el tiempo promedio que tarda el usuario en completar correctamente cada secuencia.

USUARIO	PORCENTAJE DE ACIERTO		
	9:00 a. m.	2:00 p. m.	6:00 p. m.
	% de Acierto	% de Acierto	% de Acierto
P1	82,5	80,0	72,5
P2	80,0	82,5	67,5
P3	87,5	75,0	77,5
P4	75,0	70,0	75,0

Tabla 13. Porcentajes de acierto de los usuarios, durante la ejecución de la secuencia 2.

USUARIO	DURACIÓN		
	9:00 a. m.	2:00 p. m.	6:00 p. m.
	Duración de la Sesión (minutos)		
P1	47	44	51
P2	42	45	46
P3	51	40	43
P4	40	53	61

Tabla 14. Duración de la sesión con cada usuario durante la segunda prueba.

En la figura 31 se resumen los porcentajes de éxito obtenidos por los cuatro usuarios durante la segunda prueba.

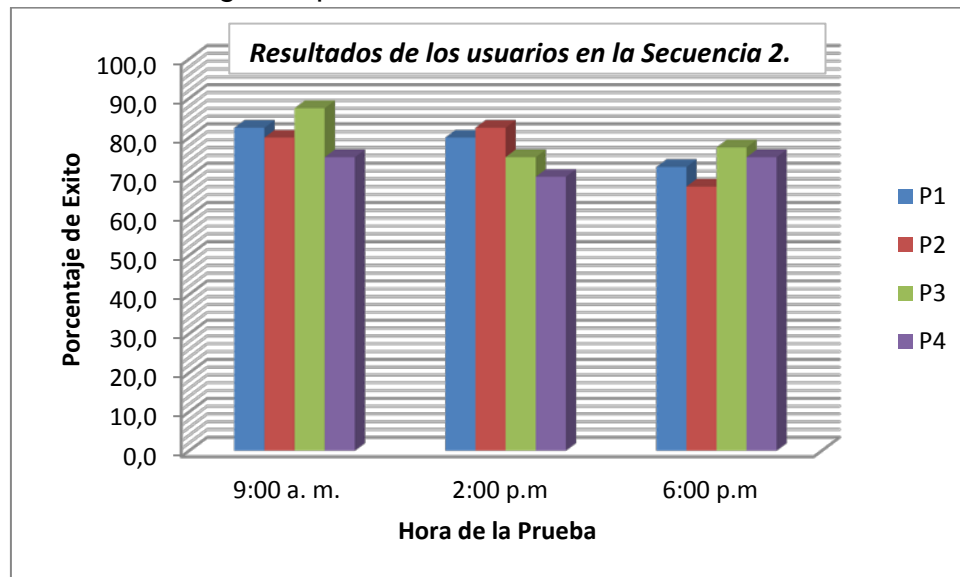


Figura 31. Comparación de los porcentajes de acierto de los usuarios durante la segunda prueba (secuencia 2).

Los resultados de esta prueba son buenos, los porcentajes de acierto (11 de 12) de los usuarios son mayores o iguales al 70%, como era de esperarse el tiempo promedio por secuencia aumentó con respecto a la prueba anterior, esto debido a que el usuario necesita mayor tiempo de concentración, más la adición de la última acción realizada con la mano.

Observando la figura 31, los porcentajes de acierto de los usuarios P1 y P2 disminuyeron en la sesión nocturna, el usuario P2 mencionó que le era difícil concentrarse, por el contrario el usuario P3 manifestó que en la prueba nocturna, le fue más sencillo manipular la mano virtual.

5.3 Tercera prueba.

Esta consiste en que cada uno de los usuarios realice una secuencia que involucra cuatro acciones de la mano virtual, más la repetición de la acción *abrir mano*. La secuencia es: *cerrar mano, abrir mano, pinza fina, abrir mano* y finaliza con el *agarre cilíndrico*. Para ello el usuario nuevamente cuenta con 40 intentos durante cada sesión (para realizar la secuencia 3). En las tablas 15, 16, y 17 se muestran los resultados obtenidos durante la tercera prueba.

USUARIO	HORA DE LA PRUEBA								
	9:00 a. m.			2:00 p. m.			6:00 p. m.		
	Intentos	Aciertos	TpS3 (s)	Intentos	Aciertos	TpS3 (s)	Intentos	Aciertos	TpS3 (s)
P1	40	17	22,3	40	16	21,8	40	16	20,7
P2	40	15	19,2	40	14	23,2	40	15	23,1
P3	40	15	17,9	40	16	16,7	40	14	17,3
P4	40	18	16,5	40	13	16,2	40	12	21,8

Tabla 15. Resultados obtenidos por los usuarios durante la tercera prueba, correspondiente a la secuencia 3.

Donde:

S3: secuencia 3 (Cerrar mano → Abrir mano → Pinza fina → Abrir mano → Agarre cilíndrico).

TpS3: es el tiempo promedio que tarda el usuario en completar correctamente cada secuencia.

USUARIO	PORCENTAJE DE ACIERTO		
	9:00 a. m.	2:00 p. m.	6:00 p. m.
	% de Acierto	% de Acierto	% de Acierto
P1	42,5	40,0	40,0
P2	37,5	35,0	37,5
P3	37,5	40,0	35,0
P4	45,0	32,5	30,0

Tabla 16. Porcentajes de acierto de los usuarios, durante la ejecución de la secuencia 3.

USUARIO	DURACIÓN		
	9:00 a. m.	2:00 p. m.	6:00 p. m.
	Duración de la Sesión (minutos)		
P1	61	70	51
P2	59	63	44
P3	64	62	57
P4	55	53	72

Tabla 17. Duración de la sesión con cada usuario durante la tercera prueba.

En la figura 32 se resumen los porcentajes de éxito obtenidos por los cuatro usuarios durante la tercer prueba.

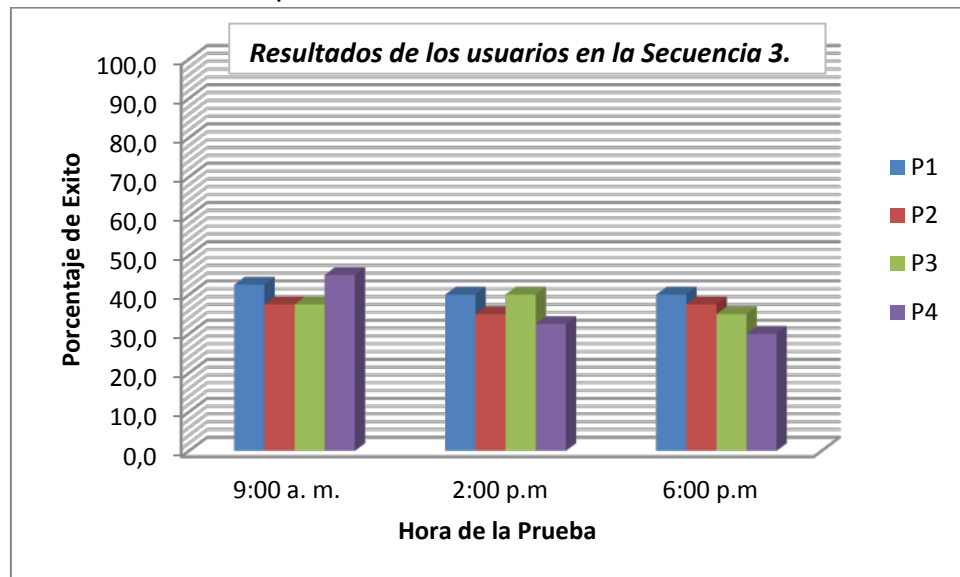


Figura 32. Comparación de los porcentajes de acierto de los usuarios durante la tercera prueba (secuencia 3).

Los resultados de esta prueba muestran que los porcentajes de acierto de los usuarios decrecieron sustancialmente, estos están en el intervalo de 30% a 45%. Indicando que manipular la mano fiablemente con cuatro acciones es muy difícil. Se debe recordar que se está trabajando con señales EEG y una de las posibles causas de esta caída en el porcentaje de acierto, se debe a que el algoritmo que clasifica los patrones cerebrales ya no puede distinguirlos fácilmente, al igual que para el usuario es difícil repetir los mismos patrones cerebrales durante la etapa de entrenamiento y en la ejecución de las acciones que sigue la mano virtual en una secuencia, que ahora se realiza en un tiempo en el intervalo de 16,2s – 23,2s y que implica mayor concentración y fatiga mental. Sin embargo, se presenta una característica a destacar en esta prueba: los mejores resultados obtenidos por los usuarios fueron en la sesión de las 9:00 am; esta situación indica que a los usuarios les fue más fácil concentrarse en esas horas, debido a que la actividad cerebral es más estable gracias al tiempo de descanso durante la noche [30].

5.4 Cuarta prueba.

Esta consiste en que cada usuario realice una secuencia más compleja, que involucra cinco acciones de la mano virtual, más la triple repetición de la acción *abrir mano*. La secuencia es: *cerrar mano, abrir mano, pinza fina, abrir mano, agarre cilíndrico, abrir mano* y finaliza con el *agarre esférico*. Para ello el usuario cuenta con 40 intentos durante cada sesión (para realizar la secuencia 4). En las tablas 18, 19 y 20 se muestran los resultados obtenidos durante la cuarta prueba.

USUARIO	HORA DE LA PRUEBA								
	9:00 a. m.			2:00 p. m.			6:00 p. m.		
	Intentos	Aciertos	TpS4 (s)	Intentos	Aciertos	TpS4 (s)	Intentos	Aciertos	TpS4 (s)
P1	40	11	31,5	40	10	36,2	40	7	30,7
P2	40	14	27,8	40	15	31,4	40	14	28,4
P3	40	10	40,1	40	8	36,5	40	8	37,5
P4	40	8	36,6	40	9	37,1	40	7	46,1

Tabla 18. Resultados obtenidos por los usuarios durante la cuarta prueba, correspondiente a la secuencia 4.

Donde:

S4: secuencia 4 (Cerrar mano → Abrir mano → Pinza fina → Abrir mano → Agarre cilíndrico → Abrir mano → Agarre esférico).

TpS4: es el tiempo promedio que tarda el usuario en completar correctamente cada secuencia.

USUARIO	PORCENTAJE DE ACIERTO		
	9:00 a. m.	2:00 p. m.	6:00 p. m.
	% de Acierto	% de Acierto	% de Acierto
P1	27,5	25,0	17,5
P2	35,0	37,5	35,0
P3	25,0	20,0	20,0
P4	20,0	22,5	17,5

Tabla 19. Porcentajes de acierto de los usuarios, durante la ejecución de la secuencia 4.

USUARIO	DURACIÓN		
	9:00 a. m.	2:00 p. m.	6:00 p. m.
	Duración de la Sesión (minutos)		
P1	79	70	83
P2	68	75	66
P3	64	62	71
P4	69	81	86

Tabla 20. Duración de la sesión con cada usuario durante la cuarta prueba.

En la figura 33 se resumen los porcentajes de éxito obtenidos por los cuatro usuarios durante la cuarta prueba.

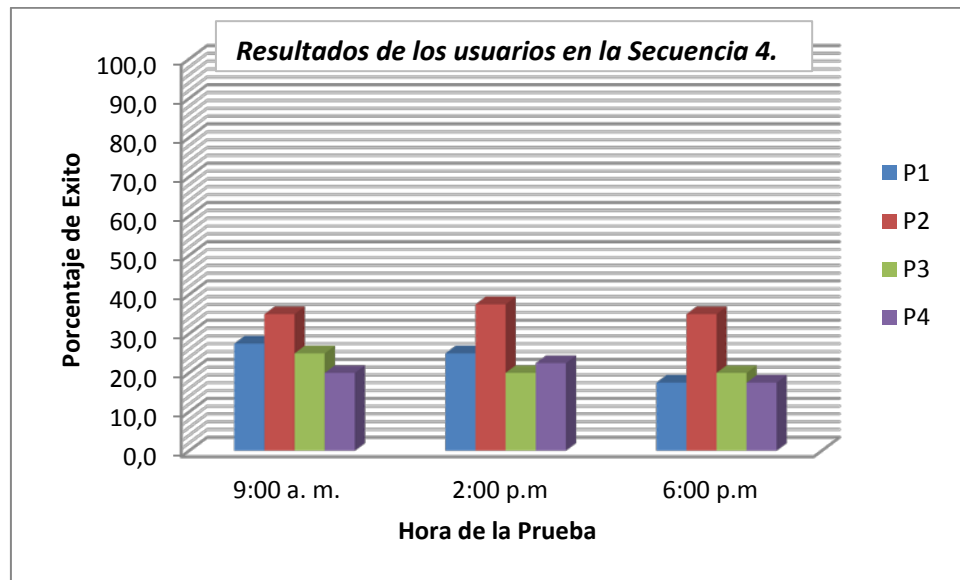


Figura 33. Comparación de los porcentajes de acierto de los usuarios durante la cuarta prueba (secuencia 4).

Los resultados obtenidos durante esta prueba muestran que el porcentaje de acierto de los usuarios en la ejecución de la secuencia son muy bajos, y no se puede manipular la mano virtual confiablemente en una secuencia que involucre las cinco acciones de la mano mencionadas anteriormente. Entre los usuarios, se destacó el P2, que aunque no obtuvo porcentajes de éxito representativos, mejoraba su *overall skill rating* en cada sesión más de entrenamiento, lo que fue muy difícil para los otros usuarios. A medida que las pruebas presentaban una secuencia que involucraba más acciones, las sesiones fueron cada vez más largas con los usuarios y estos manifestaban cansancio físico y mental; incluso el usuario P4 manifestó que sufría de fuertes dolores de cabeza después de cada sesión de entrenamiento y pruebas (a partir de la segunda).

En la tabla 21 se resumen los tiempos totales de los usuarios en las pruebas, sin incluir las largas jornadas de entrenamiento.

SESIÓN	Duración de la Sesión (minutos)			
	P1	P2	P3	P4
Prueba 1	112	130	116	140
Prueba 2	142	133	134	154
Prueba 3	182	166	183	180
Prueba 4	232	209	197	236
Total	668	638	630	710

Tabla 21. Tiempos consolidados de los usuarios durante las sesiones.

Aunque las pruebas 1, 2, 3 y 4 presentan información de las que se pueden obtener conclusiones valiosas y pertinentes acerca del desempeño de la manipulación de la mano virtual utilizando la BCI –EEG Emotiv Neuroheadset con la suite *cognitive*, se presenta la última prueba donde se quiere analizar (utilizando la matriz de error) cómo el algoritmo de caracterización de patrones cerebrales con EmoEngine clasifica las acciones entrenadas por cada usuario sin que este siga una secuencia preestablecida (o conocida por este).

5.5 Quinta prueba.

Esta consiste en que cada usuario realice 56 acciones (mano abierta, mano cerrada y los tres agarres mencionados anteriormente) con la mano virtual. La prueba incluye: 20 acciones *abrir mano*, 15 acciones *cerrar mano*, 9 agarres de *pinza fina*, 6 agarres *cilíndricos* y 6 agarres *esféricos*. En esta prueba el usuario no sabe en qué secuencia se le van a solicitar los agarres. Sin embargo, la persona que dirige la prueba, le presenta al usuario cada una de las imágenes asociadas a las diferentes acciones que puede realizar la mano virtual con la finalidad que el usuario pueda responder al estímulo presentado o a la acción requerida en ese instante. Este último test trata de aproximar la manipulación de la mano en un ambiente en el que el usuario pueda utilizarla, de acuerdo a sus necesidades. En las tablas 22, 23, 24 y 25 se muestran las matrices de contingencia (de confusión o de error) para cada usuario durante la quinta prueba; esta fue realizada por todos los usuarios en horas de la mañana.

Usuario P1	AM	PF	AC	CM	AE
AM	6/20	1/20	0/20	6/20	7/20
PF	0/9	1/9	6/9	1/9	1/9
AC	0/6	3/6	1/6	0/6	2/6
CM	2/15	3/15	1/15	6/15	3/15
AE	1/6	1/6	2/6	1/6	1/6

Tabla 22. Matriz de contingencia para el usuario P1.

Usuario P2	AM	PF	AC	CM	AE
AM	8/20	3/20	5/20	4/20	0/20
PF	3/9	2/9	1/9	1/9	2/9
AC	0/6	3/6	2/6	1/6	0/6
CM	2/15	5/15	2/15	5/15	1/15
AE	1/6	2/6	1/6	1/6	1/6

Tabla 23. Matriz de contingencia para el usuario P2.

Usuario P3	AM	PF	AC	CM	AE
AM	8/20	2/20	0/20	5/20	5/20
PF	1/9	4/9	2/9	1/9	1/9
AC	0/6	2/6	2/6	2/6	0/6
CM	3/15	0/15	4/15	7/15	1/15
AE	0/6	1/6	1/6	0/6	3/6

Tabla 24. Matriz de contingencia para el usuario P3.

Usuario P4	AM	PF	AC	CM	AE
AM	3/20	10/20	4/20	2/20	1/20
PF	1/9	5/9	1/9	0/9	2/9
AC	0/6	4/6	1/6	0/6	1/6
CM	2/15	5/15	4/15	3/15	1/15
AE	1/6	3/6	2/6	0/6	0/6

Tabla 25. Matriz de contingencia para el usuario P4.

Donde:

AM → Abrir mano.

- PF → Pinza fina.
- AC → Agarre cilíndrico.
- CM → Cerrar mano.
- AE → Agarre esférico.

Los resultados obtenidos en esta prueba serán favorables si las frecuencias relativas en las diagonales de cada matriz tienden a 1 (implica un % de éxito del 100). Ahora, los datos obtenidos en esta prueba, muestran que varias de las acciones que intentan realizar los usuarios son confundidas por el algoritmo privado de clasificación que utiliza EmoEngine. Otra de las posibilidades es que para el usuario sea muy difícil tratar de concentrarse en una acción en especial, sin que el patrón que está asociado a dicha acción sea confundido con otro, esta situación es muy probable, debido a las mismas características de las señales encefalográficas y a su fácil alteración con cualquier estímulo que reciba el usuario.

Después de realizar las cinco pruebas con el sistema y específicamente en las pruebas que involucran la generación de las cinco acciones que se pueden realizar con la mano virtual, y basándose en los índices de desempeño presentados (por ejemplo: menores del 37,5% en la cuarta prueba), que esta BCI (Casco Emotiv + Modulo Cognitivo), no sería el más adecuado a utilizar como interfaz de control de prótesis de mano robóticas colocadas en los pacientes, ya que estos necesitan que su prótesis sea manipulada con un alto porcentaje de confiabilidad y se pueda realizar diversos tipos de agarres que los usuario requieran al manipular su entorno.

Contrastando los resultados obtenidos, con los del proyecto de investigación denominado “Contribución al desarrollo y control de prótesis de mano” desarrollado por el grupo de investigación en Automática Industrial de la Universidad del Cauca, del cual se deriva el artículo titulado “*Sistema de identificación de intención de movimiento para el control mioeléctrico de una prótesis de mano robótica*” [43], en el cual se presentan porcentajes de acierto entre 85% y 92.5% para la ejecución de cuatro primitivas motoras (mano en reposo, mano abierta, pinza gruesa y agarre de poder) en tiempo real, para la manipulación de la prótesis de mano UC Hand 2, se establece que las técnicas de identificación de intención de movimiento basadas en EMG presentan resultados mucho más favorables que las técnicas de identificación de intención de movimiento basada en la BCI – EEG *Emotiv Neuroheadset* con el uso de la *suite Cognitive*.

6. CONCLUSIONES.

Se logró manipular el prototipo de mano virtual, utilizando las señales electroencefalográficas que entrega el casco Emotiv® y empleando la Suite Cognitive™.

Uno de los factores más importantes en el desempeño de la manipulación de la mano virtual, recae en el entrenamiento del usuario y en la realimentación que recibe de este proceso, en general entre más sesiones de entrenamiento correctas se realicen, se van a obtener los mejores resultados posibles.

El estado mental en el que se encuentre el usuario cuando debe manipular la mano virtual, influye de manera significativa en el control de esta, ya que si el usuario presenta niveles de alto stress, de ansiedad, de somnolencia, entre otros; es muy difícil concentrarse en la generación de acciones o agarres con la mano virtual.

Los mejores índices de desempeño por parte de los usuarios en general, fueron obtenidos en las sesiones de las 9:00 am, ya que generalmente, en las horas de la mañana tienen mayor facilidad para concentrarse y están menos cansados.

Las cinco pruebas realizadas para determinar el desempeño del sistema arrojan como conclusión que este sistema control (Casco Emotiv + Modulo Cognitivo), no sería el más confiable (porcentajes de éxito en las pruebas con todos los agarres mencionados por debajo del 37,5%) para la manipulación de una prótesis robótica en un paciente, ya que la interfaz de control de este tipo de prótesis, debe presentar al usuario la posibilidad de adaptarse a varios tipos de *pre- shaping* y de agarres con un alto grado de repetibilidad y reproducibilidad, y lógicamente debe poder realizar los agarres que el usuario requiera para desenvolverse en la vida cotidiana.

Otra razón, por lo cual esta BCI no está lista para la manipulación de una prótesis robótica en un ambiente real (usando solo los pensamientos del usuario), es porque las detecciones del módulo cognitive son alteradas fácilmente por el movimiento de este, implicando que el usuario esté restringido en su movilidad.

Aunque este sistema no es fiable actualmente para la manipulación de prótesis de miembro superior robotizadas, los resultados obtenidos en las pruebas uno y dos muestran avances prometedores de esta nueva técnica, la cual se espera que más adelante pueda constituirse en una alternativa al tradicional manejo de prótesis de mano a partir de señales electromiográficas, y que sean varias las

intenciones de movimiento que se puedan detectar con este tipo de interfaces naturales y lógicamente, que se investigue en nuevos algoritmos que puedan ser capaces de clasificar las diferentes intenciones de movimiento de una persona.

7. TRABAJOS FUTUROS

Para los trabajos futuros se debería tratar de investigar en los algoritmos de clasificación de las diferentes intenciones de movimiento asociadas al análisis de señales EEG y a su relación con la actividad del cerebro en diferentes regiones.

Otro trabajo que podría realizarse, consistiría en el registro y procesamiento de las señales EEG *Raw* sin utilizar el software (EmoEngine + SDK) que provee el fabricante del casco Emotiv.

Adicionalmente, en otro proyecto se podrían estudiar los algoritmos y técnicas necesarias para la implementación de un experimento BCI basado en imaginación motora: con las etapas de adquisición de las señales y pre-procesamiento, con la extracción de características, con clasificación en línea y con la evaluación de la BCI por parte de diferentes usuarios, para posteriormente incluir la BCI en trabajos relacionados con la ingeniería de rehabilitación.

8. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- [1] D. SMITH, "Prótesis de extremidad superior. Segunda parte" *inMotion*, Vol. 17, No. 4, 2007.
- [2] S. MICERA, E. CAVALLARO, R. BELLI, F. ZACCONE, E. GUGLIELMELLI et al. "Functional Assessment of Hand Orthopedic Disorders Using a Sensorised Glove: Preliminary Results", *IEEE International Conference on Robotics & Automation, ICRA 2003*, pp. 2212-2217, 2003.
- [3] P. DARIO, S. MICERA, A. MENCIASSI, M.C. CARROZZA, M. ZECCA, T. STEIGLITZ, T. OSES, X. NAVARRO, D. CEBALLOS. "Cyberhand - A consortium project for enhanced control of powered artificial hands based on direct neural interfaces", *33rd Neural Prosthesis Workshop*, USA, 2002.
- [4] D. CAMARILLO, T. KRUMMEL and K. SALISBURY, "Robotic Technology in Surgery: Past, Present, and Future", *The American Journal of Surgery*, Vol. 188, pp. 2-14, 2004.
- [5] W. OUYANG, K. CASHION, V. ASARI. "Electroencephalograph Based Brain Machine Interface for Controlling a Robotic Arm", *Department of Electrical and Computer Engineering, University of Dayton*, Dayton, USA, 2013.
- [6] A. KAWALA-JANIK, M. PODPORA, M. PELC, P. PIATEK, J. BARANOWSKI. "Implementation of an Inexpensive EEG Headset for the Pattern Recognition Purpose", *The 7th IEEE International Conference on Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems: Technology and Applications*, Berlin, Germany, 2013.
- [7] G. MATRONE, C. CIPRIANI, E. SECCO, G. MAGENES, AND M. CARROZZA, "Principal components analysis based control of a multi-dof under actuated prosthetic hand", *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation*, Vol. 7, No. 1, pp. 16, 2010.
- [8] RSL STEEPER, "BeBionic" (Junio, 2014). Disponible <http://rslsteeper.com/>
- [9] OTTO BOCK HEALTHCARE PRODUCTS, "Michelangelo®" (Julio, 2014). Disponible <http://www.ottobock.com>.
- [10] TOUCH BIONICS, "I-Limb Hand" (Mayo, 2014). Disponible <http://www.touchbionics.com>

- [11] N. MOHD, R. JAILANI, H. NORHAZMAN and N. MOHAMAD, "Alpha and Beta Brainwave Characteristics to Binaural Beat Treatment", *IEEE 9th International Colloquium on Signal Processing and its Applications*, Kuala Lumpur, Malaysia, 2013.
- [12] S.GRUDE, M. FREELAND, C. YANG AND H. MA. "Controlling mobile Spykee robot using Emotiv Neuro Headset". *Proceedings of the 32nd Chinese Control Conference*, Xi'an, China, 2013.
- [13] T. WIMBOCK, C. OTT, A. ALBU-SCHAFFER, AND G. HIRZINGER, "Comparison of object-level grasp controllers for dynamic dexterous manipulation," *The International Journal of Robotics Research*, Vol. 31, No. 1, pp. 3–23, 2012.
- [14] S. SUN, C. ROSALES, AND R. SUAREZ, "Study of coordinated motions of the human hand for robotic applications," in *The 2010 IEEE International Conference on Information and Automation*, pp. 776–781, Heilongjiang, China 2010.
- [15] EMOTIV EEG SYSTEMS (Abril, 2014). Disponible <http://www.emotiv.com/>
- [16] J. MUÑOZ, C. MUÑOZ, O. HENAO. "Diseño de una Estación de Trabajo para Personas con Discapacidad en Miembros Superiores Usando una Interfaz Cerebro Computador". *Tecno Lógicas*, 2013.
- [17] A. VIVAS, "Aplicaciones de la robótica al campo de la medicina", *Revista Pulsos*, No. 9, pp. 32 - 38, 2007.
- [18] B. BLANKERTZ, G. DORNHEGE, "Boosting Bit Rates and Error Detection for the Classification of Fast-Paced Motor Commands Based on Single-Trial EEG Analysis", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. Vol.11, No. 2, 2003.
- [19] S.GRUDE, M. FREELAND, C. YANG AND H. MA. "Controlling mobile Spykee robot using Emotiv Neuro Headset", *Proceedings of the 32nd Chinese Control Conference*, Xi'an, China, 2013.
- [20] T. OUSTERHOUT, M. DYRHOLM. "Cortically coupled computer vision with Emotiv headset using distractor variables", *4th IEEE International Conference on Cognitive Infocommunications*, Budapest, Hungary, 2013.
- [21] A. KAYSA, W. SUPRIJANTO, A. WIDYOTRIATMO, "Design of Brain-Computer Interface Platform for Semi Real-Time Commanding Electrical Wheelchair Simulator Movement", *3rd International Conference on Instrumentation Control and Automation*, 2013.

- [22] C. BROWN AND H. ASADA, “Inter-finger coordination and postural synergies in robot hands via mechanical implementation of principal components analysis”, *On Intelligent Robots and Systems International Conference IEEE/RSJ*, pp. 2877–2882, 2007.
- [23] S. KIM, J. SIMERAL, L. HOCHBERG, “Point and Click Cursor Control With an Intracortical Neural Interface System by Humans With Tetraplegia”, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol.19, No. 2, 2011.
- [24] G. DI PINO, A. BENVENUTO, M. TOMBINI, G. CAVALLO, L. DENARO, V. DENARO, “Overview of the implant of intraneural multielectrodes in human for controlling a 5-fingeres hand prosthesis, delivering sensorial feedback and producing rehabilitative neuroplasticity”, *4th IEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, pp. 1831-1836, Roma, Italy, 2012.
- [25] A.GUNEYSU, H. LEVENT, “An SSVEP Based BCI to Control a Humanoid Robot by Using Portable EEG Device”, *35th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Osaka, Japan, 2013.
- [26] J.R. WOLPAW, N.BIRBAUMER, W.J. HEETDERKS, D.J. MCFARLAND, P.H. PECKHAM, G. SCHALK, E. DONCHIN, L.A. QUATRANO, C.J. ROBINSON and T.M. VAUGHAN, “*Brain-computer interface technology: a review of the first international meeting*”, 2000.
- [27] T. HINTERBERGER, G. BAIER, J. MELLINGER, N. BIRBAUMER, Auditory Feedback of Human EEG for Direct Brain-Computer Communication, *Institute of Medical Psychology and Behavioral Neurobiology*, 2004.
- [28] C. NEUPER, G.R. MULLER, A. KUBLER, N. BIRBAUMER, G. PFURTSHELLER, “Clinical application of an EEG-based brain-computer interface”, *University of Graz*, 2002.
- [29] J. WOLPAW, N. BIRBAUMER, “Brain-Computer Interfaces for communication and control”, *Laboratory of Nervous System Disorders*, Albany, USA, 2002.
- [30] S.MASON, G.BIRCH, “A general framework for brain-computer interface design”, *IEEE Trans Neural System and Rehabilitation Engineering*, Vol. 11, 2003.
- [31] S. FOK, R. SCHWARTZ, C. HOLMES, “An EEG-based Brain Computer Interface for Rehabilitation and Restoration of Hand Control Following Stroke Using Ipsilateral Cortical Physiology”, *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, USA, 2011.

- [32] C.NEUPER, R. MULLER-PUTZ, R.SCHERER, G. PFURTSCHELLER, "Motor imagery and EEG-based control of spelling devices and neuroprostheses", *IEEE Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2006.
- [33] A.GUNEYSU, H. LEVENT, "An SSVEP Based BCI to Control a Humanoid Robot by Using Portable EEG Device", *35th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Osaka, Japan, 2013.
- [34] W. OUYANG, K. CASHION, V. ASARI, "Electroencephalograph Based Brain Machine Interface for Controlling a Robotic Arm", *Department of Electrical and Computer Engineering, University of Dayton*, Dayton, USA, 2013.
- [35] A. KAWALA, M. PODPORA, M. PELC, P.PIATEK, J. BARANOWSKI, "Implementation of an Inexpensive EEG Headset for the Pattern Recognition Purpose", *The 7th IEEE International Conference on Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems: Technology and Applications*, Berlin, Germany, 2013.
- [36] B. BLANKERTZ, G. DORNHEGE, "Boosting Bit Rates and Error Detection for the Classification of Fast-Paced Motor Commands Based on Single-Trial EEG Analysis", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. Vol.11, No. 2, 2003.
- [37] R. BERNAYS, J.MONE, P.YAU, MURCIA M, J. GONZALEZ, M. CHAVEZ, R. CHRISTOPHERSON, R. ATKINSON, "Lost in the Dark: Emotion Adaption", *UIST Adjunct Proceedings '12 Adjunct Proceedings of the 25th Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology*, 2012.
- [38] L.JIANG, C. GUAN, H.ZHANG, C. WANG, B. JIANG, "Brain Computer Interface based 3D Game for Attention Training and Rehabilitation", *Institute for inforcome Research*, Singapore, 2011.
- [39] A. KAYSA, W. SUPRIJANTO, A. WIDYOTRIATMO, "Design of Brain-Computer Interface Platform for Semi Real-Time Commanding Electrical Wheelchair Simulator Movement", *3rd International Conference on Instrumentation Control and Automation*, 2013.
- [40] D. SZAFIR, R.SIGNORILE, "An Exploration of the Utilization of Electroencephalography and Neural Nets to Control Robots", *I Human-Computer Interaction – INTERACT 2011 International Conference*, Portugal, 2011.
- [41] J. MUÑOZ, O. HENAO, J.F. LÓPEZ, J. F. VILLADA, "BKI: Brain Kinect Interface, a new hybrid BCI for rehabilitation", *Proceedings of the 3rd European conference on gaming and playful interaction in health care*, Alemania, 2013.

[42] J. MUÑOZ, L. H. RÍOS, O. A. HENAO, “Low Cost Implementation of a Motor Imagery Experiment with BCI system and its use in neurorehabilitation”, *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, USA, 2014.

[43] C.A. QUINAYAS, C.A GAVIRIA, “Sistema de Identificación de intención de movimiento para el control mioeléctrica de una prótesis de mano robótica”, *Ing. Univ.*, Vol. 19, No.1, 2015.