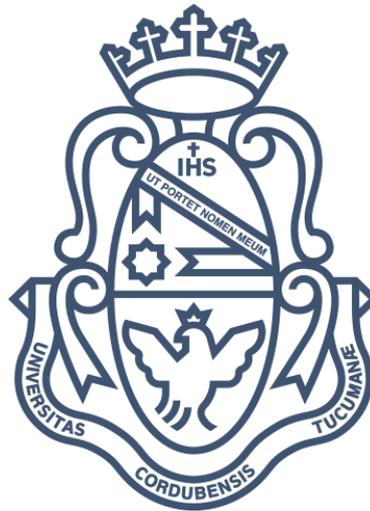


Universidad Nacional de Córdoba – Facultad de Ciencias Exactas Físicas
y Naturales
Ingeniería Biomédica

Proyecto Integrador

Desarrollo de un servicio de accesibilidad para dispositivos móviles comandado me- diante una interfaz cerebro-computadora portable



Alumno:
Héctor Andrés Costa
Matrícula:
33656746

Asesor 1:
Mg. Ing. Beltramone, Diego Antonio
Asesor 2:
Dr. Diaz Fajreldines, Hugo



Córdoba, abril de 2017

Agradecimientos

A mis padres, quienes guiaron mi camino y forjaron mi persona.

A mi hermano, fiel compañero de aventuras.

A Ingrid, por su apoyo, su amor y alegría.

A Flor, por su pasión por la neurociencia.

Y a mis docentes, por enseñarme a aprender.

Resumen

Una de las características fundamentales del ser humano es la habilidad para comunicarse con otras personas. A través de la comunicación es posible el desarrollo de la vida diaria y la expresión de necesidades, ideas, deseos y sentimientos. Un gran número de personas con patologías neuromotoras severas –o consecuencias de éstas- tiene una gran dificultad de comunicarse eficazmente o incluso interactuar con el mundo que los rodea. En los casos más graves, los pacientes están literalmente "encerrados" en sus cuerpos, impedidos de ejecutar movimientos voluntarios, por lo que requieren de métodos alternativos para interactuar con su medio. Una alternativa de comunicación y control no musculares son los sistemas interfaz cerebro-computadora, los cuales se utilizan para captar las intenciones del usuario, registradas a partir de señales fisiológicas cerebrales, y convertirlas en comandos ejecutables por una computadora, que a su vez puede accionar un dispositivo mecánico o controlar un software determinado.

En este trabajo se implementa un servicio de accesibilidad utilizando una interfaz cerebro-computadora comercial, con el objeto de evaluar su potencial uso como herramienta de apoyo para la rehabilitación pacientes con discapacidades neuromotoras que se encuentran paralizados totalmente.

El desafío en el presente desarrollo consiste en obtener una interfaz cerebro-computadora confiable y de rápida respuesta, que permita al usuario la interacción en tiempo real. La precisión actual de estos sistemas no permite su implementación fuera del ámbito de la experimentación o de la recreación, por lo que también se evalúan alternativas más precisas registrando la intención de los usuarios con movimientos oculares o gestos faciales.

Palabras clave: Interfaz cerebro-computadora; ICC; BCI; accesibilidad; discapacidad; Android; Emotiv

Contenido

Agradecimientos	1
Resumen.....	2
Contenido.....	3
Índice de Ilustraciones	5
Índice de Tablas.....	7
Introducción.....	8
Objetivos	9
Objetivos Generales	9
Objetivos Específicos	9
Capítulo I: Marco Teórico.....	10
La técnica electroencefalográfica	10
Bases fisiológicas de la técnica electroencefalográfica.....	10
Registro de señales EEG	12
Adquisición de datos	14
Trazado de EEG.....	16
Componentes corticales relevantes para aplicaciones ICC y su detección mediante EEG	17
Interfaces cerebro-computadora basadas en EEG.....	21
Componentes de una interfaz cerebro-computadora	21
Métodos de procesamiento	23
Estado del arte	24
Desafíos actuales.....	25
Relevancia clínica de las interfaces cerebro-computadora.....	25
Esclerosis Lateral Amiotrófica (ELA)	26
Parálisis por Lesiones de Médula Espinal (LME)	26
Accidente Cerebro Vascular (ACV)	26
Parálisis cerebral, también llamada EMOC (Enfermedad Motriz de Origen Cerebral) o ECNE (Enfermedad Cerebral No Evolutiva).....	27
Síndrome de Enclaustramiento (SE)	27
Sistema operativo Android y sus aplicaciones.....	28
Servicios de accesibilidad	30

Desarrollo de un servicio de accesibilidad para dispositivos móviles coman-
dado mediante una interfaz cerebro-computadora portable

Capítulo II: Materiales y Métodos.....	32
Materiales	32
Dispositivo Emotiv Insight.....	32
Software Emotiv Xavier ControlPanel.....	33
Software Xavier Emokey	34
Emotiv SDK para Android.....	35
Repositorio open-source TalkBack de Google	35
Métodos.....	35
Aplicación para dispositivos Android	35
Servicio de accesibilidad	38
Registros electroencefalográficos	44
Participantes.....	44
Tareas mentales.....	44
Protocolo de la prueba de usabilidad	44
Capítulo III: Resultados y Discusión.....	47
Conclusiones.....	53
Trabajos futuros	54
Bibliografía y Referencias	55
Anexos	57
Anexo N° 1: Comparación de interfaces cerebro-computadora comerciales.....	58
Anexo N° 2: Encuesta de usabilidad.....	61

Índice de Ilustraciones

Figura 1: Diagrama de una neurona típica, descripción de la sinapsis y el potencial de acción.....	11
Figura 2: Sincronización y desincronización de neuronas registradas por EEG.	13
Figura 3: Esquema de la disposición de electrodos según el sistema internacional 10-20. A: plano sagital. B: Plano axial. C: disposición de 64 electrodos.....	13
Figura 4: Ejemplo de electrodos secos para aplicaciones ICC. A la izquierda, electrodo seco con contacto con la piel del usuario, ala izquierda, electrodo seco sin contacto con la piel.....	15
Figura 5: Ejemplo de disposición de electrodos para EEG.....	15
Figura 6: Ejemplos de interferencias en el registro de EEG.....	15
Figura 7: Ritmos cerebrales principales.....	16
Figura 8: Ejemplo de registro de EEG normal de un adulto en vigilia	17
Figura 9: Ubicación de la corteza motora y sus áreas principales.....	18
Figura 10: Homúnculo motor que muestra la organización somatológica de la corteza motora primaria.	18
Figura 11: Componentes del EEG asociados al movimiento voluntario, descritos por Shibasaki et al en 1986.....	19
Figura 12: Potencia de banda superpuestos calculados para tres bandas de frecuencias diferentes (10-12 Hz, 14-18 Hz y 36-40 Hz) de ensayos de EEG registrados desde la posición de electrodo C3 durante la elevación del dedo índice derecho. Panel derecho: Ejemplos de EEG en curso registrados durante el movimiento del dedo derecho.....	20
Figura 13: Interfaz cerebro-computadora.....	23
Figura 14: Comparación de tamaños de pantalla. Arriba algunos dispositivos Android. Abajo todos los dispositivos con iOS disponibles.....	29
Figura 15: Distribución de versiones Android.....	29
Figura 16: Sistema de barrido de pantalla con botones físicos.....	31
Figura 17: Sistema internacional 10-20, se resaltan en verde los electrodos utilizados por el dispositivo Emotiv Insight.....	33
Figura 18: Pantalla de entrenamiento de la interfaz Xavier ControlPanel.....	34
Figura 19: Software Xavier Emokey.....	34
Figura 20: Repositorio TalkBack de Google.....	35
Figura 21: Diagrama en bloques de los componentes del sistema ...	36
Figura 22: Repositorio GIT Bitbucket de BrainClick.....	37
Figura 23: Interfaz gráfica de la aplicación BrainClick desarrollada, con la secuencia seguida por el tutorial para colocar de forma correcta el hardware. A: Pantalla inicial B: Ubicación de perfil C: Ubicación frontal C: Vista superior	

Desarrollo de un servicio de accesibilidad para dispositivos móviles comandado mediante una interfaz cerebro-computadora portable

y calidad de contacto de los electrodos (Verde: Bueno, Amarillo: Regular, Rojo: Malo, Negro: Sin conexión).....	38
Figura 24: Interfaz de entrenamiento de la aplicación BrainClick	40
Figura 25: Interfaz del lanzador del servicio de accesibilidad.....	40
Figura 26: Ejecución de servicio de accesibilidad. A: Seleccionando una aplicación. B: Seleccionando el reloj.....	41
Figura 27: Consumo de recursos computacionales en función del tiempo. Tablet Lenovo.....	42
Figura 28: Consumo de recursos computacionales en función del tiempo. Celular Huawei	43
Figura 29: Ejemplo del prototipo del servicio desarrollado, en un entorno Android emulado para las pruebas con usuarios.	46
Figura 30: Ejecución de una prueba de uso del prototipo desarrollado	46
Figura 31: Desempeño general de los usuarios expresado en porcentaje	47
Figura 32: Relación entre el nivel de performance alcanzado por los usuarios y su percepción subjetiva del control de la interfaz, a la izquierda la calificación “Malo” y a la derecha la calificación “Bueno”.....	49
Figura 33: Ejemplo de clasificación de usabilidad en función del puntaje obtenido de SUS	51
Figura 34: Comparación gráfica de los dispositivos ICC comerciales disponibles en el mercado.	60

Índice de Tablas

Tabla 1: Resumen de usuarios que fueron capaces de realizar la navegación con los distintos métodos propuestos.	50
Tabla 2: Detalle del análisis de datos de la encuesta SUS.....	52

Introducción

Muchas personas con discapacidades motoras severas necesitan métodos alternativos de comunicación y control debido a que no pueden usar medios convencionales que requieran control muscular voluntario. En las últimas décadas se han desarrollado varios estudios que prueban que la actividad del electroencefalograma (EEG) registrada en el cuero cabelludo puede ser la base de sistemas de comunicación, llamados interfaces cerebro-computadora (ICC). La ICC basada en EEG extrae características específicas en tiempo real de señales producidas por la actividad cerebral, y las emplea para operar dispositivos externos, como computadoras, conmutadores o prótesis. La base de este principio es que la actividad mental se manifiesta de forma directa en la actividad eléctrica del cerebro y, por lo tanto, se codifica en señales que pueden ser registradas. Un sistema ICC utiliza características en estas señales para permitir que un sujeto se comunique con el mundo exterior. Las señales más utilizadas han sido los Ritmos Sensorio Motores (SMR), los Potenciales Corticales Lentos (SCP) y el Potencial Relacionado con Eventos (ERP). Los pacientes target para aplicaciones clínicas de ICC consisten principalmente en pacientes con Esclerosis Lateral Amiotrófica (ELA), daño severo en el sistema nervioso central, y síndrome de enclaustramiento. Por lo tanto, el beneficio potencial de la ICC para pacientes severamente limitados es proporcionar un control alternativo y suplementario a la comunicación, la restauración del control motor y la regulación negativa de la actividad cortical.

Sin importar qué estrategia mental y marcadores de actividad cerebral se utilice, los usuarios requieren entrenamiento antes de tener control sobre su actividad cerebral. Este entrenamiento involucra no sólo la práctica simple de las tareas mentales usadas sino también un ajuste fino implícito de la actividad del cerebro que se puede establecer solamente por el aprendizaje y la prueba y error. La retroalimentación es, por lo tanto, un componente vital en la fase de entrenamiento, así como durante la aplicación.

En el presente trabajo se expone, en primer lugar, los fundamentos teóricos, tanto biológicos como técnicos, que dan origen a los sistemas ICC. Luego se analiza el estado del arte de los mismos, recopilando información sobre sistemas ICC disponibles en el mercado. A continuación, se detalla el desarrollo de un servicio de accesibilidad que permite utilizar un sistema ICC en un dispositivo móvil, haciendo un análisis de usabilidad y de factibilidad de implementación como aplicación para ser utilizada de forma masiva.

Objetivos

Objetivos Generales

El objetivo del presente trabajo es diseñar un prototipo de un servicio de accesibilidad utilizando una interfaz cerebro-computadora (ICC) comercial, como dispositivo de asistencia en el ámbito de la neurorrehabilitación motora, capaz de ser utilizado por el usuario en su vida cotidiana.

Objetivos Específicos

- Diseñar un servicio de accesibilidad capaz de ofrecer asistencia a personas con discapacidad motora, permitiéndoles interactuar con un dispositivo móvil, mediante el reconocimiento de una intención voluntaria del usuario registrada por un dispositivo de electroencefalografía comercial y portátil.
- Realizar una investigación y valoración sobre la oferta de productos comerciales existentes en el mercado nacional que ofrezcan características de asistencia similares a la interfaz propuesta, para establecer el grado de innovación y versatilidad que el diseño propone.
- Generar un protocolo de entrenamiento.
- Evaluar la usabilidad y el grado de confiabilidad del diseño.
- Obtener un análisis de los recursos computacionales que la misma consume y las ventajas y desventajas de su utilización.

Capítulo I: Marco Teórico

La técnica electroencefalográfica

La mayor parte de las investigaciones y desarrollos en interfaces cerebro-computadora se han enfocado en registrar y analizar la señal de electroencefalografía superficial (EEG) por ser una técnica no invasiva, de fácil acceso y de relativo bajo costo. Este método de sensado es uno de los primeros en surgir en el campo de la neurología como herramienta de diagnóstico, y es utilizado ampliamente como técnica estándar en la actualidad para este fin.

Bases fisiológicas de la técnica electroencefalográfica

La neurona es el bloque fundamental de construcción del sistema nervioso, una célula altamente especializada en la transmisión de impulsos nerviosos. Como cualquier célula biológica, está delimitada por una fina membrana celular que además de su función de separar el interior del exterior de la célula, posee determinadas propiedades que son esenciales para el funcionamiento eléctrico de la célula nerviosa.

Una neurona posee tres partes fundamentales: dendritas, soma y axón. Tal como se muestra en la Figura 1, la neurona recibe impulsos eléctricos a partir de sus dendritas, esos impulsos son procesados en el soma o cuerpo celular y retransmitidos por el axón, hacia las dendritas de una o varias neuronas. Las dendritas, tienen la función de recibir los impulsos nerviosos de otras neuronas y conducirlos al cuerpo o soma para que sean procesados. El cuerpo o soma posee una forma piramidal o cilíndrica, y contiene el núcleo de la célula nerviosa. Los impulsos nerviosos que provienen de las dendritas son procesados, generando nuevos impulsos que se retransmiten. El cuerpo celular es como un procesador de impulsos nerviosos, sumando el potencial eléctrico que viene de las dendritas. Es asimismo el responsable de proveer las funciones necesarias de la neurona. El axón de una neurona es único y se puede prolongar por distancias comparables a las dimensiones del organismo. También es responsable de llevar los impulsos generados en el cuerpo de la neurona hasta la sinapsis. El axón puede ser visto como una vía de transporte, o una línea de transmisión. Tiene una forma lisa, con pocas ramificaciones.

La sinapsis consiste en un terminal pre-sináptico, por donde llega un estímulo proveniente de otra célula. En la región inter-sináptica, el estímulo nervioso que llega a la sinapsis se transfiere a la membrana dendrítica a través de sustancias conocidas como neurotransmisores. El resultado de esta transferencia es una alteración en el potencial eléctrico de la membrana post-sináptica. Dependiendo de la naturaleza de los neurotransmisores y por la naturaleza de los receptores químicos que los reciben en el otro lado de la sinapsis, la señal será excitatoria o inhibitoria.

Las corrientes eléctricas generadas por el potencial de acción fluyen en respuesta al campo eléctrico local y también en respuesta a su gradiente

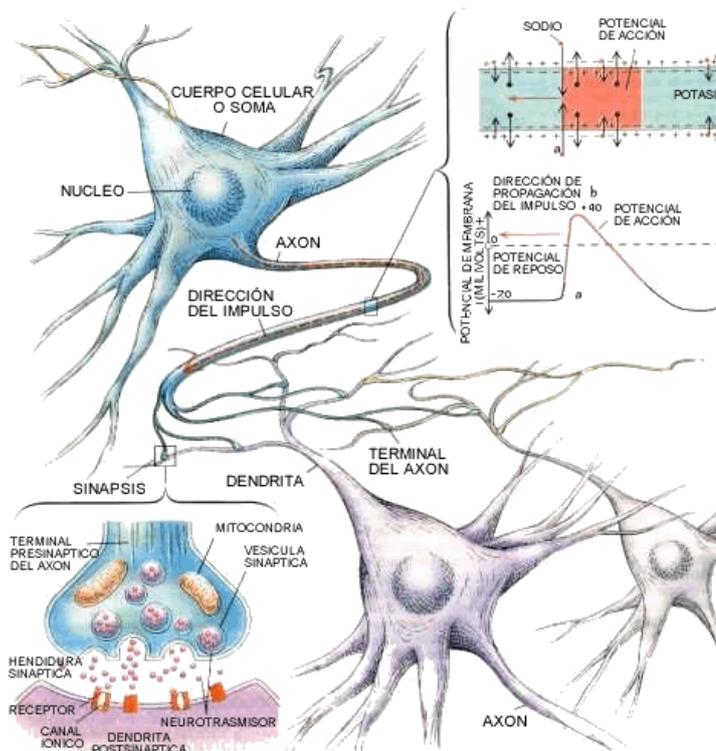


Figura 1: Diagrama de una neurona típica, descripción de la sinapsis y el potencial de acción.

de concentración local. En el estado de reposo de la membrana celular, los gradientes de concentración y el campo eléctrico se mantienen debido a los canales iónicos que utilizan energía para mover los iones a través de la membrana contra su gradiente de la difusión.

La concentración de cada ion dentro y fuera de la membrana es constante a lo largo del tiempo. El voltaje de membrana, sin embargo, cambia radicalmente en el tiempo, generando así el potencial de acción. La corriente por la unidad de longitud que fluye a través de la membrana es considerada la variable básica de la fuente de los campos extracelulares detectados por la técnica electroencefalográfica (EEG). Son varios los factores que contribuyen a los campos netos que pueden ser medidos en el cuero cabelludo. Los campos generados por una sola neurona son demasiado pequeños para que sean detectados en el cuero cabelludo, pero los campos generados por las neuronas activas sincronizadas, con la ventaja de una alineación geométrica, pueden ser detectados [1].

¹ Extraído de <https://www.rics.org.mx/index.php/RICS/article/view/12/97> Fecha de última visita: 22/03/2017

Desarrollo de un servicio de accesibilidad para dispositivos móviles comandado mediante una interfaz cerebro-computadora portable

Como las oscilaciones neuronales tienden a oscilar con frecuencias predominantes, dependientes de la actividad funcional, sólo las neuronas activas suman sincrónicamente en el tiempo. Debido a esto, el EEG se considera un registro de la actividad de las neuronas sincronizadas, atribuyendo la reducción de la amplitud a la desincronización de las mismas (Figura 2). Cabe aclarar que la desincronización de la fase es solamente uno de los muchos mecanismos que reducen la amplitud del voltaje neto en la superficie del cuero cabelludo.

Registro de señales EEG

Las señales de EEG son registradas mediante electrodos colocados en el cuero cabelludo. El estándar de distribución actual para la colocación de los electrodos es el sistema internacional 10-20 (Figura 3) donde se nombra a los electrodos por su ubicación (F para el frontal, C para la central, T para temporal, P para parietal, y O para occipital) y se numeran de modo que los electrodos Z (zero en inglés) se encuentran en la línea media, los electrodos impares están en el hemisferio izquierdo y los electrodos pares están a la derecha.

Un componente fundamental de las ICC son los electrodos que recogen la señal eléctrica producida por la actividad cerebral. Estos sensores son elegidos para captar una señal confiable, minimizando las interferencias.

En la técnica EEG usada en el ámbito de la neurología y neurociencia, se utilizan los llamados electrodos 'húmedos y pasivos', fabricados de Ag/ClAg; los cuales necesitan una interface semisólida (gel, pasta conductora) entre el cuero cabelludo y los mismos para acoplar la impedancia de ambas superficies, separar el cabello en el lugar de contacto y minimizar el movimiento del paciente para lograr una buena señal. Esto limita la usabilidad del sistema al dificultar el uso prolongado y la fácil colocación de los mismos. El uso de geles y pastas resulta inconveniente para la aplicación que se desea implementar, al obligar al usuario a utilizar el líquido conductor, y reduciendo el tiempo de uso de los mismos, además de dejar residuos en el cabello del usuario. Asimismo, los electrodos convencionales requieren un tiempo de colocación y conocimiento sobre el sistema internacional 10-20 para su correcta ubicación. Este tiempo varía de acuerdo a la cantidad de electrodos que se usen.

Debido a que en las aplicaciones ICC se desea buscar la mayor autonomía posible para el usuario, el electrodo debe ser fácil y rápido de colocar, y debe ser capaz de permanecer funcionando un tiempo prolongado sin incurrir en errores. Los electrodos húmedos no son aptos para aplicaciones de largo período de tiempo, ya que al deshidratarse tienden a aumentar la impe-

dancia piel-electrodo y afectar la calidad de la señal. Además, el gel electrolítico puede tener efectos sobre la piel del usuario cuando es utilizado por mucho tiempo, causando irritación o ardor.

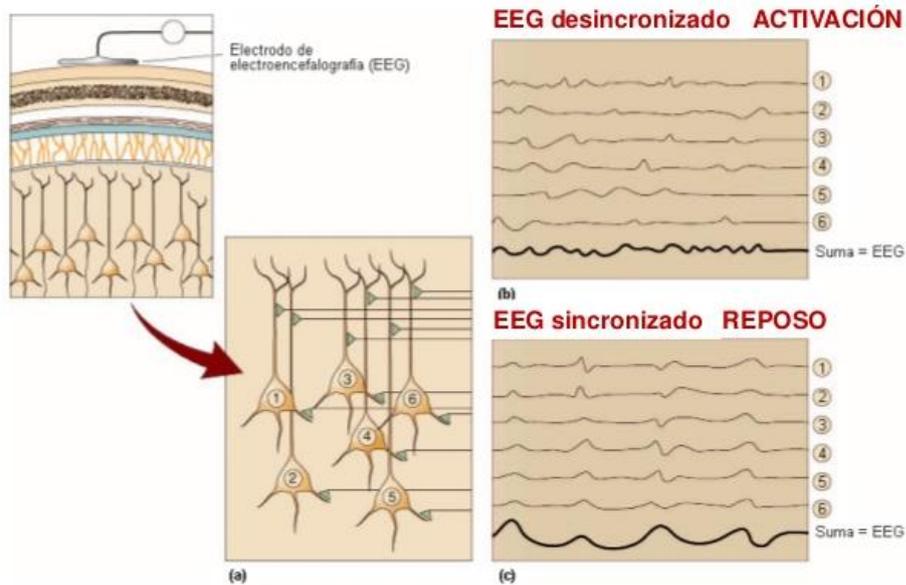


Figura 2: Sincronización y desincronización de neuronas registradas por EEG.²

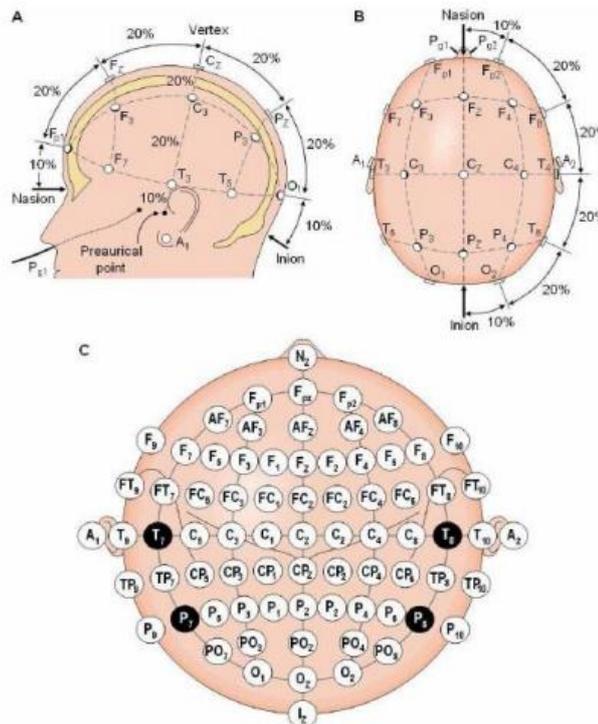


Figura 3: Esquema de la disposición de electrodos según el sistema internacional 10-20. A: plano sagital. B: Plano axial. C: disposición de 64 electrodos.³

² Extraído de “Bases neurales y cerebrales del sueño. Sistemas de neurotransmisión implicados.” Jessica Ruiz Medina- Universidad Autónoma de Barcelona

³ Adaptado de Malvivuo Jaako, 1995

Los diseños de electrodos para medir biopotenciales no convencionales (es decir, sin utilizar electrodos húmedos) se focalizan en la construcción de tres tipos: electrodos secos, electrodos aislados y electrodos sin contacto directo con la piel [2]. Ninguno de ellos requiere la aplicación de geles o adhesivos, son más confortables para la piel y adecuados para monitoreo de largo plazo. Los mismos son del tipo activo, es decir, necesitan una etapa de pre amplificación antes del procesamiento de la señal, debido a la alta impedancia de entrada de los mismos, lo cual implica circuitería y aumento del volumen del sensor. Los materiales que se utilizan para la fabricación varían desde metales comunes, conductores débiles y materiales aislantes, tales como látex, algodón, recubrimiento de plata, polímeros conductores, entre otros. El material depende tanto del tipo de electrodo como de la forma de los mismos. Existen electrodos amoldables a la forma de la cabeza del sujeto, confeccionados de polímeros conductores. Otro modelo utilizado es una matriz de pines finos, que permiten al electrodo eliminar la interferencia del cabello sin necesidad de tener que apartarlo de la zona de interés (Figura 4).

Adquisición de datos

La técnica de EEG implica la medición de la diferencia potencial entre dos sitios. Dependiendo de la configuración del montaje de los electrodos, se puede distinguir en tres topologías diferentes: montaje monopolar o referencial, laplaciano, y bipolar. Este último se realiza mediante el uso de amplificadores diferenciales, utilizando un electrodo para tomar la medida, un electrodo de referencia, y un electrodo “común” aislado que tome el lugar de la tierra verdadera (Figura 5). Si bien en las derivaciones teóricas se toma el infinito en relación con los potenciales, solamente las diferencias entre potenciales pueden ser medidas en la práctica.

El potencial de ambas medidas y de la referencia se toma concerniente al electrodo común, después se amplifica su diferencia. En segundo lugar, la referencia y los electrodos comunes se encuentran en la cabeza para reducir al mínimo fuentes de ruido de línea de 60/50 Hz, así como ruidos fisiológicos (de origen muscular, cardíaco, etc.) (Figura 6).

El campo eléctrico generado por la actividad neuronal se propaga al cuero cabelludo de manera instantánea, por lo que la resolución temporal de EEG es muy buena. Dado que la mayor parte de la energía del EEG está por debajo de los 100 Hz, las tasas de muestreo típicas son de 250 Hz y 500 Hz.



Figura 4: Ejemplo de electrodos secos para aplicaciones ICC. A la izquierda, electrodo seco con contacto con la piel del usuario, a la izquierda, electrodo seco sin contacto con la piel⁴.

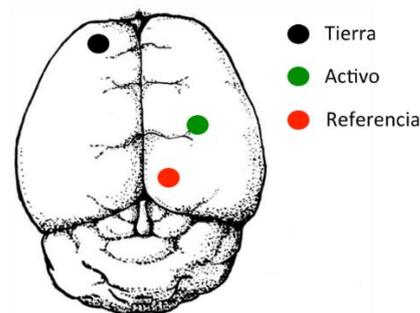


Figura 5: Ejemplo de disposición de electrodos para EEG⁵

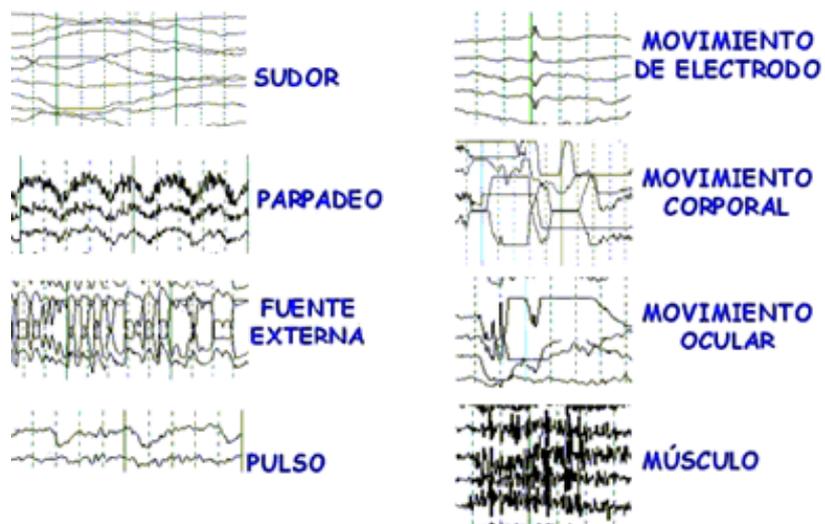


Figura 6: Ejemplos de interferencias en el registro de EEG⁶

⁴ Extraído de ““Dry and noncontact EEG Sensor for mobile brain-computer interfaces”- Yu Mike Chi et al.- IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering, vol.20, No.2, marzo 2012

⁵ Modificado de <http://www.informatics.jax.org/greenbook/figures/figure13-15.shtml>

Fecha de última visita: 22/03/2017

⁶ Extraído de <http://neurofisiologiagranada.com/eeg/eeg-actividadcerebral.htm>. Fecha de última visita: 03/02/2017

Trazado de EEG

La electroencefalografía es una técnica ampliamente utilizada en la actualidad para detectar diversos tipos de patologías neurológicas, como encefalopatías, focos epilépticos, enfermedades neurodegenerativas, demencia, etc. El registro de EEG varía ampliamente según la edad del paciente y según el estado de consciencia del mismo, por lo que requiere de un alto grado de experiencia para su correcta interpretación. Un ejemplo de un trazado normal de EEG para un adulto en vigilia se detalla en la Figura 8.

Los ritmos cerebrales que se registran mediante EEG son ondas regulares a lo largo del tiempo, y están caracterizadas por su frecuencia, localización y asociación con varios aspectos del funcionamiento y el estado del cerebro (Figura 7). Los mismos se producen sobre un grupo de neuronas que no están realizando su tarea específica, es decir, se encuentran en reposo. Al preparar o producir un evento que afecte la corteza motora, estos ritmos son bloqueados o atenuados; este fenómeno es conocido como “desincronización relacionada al evento”, ERD (Event Related Desynchronization). A continuación del ERD el ritmo predominante reaparece con mayor intensidad. Este fenómeno se conoce como “sincronización relacionada al evento”, ERS (Event Related Synchronization) [3].

Banda espectral	Rango [Hz]
Delta (δ)	0 – 3.5
Theta (θ)	4 – 7.5
Alfa (α)	8 – 13.5
Beta (β)	14 – 30
Mu (μ)	8 – 12

Figura 7: Ritmos cerebrales principales⁷

⁷ Extraído de Principios de Electroencefalografía, Bioing. Juan Manuel Reta

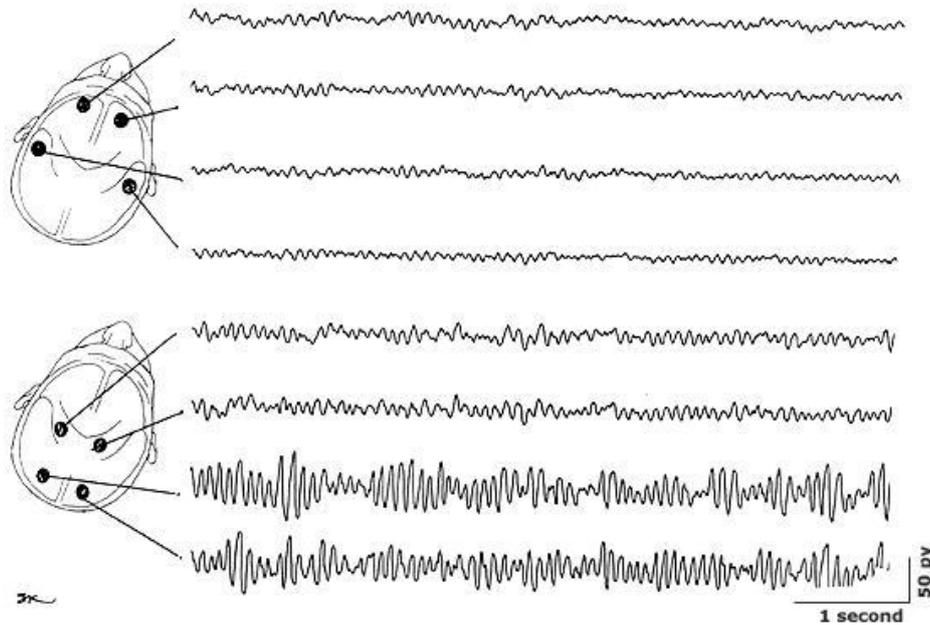


Figura 8: Ejemplo de registro de EEG normal de un adulto en vigilia⁸

Componentes corticales relevantes para aplicaciones ICC y su detección mediante EEG

Además de su uso clínico, el EEG se utiliza en el campo de las aplicaciones de interfaz cerebro-computadora, la cual consiste en identificar patrones cerebrales que se corresponden con pensamientos voluntarios del paciente, con la intención de que éstos sean los comandos para manejar una interfaz de manera autónoma. Se elige esta técnica por ser una técnica no invasiva, por su bajo costo, y la posibilidad de integrarla en sistema portables.

Los patrones cerebrales más investigados en la actualidad para aplicaciones ICC son los patrones de movimiento voluntario, o ritmos sensoriomotores, junto con los Potenciales Corticales Lentos (SCP), los cuales implican desfases lentos de voltaje (en un rango de frecuencia de 1-2 Hz) en el EEG, que pueden ser interpretados como una respuesta provocada por un evento, sincronizada con el mismo. Pueden distinguirse dos tipos: los SCP negativos, relacionados con la activación cortical asociada a la realización de movimientos y los SCP positivos, relacionados con la reducción de la activación cortical [4].

Para el caso de los ritmos sensoriomotores, la corteza motora humana contiene las áreas de la corteza cerebral responsables de la planificación, el control y la ejecución de las funciones motoras. La misma se encuentra ubicada

⁸ Extraído de <http://fracp.bigpondhosting.com/>. Fecha de última visita 05/02/2017

Desarrollo de un servicio de accesibilidad para dispositivos móviles comandado mediante una interfaz cerebro-computadora portable

en el lóbulo frontal, delante del surco de Rolando (Figura 9). La corteza motora puede ser dividida en corteza motora primaria (M1), responsable del control de la ejecución del movimiento; la corteza motora secundaria o premotora, la cual transforma la información visual en instrucciones motoras y guía los movimientos y el control de los músculos proximales y del tronco; y el área motora suplementaria (AMS), la cual es responsable de la planificación y coordinación de movimientos complejos [5].

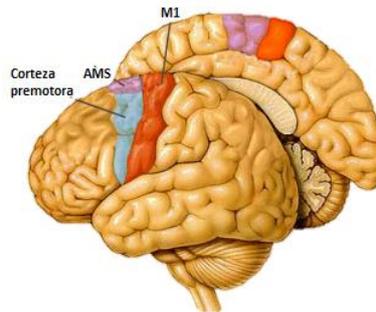


Figura 9: Ubicación de la corteza motora y sus áreas principales⁹

La corteza motora primaria presenta una organización somato tónica, es decir que la activación de áreas concretas de la corteza motora primaria provoca el movimiento de partes concretas del cuerpo. Esta correlación ha sido estudiada y plasmada en lo que se conoce como “homúnculo motor” (Figura 10) donde se representa cada área de la corteza motora con su respectiva parte del cuerpo.

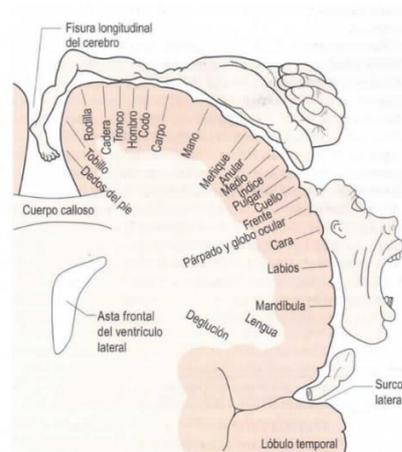


Figura 10: Homúnculo motor que muestra la organización somato tónica de la corteza motora primaria.¹⁰

⁹ Adaptado de <http://thebrain.mcgill.ca>. Fecha de última visita: 09/02/2017

¹⁰ Extraído de <http://psicobloguhu.blogspot.com.ar/2014/05/control-cerebral-del-movimiento.html>. Fecha de última visita: 09/02/2017

Los primeros estudios dirigidos a la alteración del trazado de EEG debido a la ejecución de un patrón motor por parte del paciente detectaron una correlación entre ambos, identificando 8 componentes de los potenciales corticales asociados al movimiento voluntario a ritmo individual del dedo medio (Figura 11).

Estos componentes aparecen antes y después del movimiento y varían ampliamente según el paciente. Están sujetos, entre otros factores, al nivel de habilidad y adquisición de la habilidad, la complejidad del movimiento realizado y sus consecuencias, el estado de alerta, intencionalidad, volición y preparación para el movimiento, el modo de selección del movimiento, la fuerza, velocidad y precisión del movimiento y las diferentes partes del cuerpo en la realización de movimientos voluntarios [1].

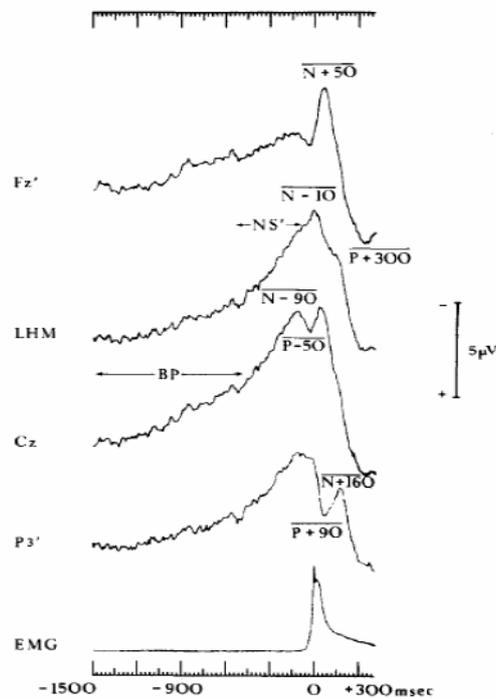


Figura 11: Componentes del EEG asociados al movimiento voluntario, descritos por Shibasaki et al en 1986¹¹

El estudio de los ritmos relacionados a movimientos de las extremidades, ha resultado de gran interés general para la implementación de sistemas ICC (Pfurtscheller, 1997; Pfurtscheller et al., 1998; Pfurtscheller et al., 1999; Toro et al., 1994) y en la imaginación motora de las mismas (Pfurtscheller y Neuper, 1997; Neuper y Pfurtscheller, 1999). Se ha llegado a un conocimiento bastante detallado del comportamiento de estos ritmos, de los cuales el más

¹¹ Extraído de Barrett G, Shibasaki H, Neshige R. Cortical potentials preceding voluntary movement: evidence for three periods of preparation in man. *Electroencephalography Clinics Neurophysiology*. 1986 Apr;63(4):327-39.

representativo del movimiento voluntario es el denominado ritmo Mu. Este ritmo presenta una ERD en el hemisferio contralateral (hemisferio opuesto al del lado del cuerpo de cuya extremidad se está haciendo referencia) durante la preparación del movimiento, la cual comienza entre uno y dos segundos antes del movimiento. Esta ERD afecta a ambos hemisferios durante la ejecución del movimiento, y luego se produce una recuperación del ritmo en ambos hemisferios una vez finalizado el movimiento. El ritmo beta también presenta una leve ERD en el hemisferio contralateral durante la preparación del movimiento (Figura 12). En particular los movimientos de las extremidades se manifiestan en forma preponderante en la banda central del ritmo (Pfurtscheller et al., 1999). Estos ritmos cerebrales se manifiestan como ERP endógenos, ya que su aumento o disminución está directamente ligado a un evento interno. A diferencia del ritmo alfa, los ritmos mu y beta no se observan a simple vista en el registro de EEG, debido a que quedan enmascarados con potenciales provocados por otros procesos neuronales y para poder visualizarlos se requiere de técnicas de promediación [3].

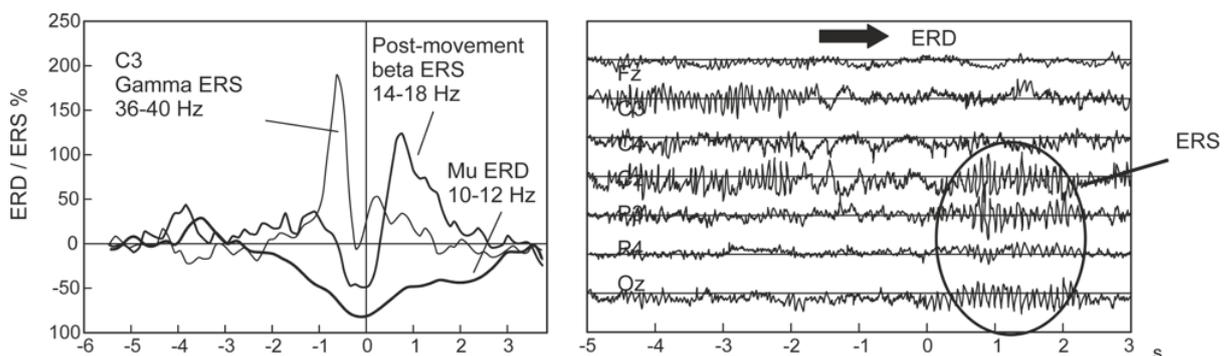


Figura 12: Potencia de banda superpuestas calculados para tres bandas de frecuencias diferentes (10-12 Hz, 14-18 Hz y 36-40 Hz) de ensayos de EEG registrados desde la posición de electrodo C3 durante la elevación del dedo índice derecho. Panel derecho: Ejemplos de EEG en curso registrados durante el movimiento del dedo derecho¹²

Debido a la organización somato tónica de la corteza motora primaria, la imaginación motora provoca patrones de activación espaciales características que pueden ser distinguidas mediante algoritmos de clasificación y ser utilizados para controlar un actuador externo voluntariamente modulando la amplitud de las diferentes bandas de frecuencia características.

El estudio de los patrones cerebrales asociados a la intención de movimiento y a la atención es ampliamente investigado en la actualidad en los desarrollos

¹² Extraído de Pfurtscheller, G.; Neuper, C. Motor imagery and direct brain-computer communication. Proc. IEEE 2001, 89, 1123–1134.

ICC por su potencial uso para ciertas patologías donde la función motora está severamente comprometida pero la función cognitiva permanece inalterada.

Interfaces cerebro-computadora basadas en EEG

Las Interfaces Cerebro-Computadora o sistemas ICC (en inglés Brain Computer Interface – BCI) pueden ser definidas como herramientas de comunicación y control, basados principalmente en la interacción entre dos componentes: el cerebro del usuario y la computadora. Esta interacción consiste en la generación de un comando por parte del usuario utilizando su actividad cerebral, y luego la extracción de información relevante de este comando por parte de la computadora, y su posterior clasificación para ser utilizada como entrada de un sistema. La computadora intenta comprender el comando enviado por el usuario, extrayendo la información pertinente, y luego la clasifica. A continuación, el usuario recibe retroalimentación generada por la computadora, que indica cómo la computadora entendió el comando que recibió.

En los sistemas ICC basados en EEG, los patrones cerebrales son obtenidos mediante la técnica EEG y luego procesados para ser interpretados. Existen otros métodos no invasivos de monitoreo de la actividad cerebral, por ejemplo, la estimulación magnética transcraneal, la resonancia magnética funcional (IRMf) y la magnetoencefalografía (MEG), sin embargo, este trabajo se centra en la técnica del EEG, por su bajo costo y portabilidad. A su vez, las interfaces cerebro-computadora basadas en EEG pueden clasificarse de acuerdo a las señales electrofisiológicas utilizadas. Algunas estrategias para el procesamiento mental funcionan mejor que otras, y se ha trabajado para evaluar qué tareas mentales se pueden usar en ICCs. Las tareas mentales más utilizadas son la imaginación motora, la atención visual enfocada y el condicionamiento operante [6]. En este trabajo se estudia un sistema ICC basados en imaginación motora (IM-ICCs), el cual utiliza como entrada del sistema los patrones cerebrales producto de realizar tareas de movimientos imaginarios.

Componentes de una interfaz cerebro-computadora

En la Figura 13 se puede observar el modelo funcional genérico al que responden prácticamente la totalidad de los sistemas ICC. Los mismos cuentan con los siguientes módulos [7]:

1. *Adquisición y acondicionamiento de la señal:* Captura la actividad eléctrica cerebral mediante electrodos y se acondiciona la señal para su procesamiento posterior mediante etapas de amplificación, filtrado y digitalización. En esta etapa se puede incluir un dispositivo de almacenamiento de datos.
2. *Procesamiento de la señal:* Recibe la señal eléctrica cerebral digitalizada y la transforma en comandos que entiende el dispositivo y que el usuario desea

Desarrollo de un servicio de accesibilidad para dispositivos móviles comandado mediante una interfaz cerebro-computadora portable

controlar. Este bloque se divide en tres etapas que actúan de forma secuencial.

a. *Cancelación de artificios*: Se encarga de eliminar artificios debidos a otros tipos de actividades eléctricas producto del movimiento ocular y muscular o el producido por la línea eléctrica.

b. *Extracción de características*: En esta etapa se traduce la señal cerebral de entrada en un conjunto de características correlacionado con el fenómeno asociado a la señal.

c. *Traducción de características*: Se transforma el conjunto de características en una señal de control adecuada para el dispositivo que se pretende controlar.

3. *Interfaz de control*: Este bloque recibe los comandos de control y realiza las acciones correspondientes en el dispositivo. Puede incorporar una pantalla que proporcione retroalimentación al usuario.

4. *Estimulador*: Algunos sistemas incluyen un estimulador que es manejado por la interfaz de control, que necesitan estímulos para evocar potenciales o señales por parte del usuario. Señales de estimulación son enviadas al extractor de características para sincronizar la obtención de las mismas.

5. *Configuración*: Permite a un operador definir y ajustar los parámetros del sistema. El operador no tiene que ser una persona técnica, sino que puede ser el propio usuario o, en el caso más deseable, algoritmos automáticos que ajustan el comportamiento del sistema en función de los resultados obtenidos y la retroalimentación del usuario.

6. *Dispositivo*: Existe un rango ilimitado de dispositivos que pueden ser usados en un sistema ICC, como computadoras, sintetizadores de voz, neuroprótesis y otros objetos en el ambiente del usuario como la televisión o encender o apagar la luz de la habitación, conocido también como aplicación de domótica o automatización del hogar. Estos dispositivos usualmente son físicos, pero también pueden ser virtuales.

7. *Ambiente de operación*: Se refiere al ambiente físico (paredes, piso, superficies, temperatura ambiente y ruido), así como a objetos y personas en el ambiente que afectan o pueden afectar en el funcionamiento del sistema.

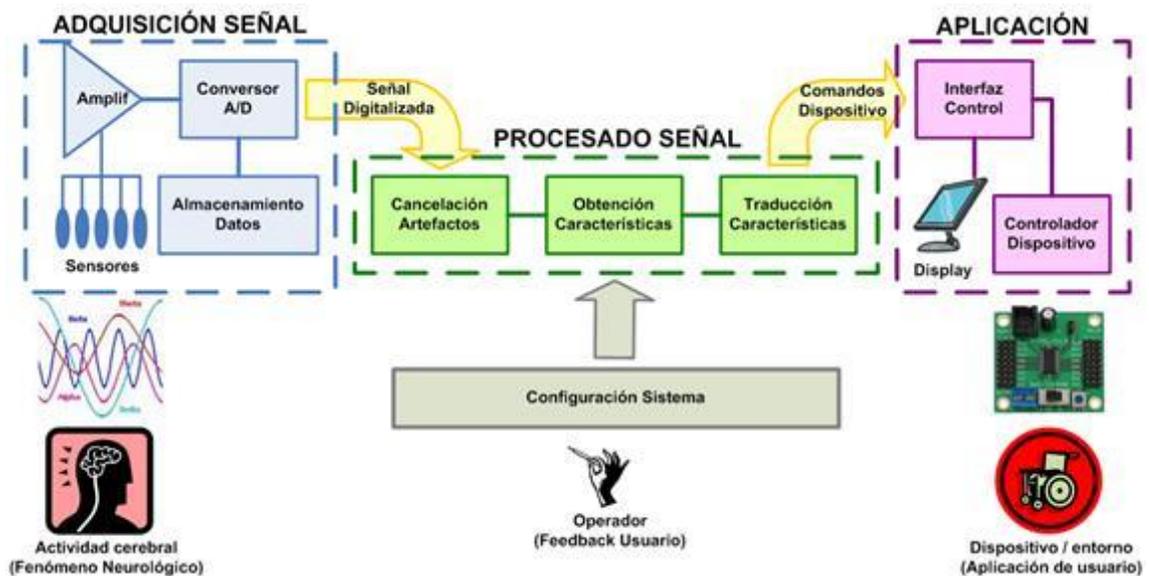


Figura 13: Interfaz cerebro-computadora¹³

Métodos de procesamiento

Los algoritmos de procesamiento utilizados en sistemas ICC decodifican un conjunto de datos de entrenamiento y luego clasifican las señales de un usuario en particular, extrayendo así las características particulares del patrón de ese usuario. Los métodos de extracción típicamente utilizados son [7]:

Características temporales: Se extraen de los cambios en la amplitud de las señales cerebrales y ocurren en sincronización a la presentación del estímulo o a las acciones del usuario. También es muy utilizada la caracterización de la señal por medio de la transformada wavelet, ya sea discreta o continua. Las características temporales también son usadas en sistemas basados en potenciales de acción neuronal. Una medida que se utiliza frecuentemente es el número de espigas que ocurren en un intervalo de tiempo.

Características en el dominio de la frecuencia: Están relacionadas con los cambios en la amplitud de la actividad oscilatoria. Dado que la fase de la actividad oscilatoria no está sincronizada con la presentación del estímulo o con las acciones del usuario, se tienen que emplear técnicas que son invariantes a la evolución temporal de las señales; es decir, aplicar técnicas para evaluar su contenido espectral en una banda de frecuencia determinada. Para estimar la potencia espectral se han utilizado modelos autoregresivos adaptativos, el método de Welch y la wavelet Morlet. Otro tipo de características de frecuencia está relacionado con la sincronización entre señales de diferentes regiones

¹³ Extraído de <http://www.lacofa.es/index.php/general/introduccion-a-los-sistemas-brain-computer-interface> Fecha de última visita: 22/03/2017

Desarrollo de un servicio de accesibilidad para dispositivos móviles comandado mediante una interfaz cerebro-computadora portable

del cerebro, lo cual puede indicar que estas regiones se comunican. Esto permite discriminar tareas cognitivas que involucran comunicación entre diferentes regiones del cerebro.

Características espaciales: La meta de estos métodos es encontrar combinaciones eficientes de las características de más de un electrodo. Los electrodos pueden ser seleccionados manualmente o usando un algoritmo que seleccione automáticamente un conjunto de electrodos óptimo. Un método de extracción de características espaciales que puede ser utilizado, además de la selección de electrodos, consiste en aplicar algoritmos de filtrado espacial; por ejemplo, el filtro laplaciano o el análisis de componentes independientes (ICA).

A continuación de la extracción de características es necesario clasificar las señales generadas por el usuario. Existen métodos muy simples, como ecuaciones lineales o Análisis de Discriminante Lineal (LDA). Otro que ha resultado muy eficiente es el Análisis de Discriminante de Fisher (FDA), que alcanza buenos índices de exactitud en la clasificación. Un paradigma muy utilizado en la actualidad son las Redes Neuronales Artificiales (RNA). La ventaja principal es que las RNA alcanzan una buena exactitud en la clasificación y que las funciones de clasificación no lineales pueden ser implementadas fácilmente, debido a la capacidad inherente de las redes neuronales de “aprender” modelos por sí mismas por medio de la iteración. Una desventaja es el costo computacional que implica el cálculo de los parámetros propios de la RNA.

Estado del arte

En los últimos 15 años se han desarrollado en diversas partes del mundo nuevos sistemas. Como ya se mencionó, los sistemas de interfaz cerebro-computadora existentes buscan proveer a sus usuarios de capacidades de comunicación básicas, como operar programas de selección de palabras en una computadora, controlar una neuroprótesis, un dispositivo de asistencia como una silla de ruedas, o bien en el ámbito de la domótica, es decir, el control automatizado del hogar.

Fuera del ámbito de la rehabilitación y la investigación científica, el área de desarrollo de sistemas ICC tiene una creciente comunidad interesada en fomentar la comprensión del cerebro. Estos sistemas están empezando a ser utilizados por artistas, músicos, bailarines u otras personas creativas que utilizan los sistemas ICC para mejorar sus niveles de atención y relajación, e incluso para lograr experiencias de meditación. En la actualidad existe un gran potencial para la investigación en psicología y estudios de comportamiento con dispositivos portátiles de EEG que pueden registrar la actividad cerebral en entornos del mundo real.

Para mayor información, en el anexo I se detalla un análisis de los sistemas ICC comerciales más relevantes existentes en el mercado.

Desafíos actuales

Aunque los sistemas ICC son muy prometedores, en particular para la rehabilitación, el control de tecnologías asistenciales, o incluso para juegos para usuarios sanos, siguen siendo apenas utilizados fuera de los laboratorios debido a su falta de fiabilidad [8].

Esto es, en primer lugar, debido al procesamiento de señales cerebrales con los algoritmos de clasificación actuales, los cuales son imperfectos y alcanzan tasas de fiabilidad bajas para el nivel de performance exigido. La necesidad de recurrir a algoritmos complejos y que requieren de una alta capacidad de procesamiento computacional, está fundamentada en la complejidad del funcionamiento cerebral, su interrelación y su sensibilidad ante estímulos extrínsecos o intrínsecos, hacen que la detección e individualización de ciertos patrones sea una tarea ardua y compleja.

El desafío actual radica en lograr la interpretación óptima del cerebro por parte del sistema, lo cual en general se mide en términos de precisión de clasificación. Para controlar un sistema ICC, el paciente debe mantener la actividad mental propuesta. Esta actividad mental debe reflejarse de manera fiable en las señales EEG medidas en el cuero cabelludo. Pero resulta difícil para la mayoría de las personas lograr que la actividad mental dé lugar a señales cerebrales sostenidas, estables y controlables. Entre el 15% y el 30% de los usuarios no pueden controlar un sistema ICC en absoluto (el llamado "analfabetismo ICC" o "deficiencia ICC"), mientras que la mayoría del 80% restante tiene desempeños relativamente modestos. El control de un sistema ICC requiere la adquisición de habilidades específicas, y en particular la capacidad de generar patrones de actividad cerebral estable y distinta mientras se realizan las diferentes tareas. Al igual que con cualquier habilidad, se requiere entrenamiento apropiado para adquirir el control del sistema.

Relevancia clínica de las interfaces cerebro-computadora

Las tecnologías ICC tienen muchas aplicaciones posibles, que van desde simples a complejas. Las aplicaciones simples de ICC validadas en el laboratorio tienen un uso clínico limitado, debido a que incluyen sistemas para contestar "sí" o "no" a preguntas, controlando el control básico del entorno del usuario (por ejemplo, luces y temperatura), controlando un televisor, o abriendo y cerrando una órtesis o prótesis de mano. Algunas personas que tienen una discapacidad motriz severa actualmente utilizan sistemas ICC basados en EEG para manejarse de forma autónoma en sus vidas cotidianas, ya que estos sistemas simples pueden ser configurados para el procesamiento de texto básico, el envío de correos electrónicos, el acceso a Internet, o el funcionamiento de una silla de ruedas motorizada. Estos sistemas también pueden soportar aplicaciones más complejas, tales como la operación de

Desarrollo de un servicio de accesibilidad para dispositivos móviles comandado mediante una interfaz cerebro-computadora portable

un brazo robótico o una extremidad neuroprotésica que proporciona movimiento multidimensional a una extremidad paralizada de otro modo.

A continuación, se describen brevemente las enfermedades y condiciones relevantes para la aplicación de un sistema ICC:

Esclerosis Lateral Amiotrófica (ELA)

La ELA es una enfermedad degenerativa de tipo neuromuscular, en la cual las motoneuronas disminuyen de forma gradual su funcionamiento y mueren, provocando una parálisis muscular progresiva. La ELA pertenece a un conjunto de enfermedades en las que se ve afectado el movimiento voluntario. Entre otras, se incluyen en este tipo de enfermedades, la atrofia muscular espinal y sus variantes juvenil e infantil, en la que sólo se afectan las motoneuronas espinales, la esclerosis lateral primaria (ELP) en la que se afectan exclusivamente las motoneuronas centrales (cerebrales) y la enfermedad de Kennedy (atrofia muscular progresiva espino bulbar) que es un trastorno genético que afecta a varones de mediana edad.

Para estas patologías se han utilizado diversas aplicaciones ICC en las cuales los pacientes han alcanzado un control importante de la misma y pueden seleccionar letras y escribir palabras en un monitor para comunicarse [6].

Parálisis por Lesiones de Médula Espinal (LME)

Esta condición es un daño a la médula espinal causado por lesión directa o indirecta a la misma, ocasionando parálisis total o parcial y puede que también pérdida de sensibilidad desde la altura de la lesión hacia abajo del cuerpo. Las LME son comúnmente provocadas por accidentes con vehículos motorizados. Las siguientes causas más frecuentes son las caídas y los actos de violencia. Las lesiones de médula espinal relacionadas con los deportes se producen comúnmente en niños y en adolescentes, mientras que las relacionadas con el trabajo (especialmente trabajo en la construcción) predominan en adultos.

Aproximadamente 450.000 personas de los Estados Unidos tienen lesiones traumáticas permanentes en la médula espinal, y surgen anualmente más de 10.000 nuevos casos de LME [9]. En Argentina, si bien no existen datos precisos sobre la incidencia se estima que anualmente surgen 3200 nuevos pacientes con LME [10]. Para pacientes con esta condición la potencial viabilidad de controlar una neuroprótesis implantable a través de un sistema ICC no invasivo podría ayudar a recuperar el control sobre sus cuerpos.

Accidente Cerebro Vascular (ACV)

El término Accidente o Ataque CerebroVascular (ACV), infarto cerebral, derrame cerebral o apoplejía son sinónimos del término ictus. Un ictus

implica el daño de tejido cerebral debido a la disminución de irrigación sanguínea (isquemia) o bien a la rotura de un vaso sanguíneo cerebral (hemorragia)[11].

El ictus constituye uno de los más importantes problemas de salud, ya que son la tercera causa de muerte en el mundo occidental [12], la primera causa de invalidez permanente entre las personas adultas y una de las principales causas de déficit neurológico en el adulto mayor. Asimismo, implica un elevado coste socio-sanitario, y condiciona las situaciones familiares, sociales e institucionales.

Existen estudios que proporcionan evidencia de que la rehabilitación robótica impulsada por sistemas ICC es efectiva para restaurar el control motor para el paciente con accidente cerebrovascular. Los hallazgos indican que el entrenamiento ICC combinado con un protocolo de terapia física dirigido a objetivos puede mejorar las funciones motoras de pacientes con ictus crónico a pesar de la parálisis inicial visible.

Parálisis cerebral, también llamada EMOC (Enfermedad Motriz de Origen Cerebral) o ECNE (Enfermedad Cerebral No Evolutiva)

Es un trastorno debido a problemas en el desarrollo cerebral del feto que afecta a la psicomotricidad del paciente, de forma permanente y no progresiva. Esta condición puede incluir, además de la parálisis, problemas sensitivos, cognitivos, de comunicación y percepción, e incluso trastornos del comportamiento.

La prevalencia de esta condición en países desarrollados es de aproximadamente 2 – 2,5 por cada mil nacimientos. La parálisis cerebral no tiene cura conocida; sólo se conocen terapias paliativas [13]. En estos casos también es posible la implementación de sistemas ICC como medio para la rehabilitación y la comunicación de los pacientes.

Síndrome de Enclaustramiento (SE)

El Síndrome de Enclaustramiento (SE), o pseudocoma, hace referencia a pacientes despiertos y conscientes, pero sin posibilidad de producir movimientos voluntarios de ningún tipo. Personas con lesiones en la base del cerebro, usualmente presentan este tipo de síndrome luego de días o meses en coma, del cual despiertan gradualmente, pero permanecen paralizados. En casos agudos de SE, la comunicación mediante parpadeos y la consecuente evaluación cognitiva y emocional del paciente es limitada debido a estados de vigilancia fluctuantes, movimientos oculares inconsistentes, pequeños y fatigantes.

Las causas más comunes de síndrome de enclaustramiento son vasculares o traumáticas, como lesiones tronco encefálicas, daño u obstrucción de las arterias cerebral o basilar, compresión de pedúnculos cerebrales, debido a drogas, encefalitis, y enfermedades degenerativas como esclerosis lateral amiotrófica o atrofia muscular espinal.

Desarrollo de un servicio de accesibilidad para dispositivos móviles comandado mediante una interfaz cerebro-computadora portable

Se ha demostrado que, en más de la mitad de los casos, son familiares y no los médicos quienes detectan el síndrome ante eventuales respuestas del paciente. Una vez que el paciente fue estabilizado y ha recibido una atención médica adecuada su expectativa de vida aumenta hasta varias décadas. Pacientes con SE crónicos, al contrario de lo esperado, presentan interés por mantenerse con vida, y los pedidos de eutanasia son poco frecuentes [14].

Sistema operativo Android y sus aplicaciones

A continuación, se desarrolla brevemente los principios del sistema operativo Android [15], ya que el mismo se utiliza para implementar el sistema ICC propuesto en el presente trabajo.

Android es un sistema operativo móvil desarrollado por Google, basado en el kernel de Linux y diseñado principalmente para dispositivos móviles con pantalla táctil como smartphones y tablets. La interfaz de usuario de Android se basa principalmente en la manipulación directa, utilizando gestos táctiles, como el deslizamiento, el toque y el pellizco, para manipular objetos en pantalla, junto con un teclado virtual para la introducción de texto.

Android es el sistema operativo (SO) más instalado en la actualidad, ha sido el sistema operativo más vendido en tablets desde 2013, y en teléfonos inteligentes domina el mercado sin punto de comparación.

El código fuente de Android fue lanzado por Google bajo licencia de código abierto, aunque la mayoría de los dispositivos Android, vienen con una combinación de código abierto y software propietario, incluido el software propietario necesario para acceder a los servicios de Google. Su naturaleza abierta ha alentado a una gran comunidad de desarrolladores y entusiastas a utilizar el código de código abierto como base para proyectos comunitarios, que ofrecen actualizaciones a dispositivos antiguos, añaden nuevas características para usuarios extremos o llevan Android a dispositivos originalmente con otros sistemas operativos.

Desarrollado inicialmente por Android, Inc., que Google compró en 2005, Android se dio a conocer en 2007. Durante el último año se registraron 24.093 dispositivos Android distintos y 1294 empresas que fabrican dispositivos para este sistema operativo. A partir de julio de 2013, la tienda Google Play ha publicado más de dos millones de aplicaciones para Android ("*apps*") que suman más de 140.000 millones de aplicaciones descargadas [16].

El desarrollo de aplicaciones para la plataforma Android, sin embargo, presenta numerosos desafíos debidos a la diversidad de dispositivos que lo utilizan, desde relojes, teléfonos celulares pequeños, medianos y grandes, tablets, televisores e incluso autos a comparación de otros SO, por ejemplo,

iOS, en la Figura 14 se ejemplifica esta diferencia utilizando los tamaños de pantalla disponible. Además, cada uno de estos dispositivos distintos puede estar corriendo una de las 25 versiones de Android disponibles a la fecha. En la Figura 15 se presenta el porcentaje de dispositivos activos con las variantes predominantes.

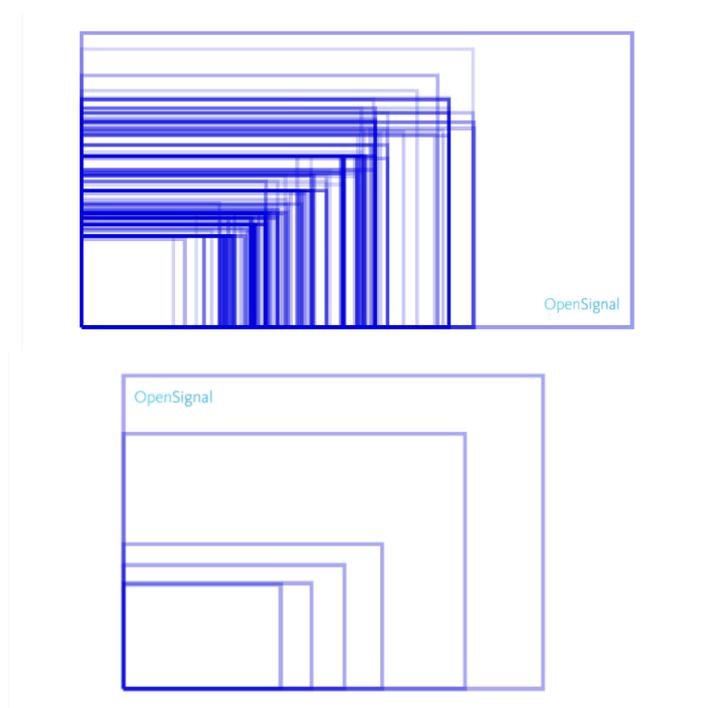


Figura 14: Comparación de tamaños de pantalla. Arriba algunos dispositivos Android. Abajo todos los dispositivos con iOS disponibles.¹⁴

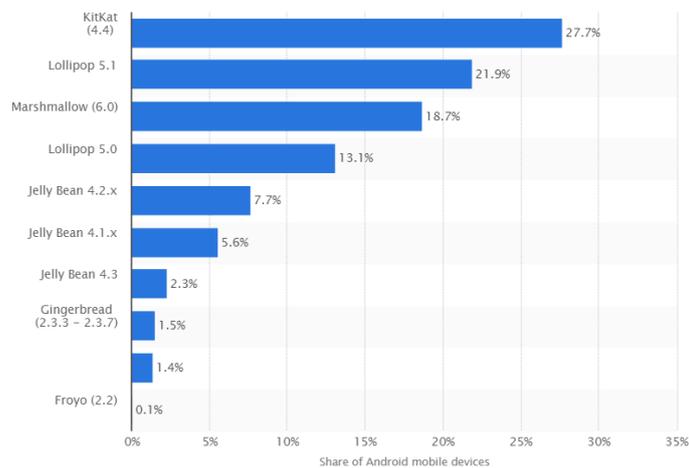


Figura 15: Distribución de versiones Android.¹⁵

¹⁴ Extraído de <https://opensignal.com/reports/2015/08/android-fragmentation/> Fecha última vista 15/02/2017

¹⁵ Extraído de <https://www.statista.com/statistics/271774/share-of-android-platforms-on-mobile-devices-with-android-os/> Fecha última vista 16/02/2017

Desarrollo de un servicio de accesibilidad para dispositivos móviles comandado mediante una interfaz cerebro-computadora portable

Servicios de accesibilidad

Un servicio es un componente de una aplicación que puede realizar operaciones de larga ejecución en segundo plano y que no proporciona una interfaz de usuario. Otro componente de la aplicación puede iniciar un servicio y continuará ejecutándose en segundo plano, aunque el usuario cambie a otra aplicación. Además, un componente puede enlazarse con un servicio para interactuar con él e incluso realizar una comunicación entre procesos. Por ejemplo, un servicio puede manejar transacciones de red, reproducir música, realizar escritura o lectura de archivos o interactuar con un proveedor de contenido, todo en segundo plano.

Un servicio de accesibilidad, también considerados “*rampas digitales*” (se llama rampa digital, a aquellos recursos tecnológicos que permiten usar el mismo software a todas las personas independientemente de si tienen o no una discapacidad.[17]) es un servicio que modifica la forma en que un usuario en etapa discapacitante, interactúa con la interfaz del sistema operativo. Según la OMS el 40% de la población mundial está en “etapa discapacitante”, a definirse como: menores de 9 años, embarazadas, adultos mayores, toda persona que carga bultos o elementos de rodamiento (coche de bebé, carro de compras, etc.), discapacidades transitorias (por ej., personas que tienen una fractura u operadas recientemente), personas que padecen enanismo, gigantismo u obesidad, extranjeros de otra habla que ven dificultada su comunicación[18].

Los servicios de accesibilidad, se diferencian de servicios comunes porque tienen mayores permisos, pueden modificar la interfaz de usuario, permiten obtener información de la pantalla, permiten emular y disparar eventos como toques, pellizcos, entre otros. El servicio de accesibilidad más conocido es TalkBack, un lector de pantalla que permite que usuarios con baja o nula visión, puedan navegar por la interfaz Android, otro servicio de accesibilidad que viene preinstalado en muchas versiones de Android es SwitchAccess, un servicio de barrido de pantalla, esto significa que SwitchAccess, pone una capa de control entre el usuario y el sistema operativo para facilitar la interacción del usuario, para lograr esto resalta y recorre uno a uno, cada cierto pe-

ríodo de tiempo, los elementos de la pantalla esperando a que el usuario presione algún botón físico del dispositivo para seleccionarlo, como se observa en la Figura 16.



Figura 16: Sistema de barrido de pantalla con botones físicos.¹⁶

¹⁶ Extraído de <http://bjadaptaciones.com/acceso-a-dispositivos-ios-apple/813-Hook.html> Fecha última visita 22/03/2017

Capítulo II: Materiales y Métodos

Materiales

Tanto el hardware como el software utilizados se describen en detalle más adelante, pero para la implementación del presente proyecto se utilizaron los siguientes materiales:

- Computadora personal con interfaz de desarrollo Android Studio
- Emulador Android (Mobile y Tablet ambos API 19, API 21, API 23)
- Dispositivos Android (Mobile API 23 y Tablet API 21)
- Dispositivo Emotiv Insight
- Software Emotiv Xavier ControlPanel
- Software Xavier Emokey
- SDK Emotiv para Android
- Documentación on-line sobre plataforma Android
- Documentación on-line sobre SDK Emotiv
- Repositorio open-source TalkBack de Google
- Repositorio BitBucket para conservar el proyecto

Dispositivo Emotiv Insight

Debido a que la propuesta del trabajo es la implementación del servicio de accesibilidad, el sistema de sensado y adquisición de señal electroencefalográfica fue seleccionado entre las opciones comerciales que se investigaron y que se detallan en el anexo N° 1. El hardware elegido para la implementación del proyecto es el dispositivo Emotiv Insight [19], el cual fue elegido por incorporar sensores secos y ser el diseño con sensores distribuidos en varias zonas de la corteza cerebral y no sólo en la zona frontal, lo cual permite detectar la combinación de los patrones cerebrales expuestos en la sección anterior, cuya detección individual requiere electrodos ubicados de forma estratégica sobre la corteza cerebral y técnicas de procesamiento de señal complejas. Se intentó así que la detección simultánea de estos patrones aumente el grado de fiabilidad del sistema. También se logra con este hardware un alto grado de portabilidad, sin incurrir en un sistema con muchos sensores que requieran sistemas complejos para la captura y amplificación de las señales, lo cual reduce la movilidad del usuario y hace difícil el transporte. Asimismo, la posibilidad de utilizarlo también con entradas electromiográficas (señales eléctricas provenientes de los músculos) hace posible estudiar el sistema con otras variables de entrada que no sean las señales corticales.

El Emotiv Insight cuenta con cinco canales de EEG ubicados en las posiciones AF3, AF4, T7, T8, Pz y dos electrodos de referencia ubicados en la apófisis

mastoides de acuerdo al sistema internacional 10-20 tal como se muestra en la Figura 17 cuenta con una tasa de transmisión de datos de 128 muestras por segundo por canal y una resolución mínima de tensión de $0.51\mu\text{V}$ bit; su respuesta de frecuencia es de 1-43Hz. Cuenta con conectividad inalámbrica Bluetooth 4.0 LE y batería interna del polímero de litio 480mAh con 4 horas de tiempo de funcionamiento mínimo.

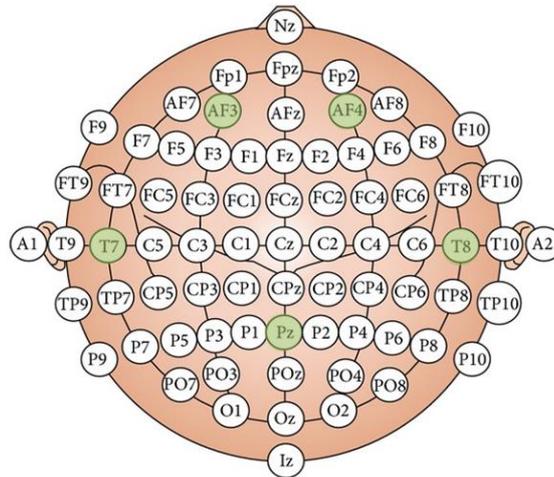


Figura 17: Sistema internacional 10-20, se resaltan en verde los electrodos utilizados por el dispositivo Emotiv Insight¹⁷

Software Emotiv Xavier ControlPanel

Es una interfaz de entrenamiento y control provista por Emotiv, permite ajustar, utilizar y grabar las distintas señales provenientes del dispositivo Emotiv Insight. En su pantalla de entrenamiento, como se ve en la Figura 18 se observa un cubo flotante el cual puede ser manipulado con el comando seleccionado en la casilla de la derecha de la pantalla. Además, se observa una barra "Overall Skill Rating" valor que da una idea del control que posee el usuario sobre una determinada acción.

¹⁷ Modificado de https://www.researchgate.net/publication/266252342_EEG-Based_Emotion_Recognition_Using_Deep_Learning_Network_with_Principal_Component_Based_Covariate_Shift_Adaptation Fecha último acceso 23/02/2017

Desarrollo de un servicio de accesibilidad para dispositivos móviles comandado mediante una interfaz cerebro-computadora portable

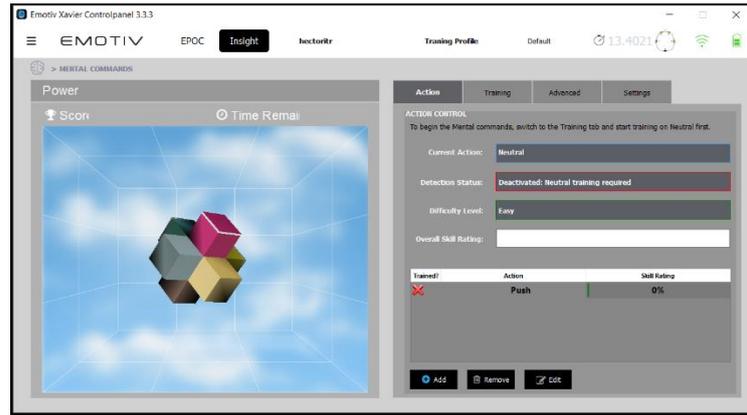


Figura 18: Pantalla de entrenamiento de la interfaz Xavier ControlPanel

Software Xavier Emokey

Es un software que hace de interfaz entre el Xavier Control Panel y el sistema operativo, permite asignar funciones, clicks o tecleos a comandos mentales previamente entrenados o gestos faciales. En la Figura 19 se observa una configuración particular donde se simula un click izquierdo del mouse cuando existe un gesto facial de sorpresa con un umbral de 0.3, los valores mostrados en la figura son particulares de un sujeto, a modo de ejemplo, este valor debe calibrarse para cada sujeto y se recomienda recalibrarse ante situaciones de cansancio, fatiga o desgano del usuario. Cabe aclarar, que el software presentado es a los fines del entrenamiento del protocolo, y no será usado en la interfaz final por el usuario.

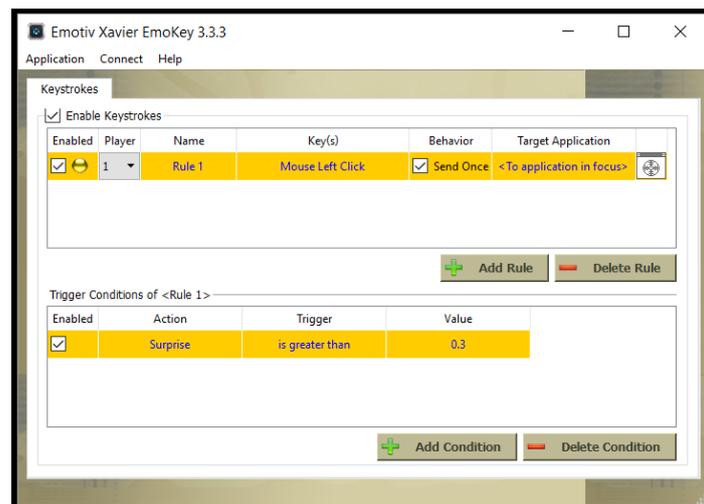


Figura 19: Software Xavier Emokey

Emotiv SDK para Android

Es una librería que se integra a la IDE Android Studio y permite utilizar la API de Emotiv para crear aplicaciones para dispositivos móviles, tiene funciones básicas como conectarse a dispositivo, conocer el estado de la batería hasta otras más complejas como entrenar un determinado patrón mental específico de cada persona.

Repositorio open-source TalkBack de Google

Lugar virtual donde está almacenado TalkBack (Figura 20), allí la comunidad de desarrolladores propone nuevas funciones y mejoras. Permite que cualquier persona tenga acceso a la última versión del código y pueda utilizarla.

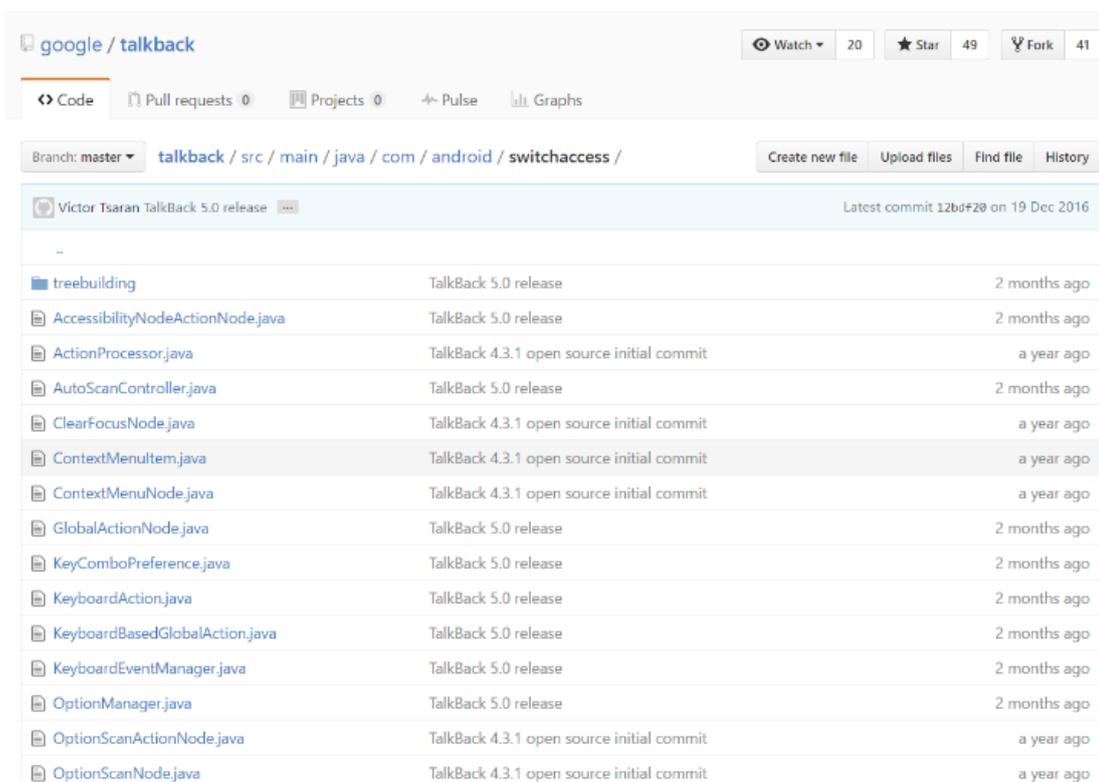


Figura 20: Repositorio TalkBack de Google

Métodos

Aplicación para dispositivos Android

Para cumplir con uno de los principales objetivos del proyecto, la portabilidad y autonomía de la ICC, a diferencia de la mayoría de los sistemas actuales donde es necesaria una PC, se desarrolló una aplicación en lenguaje Java nativo para Android, capaz de correr en un dispositivo móvil moderno, la cual se encarga de centralizar y organizar las diversas funciones que realiza el sistema propuesto. Esta aplicación, denominada BrainClick, (Figura 23),

Desarrollo de un servicio de accesibilidad para dispositivos móviles comandado mediante una interfaz cerebro-computadora portable

tiene como objetivo conectarse con el dispositivo Emotiv Insight, guiar al usuario durante su puesta en marcha y su configuración, además lanzar el servicio de accesibilidad que permite controlar la interfaz Android, en la Figura 21 puede observarse un diagrama en bloques del sistema, donde el dispositivo Emotiv Insight se conecta a BrainClick, BrainClick es luego el encargado de procesar la información proveniente y actuar en consecuencia. Una vez detectado un comando proveniente del usuario, BrainClick le ordena a SwitchAccess que ejecute una acción de “Click” sobre la interfaz de Android (Android UI), por último, esta notifica a SwitchAccess de que la orden ejecutada, y quedan a la espera de una próxima instrucción proveniente de BrainClick. BrainClick es además la encargada de entrenar al usuario sobre como colocarse el Emotiv, asegurarse que exista una buena calidad de contacto entre los electrodos y el cuero cabelludo y, por último, detectar los niveles umbrales de la señal de control del usuario para responder asertivamente a sus comandos.

Para la construcción de todo el sistema se fueron desarrollando las distintas funciones de la aplicación de forma individual y se combinaron al programa principal una vez probado su funcionamiento individual, utilizando un repositorio en línea, un repositorio es un espacio on-line donde se almacenan las diferentes versiones del desarrollo, utilizado junto a un sistema de control de versiones “Git”, permite un desarrollo no lineal del software y ofrece control sobre cada nueva característica o función desarrollada, en la Figura 22 se observa el repositorio y el desarrollo del proyecto.

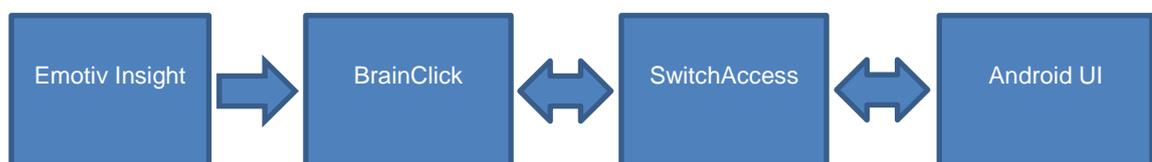
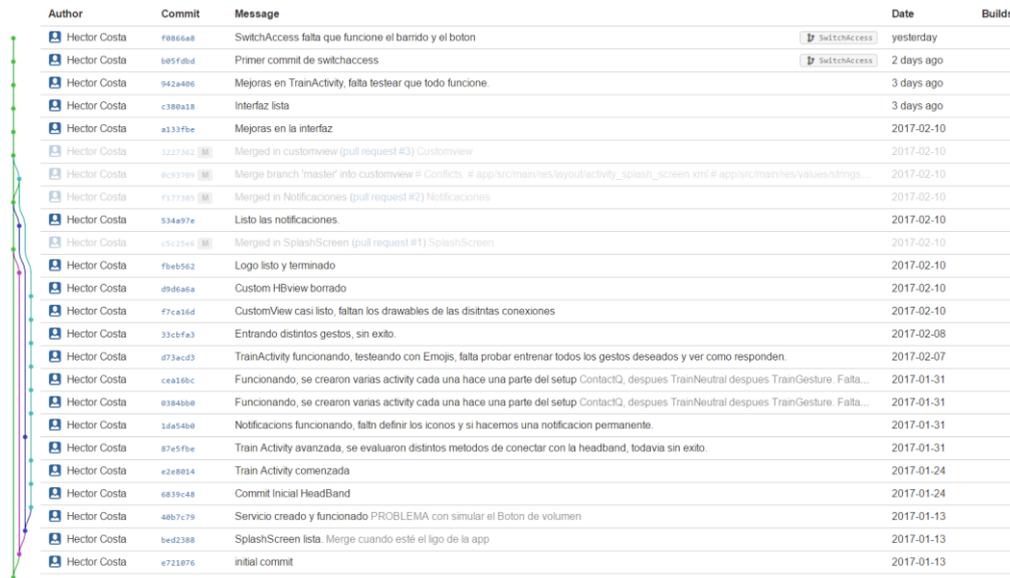


Figura 21: Diagrama en bloques de los componentes del sistema



Author	Commit	Message	Date	Builds
Hector Costa	f886e68	SwitchAccess falla que funcione el barrido y el boton	yesterday	
Hector Costa	b85f4bd	Primer commit de switchaccess	2 days ago	
Hector Costa	942a406	Mejoras en TrainActivity, falta testear que todo funcione.	3 days ago	
Hector Costa	c380a18	Interfaz lista	3 days ago	
Hector Costa	a133fb9	Mejoras en la interfaz	2017-02-10	
Hector Costa	3227362	Merged in customview (pull request #3) Customview	2017-02-10	
Hector Costa	6c33709	Merge branch "master" into customview # Conflicts: # app/src/main/res/layout/activity_splash_screen.xml # app/src/main/res/values/strings...	2017-02-10	
Hector Costa	f177385	Merged in Notificaciones (pull request #2) Notificaciones	2017-02-10	
Hector Costa	534a97e	Listo las notificaciones.	2017-02-10	
Hector Costa	c5c25e9	Merged in SplashScreen (pull request #1) SplashScreen	2017-02-10	
Hector Costa	f8eb562	Logo listo y terminado	2017-02-10	
Hector Costa	d9d64e9	Custom HBview borrado	2017-02-10	
Hector Costa	f7ca36d	CustomView casi listo, faltan los drawables de las distintas conexiones	2017-02-10	
Hector Costa	33cbfa3	Entrando distintos gestos, sin exito.	2017-02-08	
Hector Costa	d73ac03	TrainActivity funcionando, testeando con Emojis, falta probar entrenar todos los gestos deseados y ver como responden.	2017-02-07	
Hector Costa	cea16bc	Funcionando, se crearon varias activity cada una hace una parte del setup ContactIQ, despues TrainNeutral despues TrainGesture Falta...	2017-01-31	
Hector Costa	03840b0	Funcionando, se crearon varias activity cada una hace una parte del setup ContactIQ, despues TrainNeutral despues TrainGesture Falta...	2017-01-31	
Hector Costa	1da54b0	Notificacions funcionando, faltn definir los iconos y si hacemos una notificacion permanente.	2017-01-31	
Hector Costa	87e5fb9	Train Activity avanzada, se evaluaron distintos metodos de conectar con la headband, todavia sin exito.	2017-01-31	
Hector Costa	e2e0814	Train Activity comenzada	2017-01-24	
Hector Costa	6839c48	Commit Inicial HeadBand	2017-01-24	
Hector Costa	4867c79	Servicio creado y funcionado PROBLEMA con simular el Boton de volumen	2017-01-13	
Hector Costa	bcd2388	SplashScreen lista. Merge cuando esté el logo de la app	2017-01-13	
Hector Costa	e721876	initial commit	2017-01-13	

Figura 22: Repositorio GIT Bitbucket de BrainClick

A continuación, se presentan las distintas pantallas desarrolladas para la aplicación, en la Figura 23.A se observa la pantalla inicial, donde se cargan los distintos componentes de la aplicación y se intenta conectar con el Bluetooth del dispositivo Emotiv. Luego en la Figura 23.B y Figura 23.C se presentan las pantallas donde se guía al usuario sobre cómo colocarse el Emotiv y cómo lograr una buena conexión. En la Figura 23.D se observa una vista superior de una cabeza humana con cinco puntos de colores que representan cada uno de los electrodos y su calidad de conexión, el sistema habilita a continuar hacia la próxima pantalla solo cuando se logró una calidad de conexión superior al 80%. En la Figura 24 está la última pantalla de ajustes y calibración donde se selecciona el gesto facial que se utilizará y se modifica su umbral de disparo, además esta pantalla posee una figura similar a una cara que imita el gesto facial en cuestión para probar el valor de umbral hasta obtener una respuesta satisfactoria.

Desarrollo de un servicio de accesibilidad para dispositivos móviles comandado mediante una interfaz cerebro-computadora portable

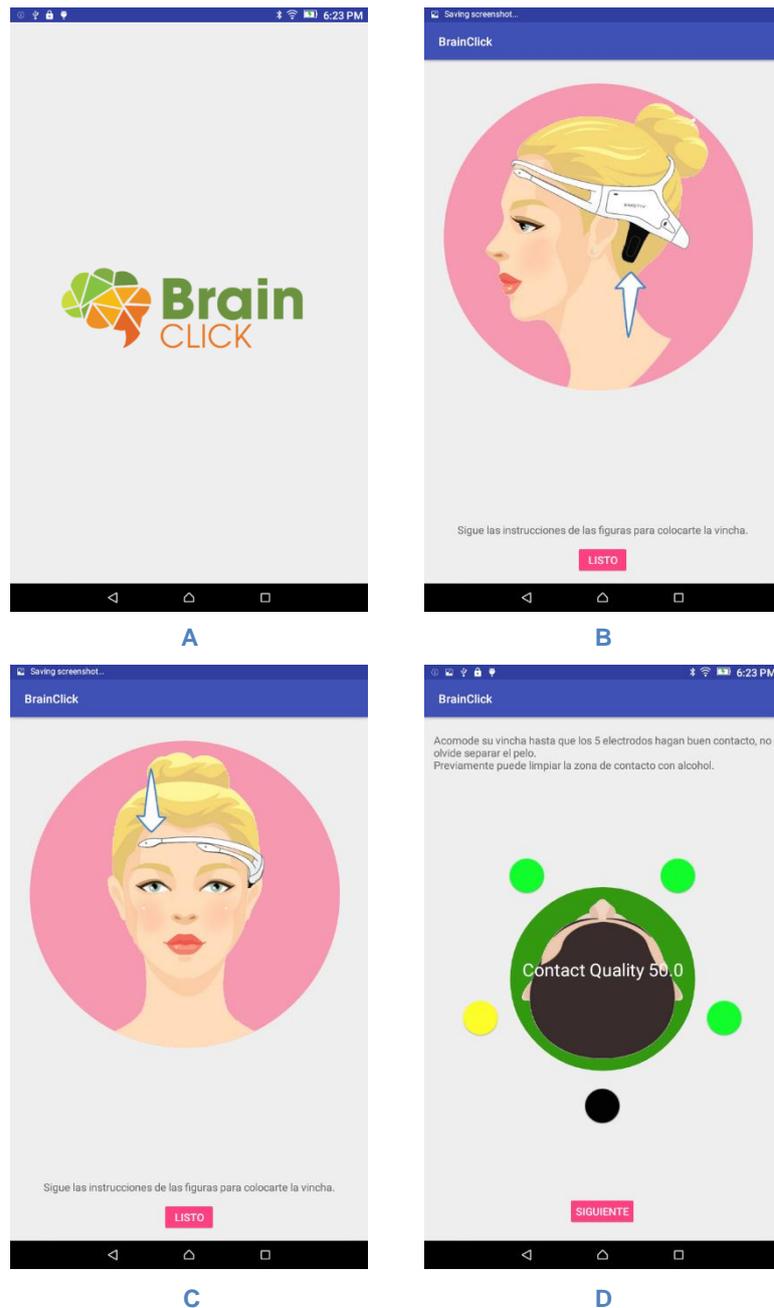


Figura 23: Interfaz gráfica de la aplicación BrainClick desarrollada, con la secuencia seguida por el tutorial para colocar de forma correcta el hardware. A: Pantalla inicial B: Ubicación de perfil C: Ubicación frontal C: Vista superior y calidad de contacto de los electrodos (Verde: Bueno, Amarillo: Regular, Rojo: Malo, Negro: Sin conexión)

Servicio de accesibilidad

El servicio de accesibilidad desarrollado es una variación del software SwitchAccess, perteneciente al paquete TalkBack de Google. Se modificó este servicio para enviar comandos al sistema operativo mediante el dispositivo Emotiv Insight, ya que SwitchAccess sólo recibe comandos mediante teclas físicas, esto impuso una dificultad inesperada al desarrollo, por lo tanto se

tuvo que imitar el funcionamiento de ciertas clases de SwitchAccess, utilizando técnicas de polimorfismo, para lograr sortear esta restricción impuesta por Android, para lograrlo se debió analizar en profundidad cada clase y sus métodos, para detectar cual era necesario imitar.

En la Figura 25 se observa la pantalla de activación del servicio de accesibilidad, esto se realizó de esta manera debido a que no es posible lanzar automáticamente el servicio por razones de seguridad de Android, por lo tanto, se debe pasar a una pantalla de confirmación del usuario para lograr el correcto funcionamiento del servicio de accesibilidad. En las Figura 26.A y Figura 26.B se observa el servicio en funcionamiento, resaltando los distintos componentes de la interfaz Android, un icono de una aplicación en el primer caso y el reloj en el segundo.

Desarrollo de un servicio de accesibilidad para dispositivos móviles comandado mediante una interfaz cerebro-computadora portable

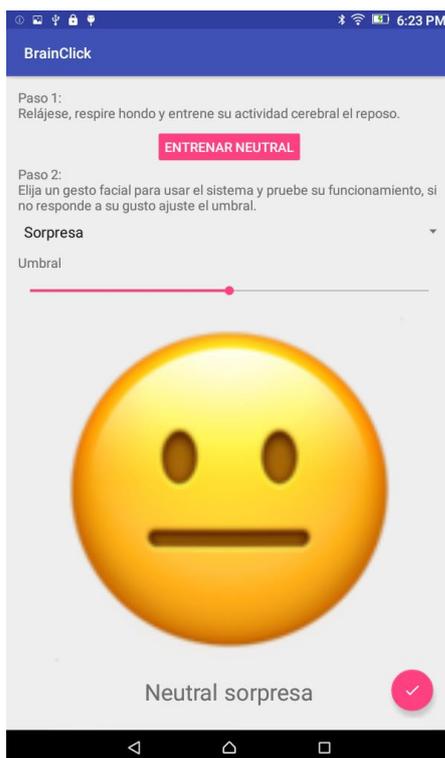


Figura 24: Interfaz de entrenamiento de la aplicación BrainClick

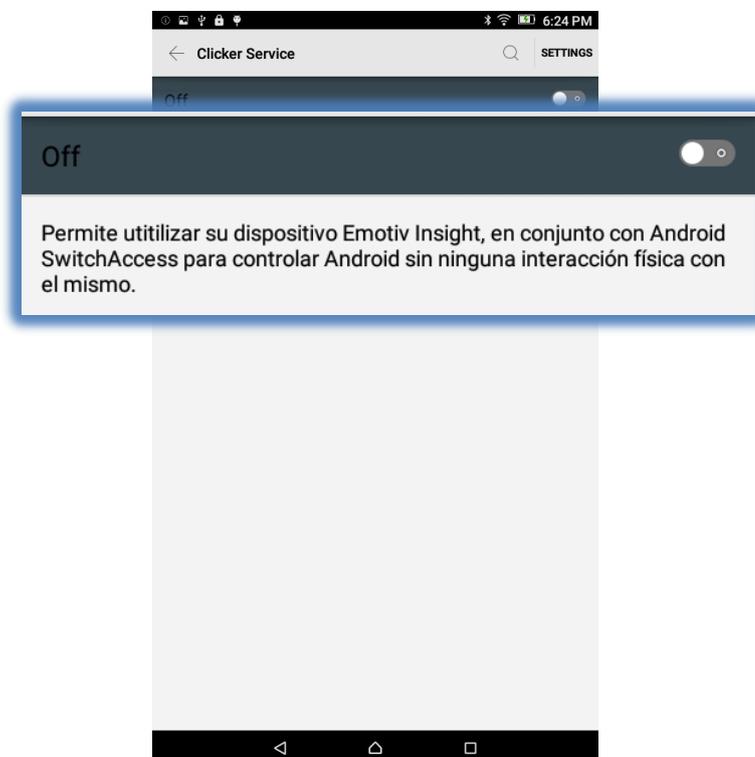


Figura 25: Interfaz del lanzador del servicio de accesibilidad

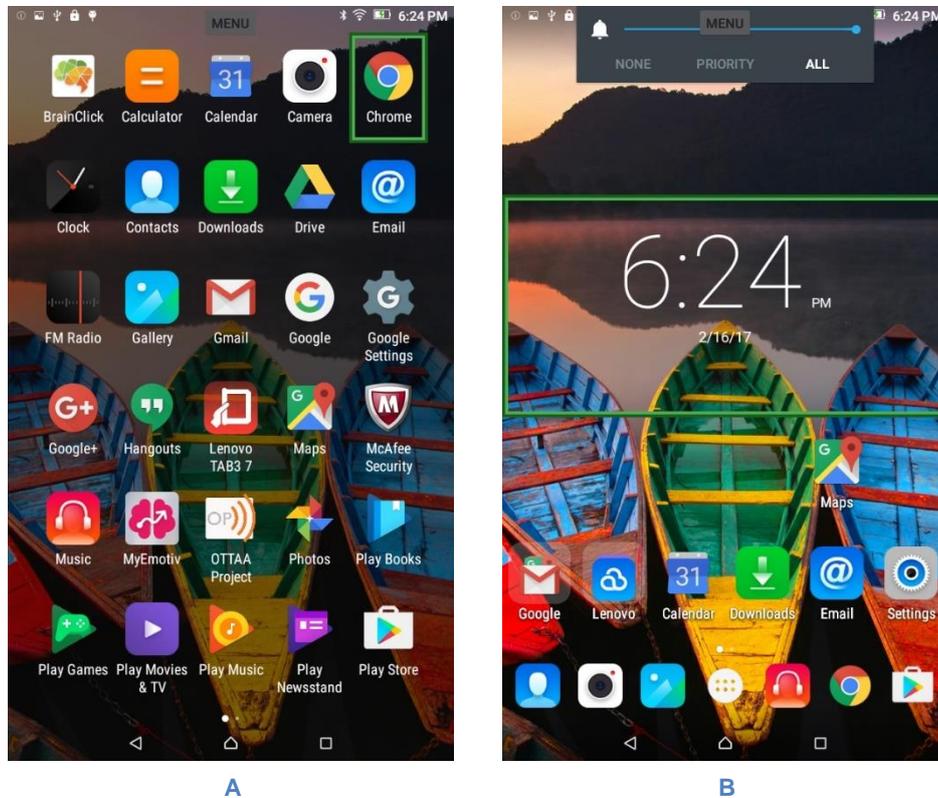


Figura 26: Ejecución de servicio de accesibilidad. A: Seleccionando una aplicación. B: Seleccionando el reloj.

Por último, se presenta un análisis de los recursos computacionales consumidos por el sistema, utilizados dos dispositivos de diferentes características:

- Tablet “Lenovo TAB3 essential” Procesador: Quad-core ARM Cortex™-A7 (1.30GHz 1MB) 1Gb RAM Pantalla 7”
- Celular Huawei P8 Procesador: Octa-core Kirin 930 2GHz, 3GB RAM Pantalla 5,2”

En las Figura 27 y Figura 28 se presenta la evolución temporal de ambos dispositivos, observándose que aun teniendo características muy dispares no se encuentran picos de consideración o saturaciones en el uso de memoria ni procesador, sin embargo, es evidente la diferencia en el tiempo necesario para realizar las mismas tareas.

Desarrollo de un servicio de accesibilidad para dispositivos móviles comandado mediante una interfaz cerebro-computadora portable

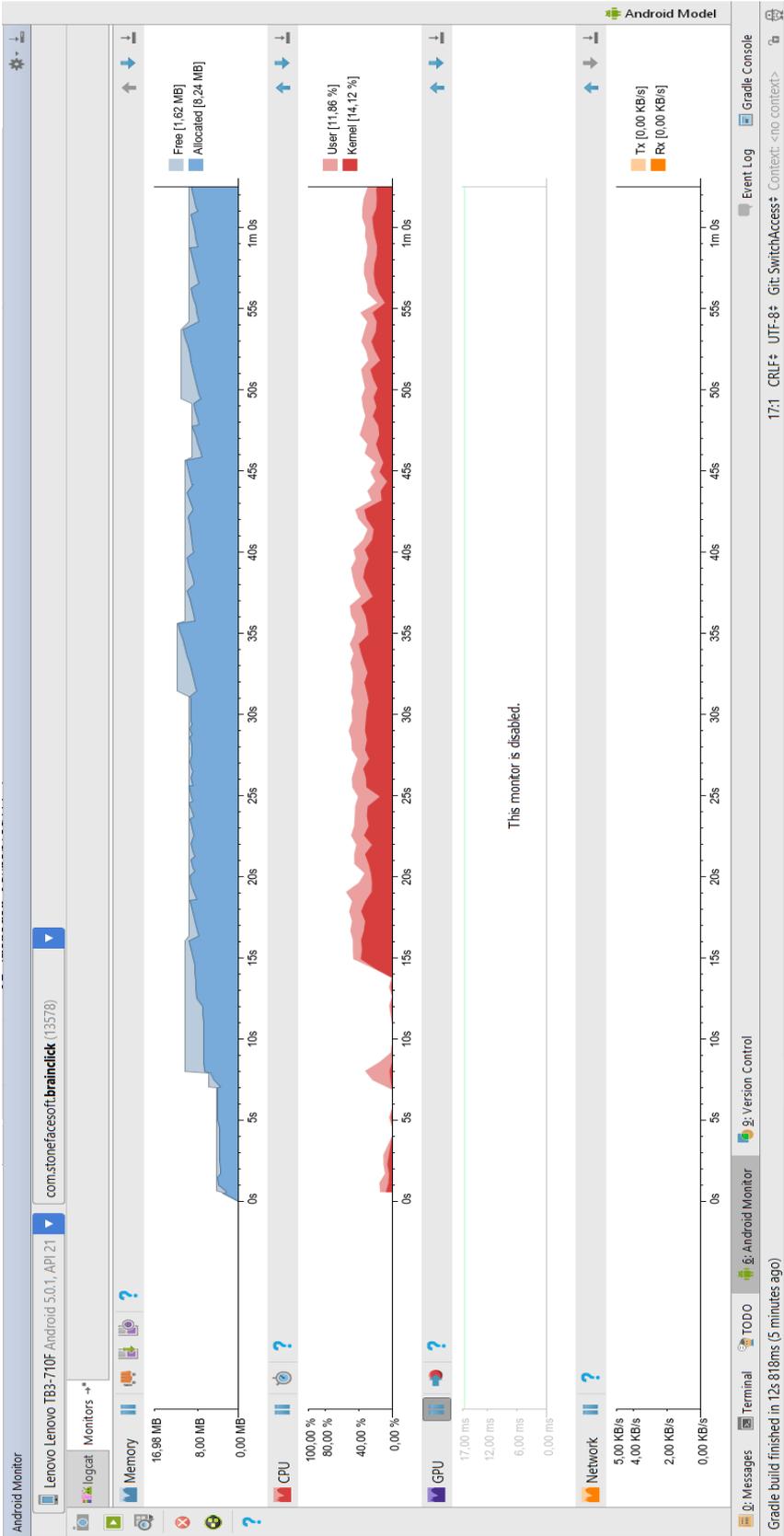


Figura 27: Consumo de recursos computacionales en función del tiempo. Tablet Lenovo.

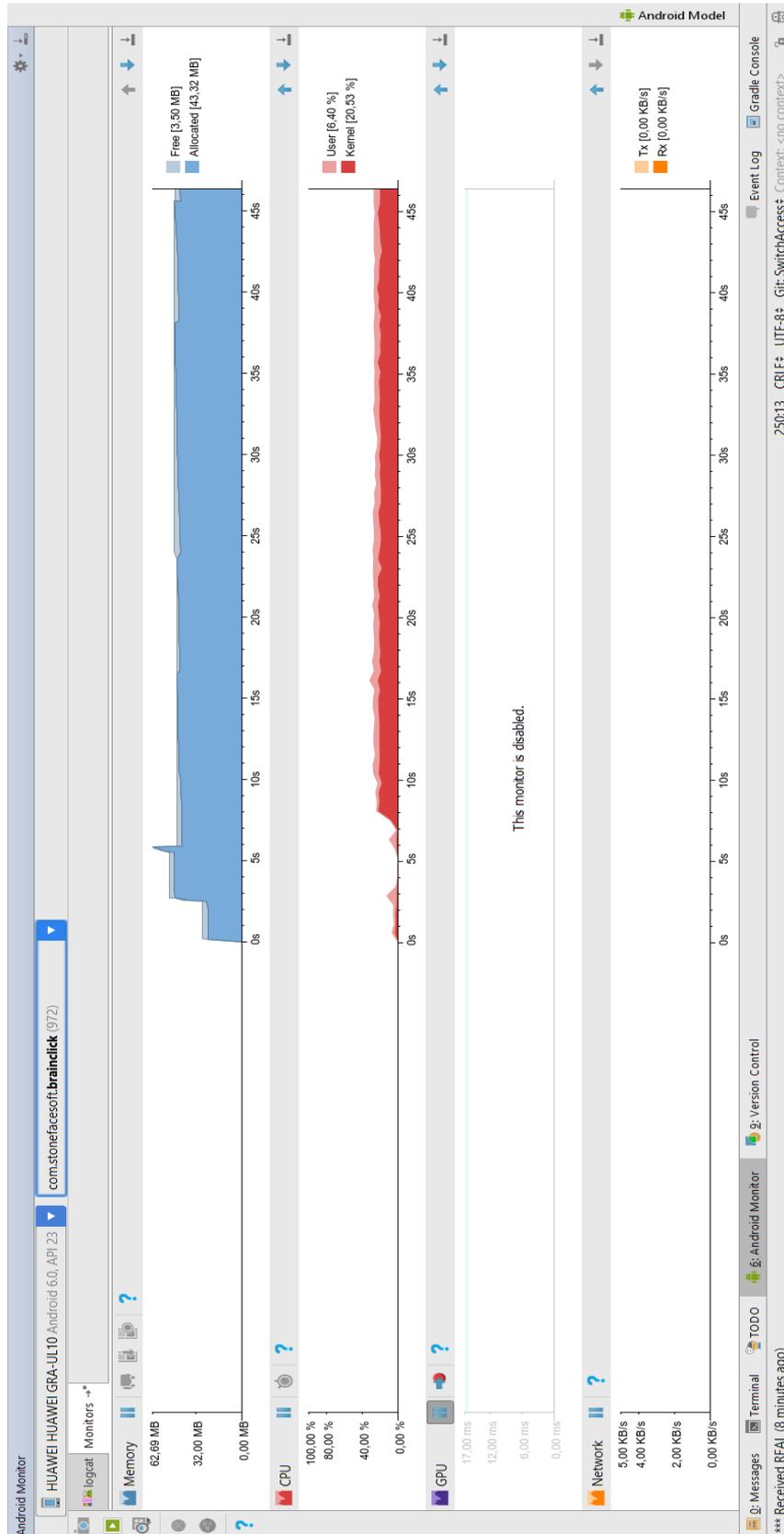


Figura 28: Consumo de recursos computacionales en función del tiempo. Celular Huawei

Registros electroencefalográficos

Los registros EEG, fueron capturados mediante el dispositivo Emotiv Insight, de electrodos poliméricos secos, con 5 canales ubicados en (AF3, AF4, T7, T8, Pz) según las posiciones del sistema 10-20 extendido, referenciados a apófisis mastoides izquierda. Estas señales fueron digitalizadas a 128 muestras/segundo/canal, con una resolución de $0.51\mu\text{V}$ y una respuesta en frecuencia entre 1-43 Hz. La transmisión se realiza mediante Bluetooth 4.0 LE.

Participantes

Durante las pruebas de usabilidad participaron 15 personas sin conocimiento previo sobre la utilización de una interfaz cerebro computadora. Un total de 7 varones y 8 mujeres, de edad mayor a 20 y menor a 40, con conocimientos sobre dispositivos Android, sin consumo de drogas ni alcohol 48hs previas al registro. Cada participante realizó 15 sesiones de entrenamiento y 5 ejecuciones por tarea mental.

Tareas mentales

Se realizaron 2 tareas mentales (tareas que requieren la realización imaginaria, es decir, sin manifestación física) durante el entrenamiento y ejecución de las pruebas.

1. *Imaginería motora*: Se le pidió al usuario imaginar estar patinando y realizando piruetas complejas, movimiento de dedos y manos. También se le pidió al usuario combinar esta imaginación motora con la visualización de un escenario habitual donde realizar el movimiento. Esto se realizó sin ningún tipo de feedback visual.
2. *Desplazamiento de un objeto*: imaginar empujar un cubo. Este método es el sugerido por la interfaz Emotiv, y es la técnica más recomendada para entrenamiento con feedback utilizado por los desarrolladores de Emotiv Insight. El mismo incorpora feedback visual mediante un cubo en la pantalla de entrenamiento, como puede verse en la Figura 18.

Protocolo de la prueba de usabilidad

Para probar la usabilidad de la interfaz se utilizó un emulador de dispositivo Android sobre una computadora personal (Figura 29), conectado al software Emotiv Xavier Control Panel, que permite conectarse, entrenar y ejecutar tareas mentales y gestos faciales, con el dispositivo Emotiv Insight. Al utilizar el software provisto por el fabricante y un emulador Android se eliminan los posibles errores de conexión o uso, del prototipo desarrollado.

Cada sesión de prueba tomó 30 minutos y se dividió en dos períodos, *entrenamiento* y *ejecución* por tarea mental. Cada sesión de entrenamiento estaba compuesta por 15 corridas, cada 5 corridas se registró el parámetro *Overall Skill Rating*, valor obtenido directamente de la interfaz Emotiv Xavier Control Panel, que estima el nivel de control que presenta el usuario sobre la tarea mental propuesta, posterior al período de entrenamiento se dejó al usuario experimentar libremente el control obtenido sobre el objeto presentado en la pantalla y se lo consultó sobre el grado de confianza percibido. La etapa de ejecución consta de 5 corridas donde el usuario debe actuar sobre el objeto presentado en pantalla y por último se le pide al sujeto que navegue la interfaz Android presentada, la navegación consta de ir hacia la pantalla principal "*Home*", luego al menú y allí abrir una aplicación determinada. La navegación se realizó utilizando comandos mentales y mediante gestos faciales, se registró el número de éxitos obtenidos en cada caso. En la Figura 30 puede observarse a uno de los usuarios realizando la prueba propuesta.

Para evaluar la experiencia del usuario con la interfaz se le dio al mismo una encuesta para ser completada al final de la prueba, donde se le pidió cuantificar ciertos aspectos relacionados con la usabilidad del sistema. Esta encuesta fue adaptada siguiendo los lineamientos de la encuesta SUS (System Usability Scale) [20]. En el anexo II se detalla un modelo de la misma.

Desarrollo de un servicio de accesibilidad para dispositivos móviles comandado mediante una interfaz cerebro-computadora portable

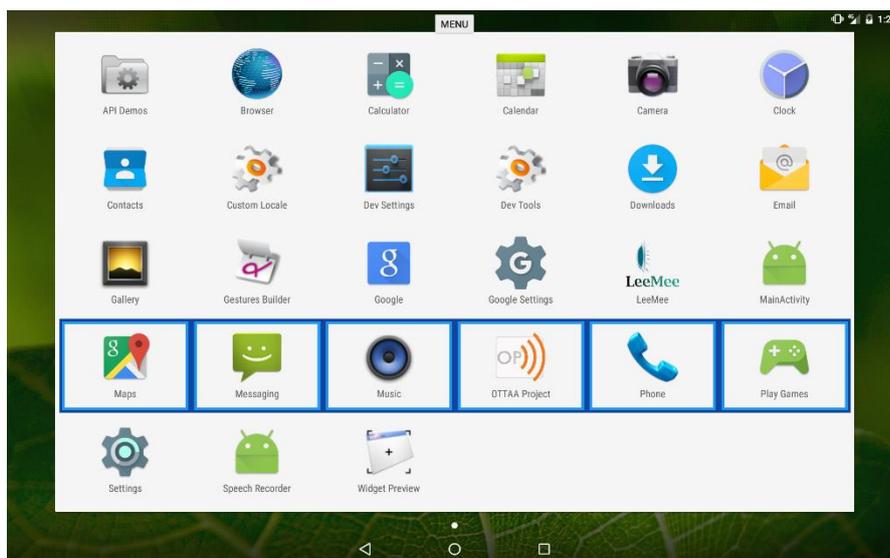


Figura 29: Ejemplo del prototipo del servicio desarrollado, en un entorno Android emulado para las pruebas con usuarios.

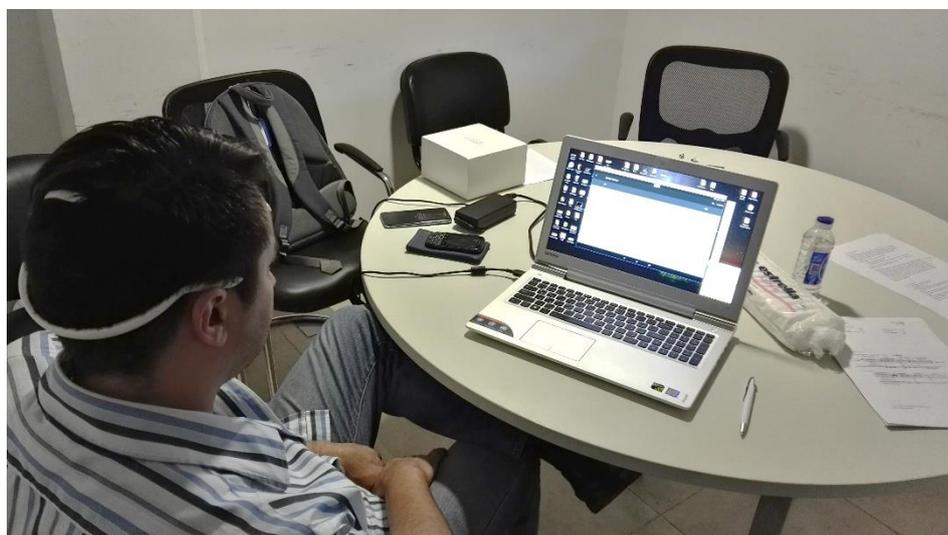


Figura 30: Ejecución de una prueba de uso del prototipo desarrollado

Capítulo III: Resultados y Discusión

Los resultados obtenidos muestran que la performance del sistema expresada en términos de desempeño general (métrica indicada por el software Xavier ControlPanel) difiere entre los usuarios, tanto la imaginaria motora como la tarea mental con feedback, como puede observarse en la Figura 31. La media alcanzada es de 70,4% para imaginaria motora y 70,8% para tarea mental con feedback visual. El desempeño en línea promedio de todas las sesiones y tareas varió entre 28-100%.

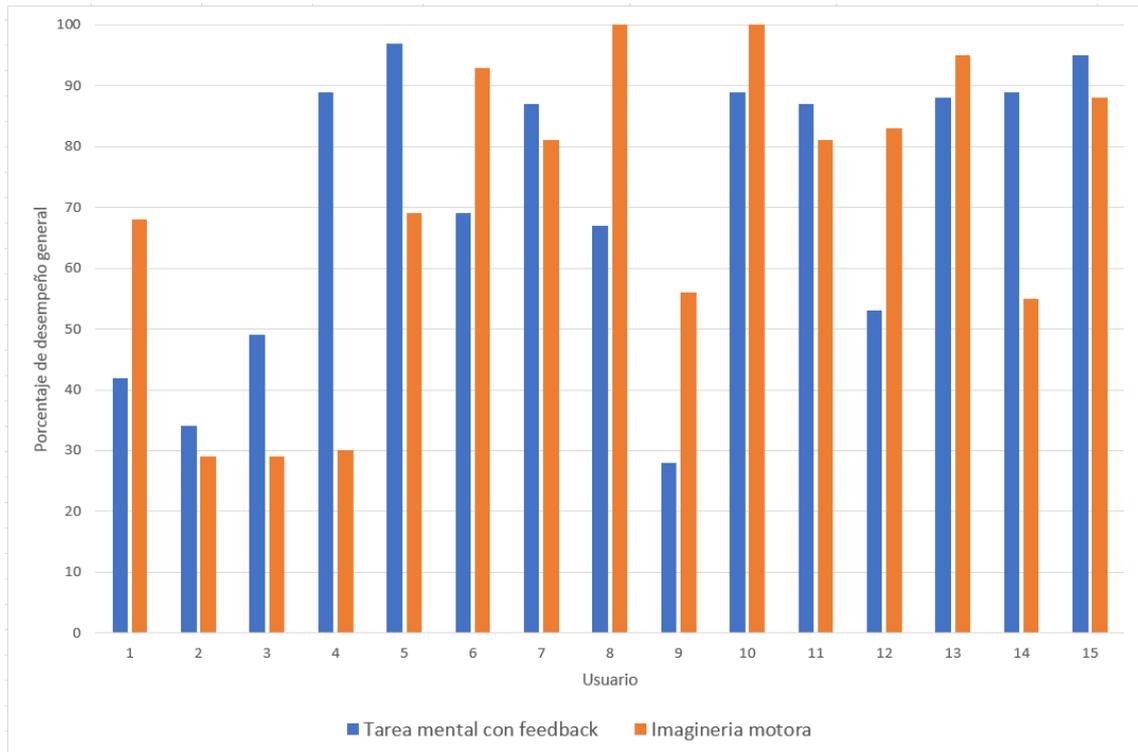


Figura 31: Desempeño general de los usuarios expresado en porcentaje

La percepción de los usuarios de su control sobre la interfaz una vez finalizado el entrenamiento fue consistente con el nivel de entrenamiento alcanzado, logrando un buen nivel de correlación entre la percepción del usuario y su calificación subjetiva de la performance. El coeficiente de correlación de

Desarrollo de un servicio de accesibilidad para dispositivos móviles comandado mediante una interfaz cerebro-computadora portable

Pearson de estas variables es una correlación positiva $r = 0,8$ (

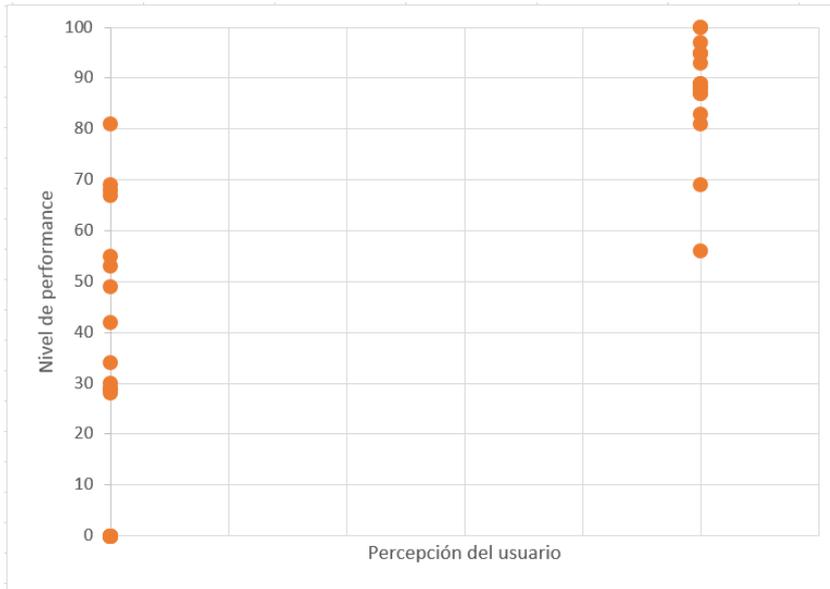


Figura 32). La percepción del control sobre el sistema en general es calificada como “buena” por los usuarios a partir del 70% de desempeño general, y como “malo” por debajo de estos valores, este umbral surge de analizar la

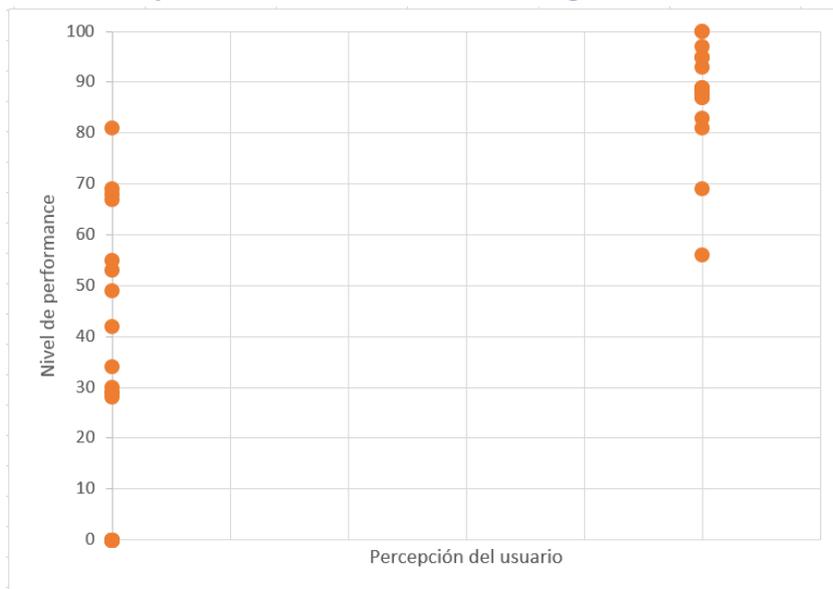


Figura 32 se puede observar a simple vista que, por debajo del mencionado umbral, cambia la percepción del usuario.

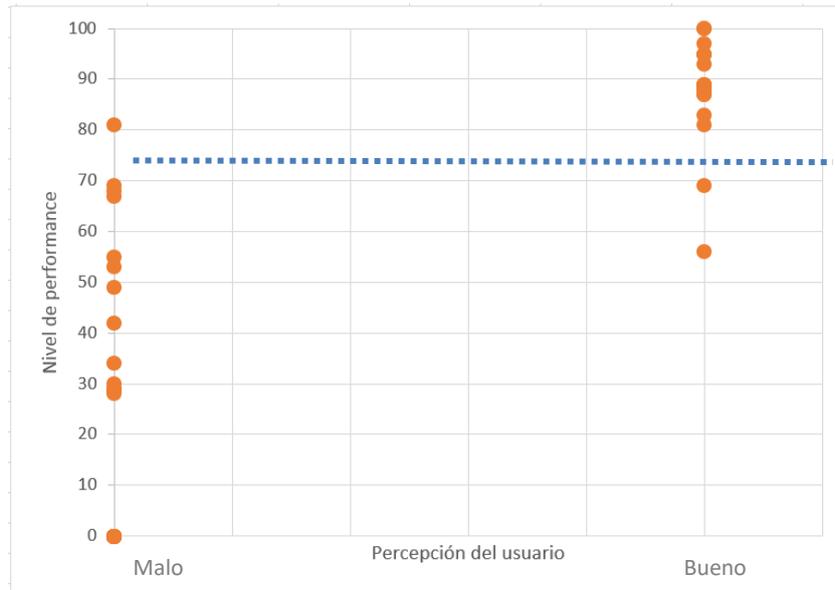


Figura 32: Relación entre el nivel de performance alcanzado por los usuarios y su percepción subjetiva del control de la interfaz, a la izquierda la calificación “Malo” y a la derecha la calificación “Bueno”.

Durante las pruebas, en la etapa de navegación de la interfaz sólo dos usuarios fueron capaces de controlar la misma con éxito utilizando como comando la imaginería motora. Esto sucedió a pesar de que algunos niveles de entrenamiento logrados eran superiores al 80%, y en algunos casos incluso del 100%.

Para cada usuario se incluyó al final de la prueba una tarea con gestos faciales, donde la señal de control ya no era una tarea mental, sino un movimiento real, se seleccionó el levantamiento de cejas (llamado por el sistema “sorpresa”) como el gesto facial para la evaluación, sin embargo, el sistema es capaz de detectar otros (“fruncir el ceño”, “apretar la mandíbula”, “sonreír” y “pestañar”), y se le pidió realizar la navegación propuesta utilizando estos gestos como comandos. Cabe destacar que, al utilizar gestos faciales, el sistema deja de ser estrictamente una interfaz cerebro computadora. Sólo uno de los usuarios no pudo lograr el control de la interfaz utilizando gestos faciales.

En resumen, la navegación pudo realizarse mediante gestos faciales, y no fue posible utilizando patrones cerebrales. Esto se detalla en la

Navegación	SI	NO
Imaginería motora	2	13
Tarea mental con feedback	2	13
Gestos faciales	14	1

Tabla 1

Desarrollo de un servicio de accesibilidad para dispositivos móviles comandado mediante una interfaz cerebro-computadora portable

Navegación	SI	NO
Imaginería motora	2	13
Tarea mental con feedback	2	13
Gestos faciales	14	1

Tabla 1: Resumen de usuarios que fueron capaces de realizar la navegación con los distintos métodos propuestos.

Para el análisis de usabilidad del protocolo de entrenamiento y el prototipo del servicio propuesto se procesaron las calificaciones de los usuarios en la encuesta completada luego de la sesión.

Esta encuesta fue normalizada según la metodología SUS, para esto se extrajeron de la encuesta las preguntas correspondientes a la encuesta SUS y se las calificó utilizando la escala SUS; la misma es una escala de estilo Likert que genera un único número, representando una medida compuesta de la usabilidad del sistema global sometido a estudio. Los puntos seleccionados tienen todos una intercorrelación de entre 0.7 y 0.9.

Para calcular la puntuación del SUS, se debe sumar primero las contribuciones de cada punto. La contribución de cada punto valdrá entre 0 y 4. Para los puntos 1, 3, 5, 7 y 9, la contribución será la posición de la escala menos 1. Para los puntos 2, 4, 6, 8 y 10, la contribución será 5 menos la posición en la escala. Se multiplica la suma de los resultados por 2.5 para obtener el valor global del SUS. El resultado estará entre 0 y 100.

El puntaje promedio del SUS es de 68. La mejor manera de interpretar la puntuación es convertirla en un rango percentil mediante normalización. En

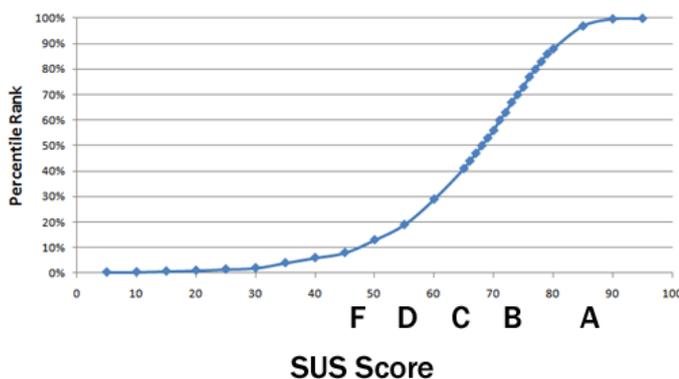


Figura 33 se muestra cómo los rangos de percentil se asocian con los puntajes del SUS. Este proceso se basa en la distribución de todas las puntuaciones. Por ejemplo, una puntuación de SUS en bruto de un 74 se convierte

en un rango percentil del 70%. Un puntaje de SUS de 74 tiene mayor usabilidad percibida que el 70% de todos los productos probados. Se puede interpretar como un grado B en la

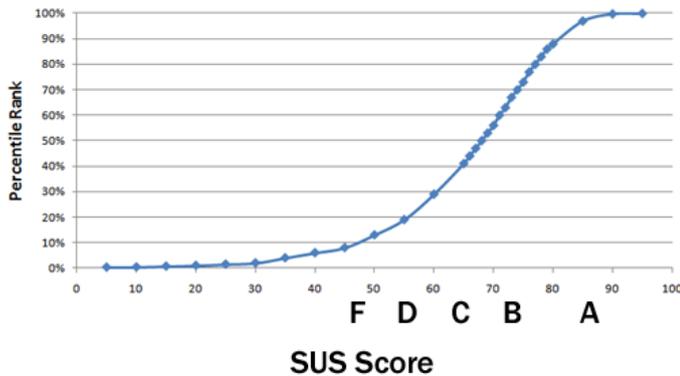


Figura 33. Asimismo, puntuaciones a partir de 80.3 se clasifican en la sección A. Este es también el punto donde los usuarios son más propensos a recomendar el producto a un amigo. Una puntuación media de 68 obtiene un C y por debajo de 51 se clasifican en F.

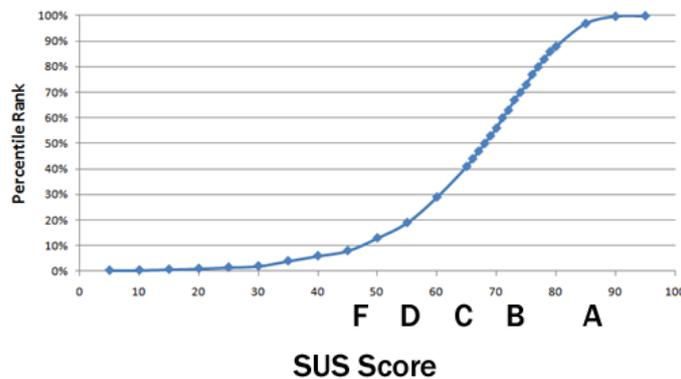


Figura 33: Ejemplo de clasificación de usabilidad en función del puntaje obtenido de SUS¹⁸

En la Tabla 2 se detalla el procesamiento de los datos de usabilidad siguiendo la metodología expuesta. De este análisis se desprende que sólo el 26% de los usuarios calificó la experiencia de uso como aceptable o promedio (un puntaje de 68 a 80 puntos), mientras que ninguno la calificó como una buena experiencia, donde el método sugiere que el usuario recomendaría por iniciativa propia y basado en su propia experiencia el sistema a otras personas.

¹⁸ Extraído de <https://measuringu.com/sus>. Fecha de última visita: 15/02/2017

Tabla 2: Detalle del análisis de datos de la encuesta SUS

	ID01	ID02	ID03	ID04	ID05	ID06	ID07	ID08	ID09	ID10	ID11	ID12	ID13	ID14	ID15	
1	Pienso que puedo usar este sistema frecuentemente en el futuro.	3	2	3	2	3	2	3	4	3	3	2	3	3	2	3
2	Encontré el sistema innecesariamente complejo	3	2	4	4	0	1	3	0	4	1	1	3	3	4	1
3	Encontré el sistema fácil de utilizar	4	1	4	3	3	2	4	4	1	3	2	3	4	3	3
4	Fue difícil para mí aprender a usar este sistema	3	1	4	0	2	3	4	0	2	1	1	1	4	0	1
5	Me gustó utilizar la interfaz de este sistema	3	3	4	4	4	4	4	4	2	1	3	4	4	4	1
6	He descubierto que hay muchas inconsistencias en este sistema	3	1	4	3	3	2	1	0	1	2	2	1	1	3	2
7	Este sistema puede ser utilizado fácilmente por cualquier persona	4	1	3	3	4	1	3	4	1	3	3	3	3	3	3
8	Este sistema me pareció: (Frustrante/Placentero)	2	3	2	2	2	2	2	0	3	2	2	2	2	2	2
9	Me siento cómodo utilizando este sistema	3	3	3	3	4	2	2	4	2	3	4	3	2	3	3
10	Creo que he aprendido rápidamente a utilizar este sistema	0	2	1	2	2	1	2	0	2	1	3	0	2	2	1
	Total SUS	70	47,5	80	65	67,5	50	70	50	52,5	50	57,5	57,5	70	65	50
	ESCALA SUS	C	F	B	D	D	F	C	F	D	F	D	D	C	D	F
	A	0	0,00%													
	B	1	6,67%													
	C	3	20,00%													
	D	6	40,00%													
	F	5	33,33%													

Conclusiones

Durante el desarrollo del presente trabajo y del análisis de los resultados expuestos en la sección anterior se pudieron observar tres aspectos de la interfaz cerebro-computadora propuesta que determinaron su desempeño.

En primer lugar, se observó que la sesión única de entrenamiento de los usuarios fue insuficiente para lograr un control aceptable de la interfaz utilizando tareas mentales. Para que los algoritmos de clasificación sean eficaces (es decir, para que sean capaces de reconocer las tareas mentales extrayendo características específicas de la señal cerebral), el usuario debe ser capaz de generar una señal cerebral estable cada vez que realiza la misma tarea, y distintas señales cerebrales cuando las tareas son diferentes. Estos dos elementos son habilidades no triviales y requieren un proceso de entrenamiento específico y adaptado a cada usuario. Esto se vio reflejado en el protocolo propuesto, donde se buscó el entrenamiento estandarizado y en el menor tiempo posible.

Parece ser necesario indicar explícitamente el objetivo del entrenamiento para cada usuario, en particular el hecho de que el usuario debe aprender a generar una señal estable y determinada al realizar las diferentes tareas para poder controlar el sistema a largo plazo. Además, parece importante permitir a los usuarios experimentar de forma independiente en lugar de imponer una estrategia particular para realizar las tareas.

Al analizar la usabilidad del protocolo de entrenamiento propuesto resulta evidente que el proceso de entrenamiento resulta frustrante para los usuarios, por lo que sería ideal el rediseño del mismo para lograr que la experiencia del usuario sea interactiva y estimulante, logrando un aprendizaje rápido y ameno.

Otro factor a destacar es la importancia del rol de quien guía el proceso de entrenamiento. Se observó que con el correr de las pruebas la experiencia del entrenador para guiar al usuario fue mejorando al mismo tiempo que el desempeño de los usuarios, esto se notó no sólo con la actitud y confianza del mismo, sino también con el detalle y precisión de la tarea requerida.

Con respecto a los sensores, se observó en primera instancia, que la disposición espacial de los mismos puede no ser la más adecuada para esta aplicación, ya que estos no se encontraban ubicados en las zonas óptimas para detectar variaciones significativas relacionadas a las tareas mentales que involucran un patrón motor. Por otro lado, es posible que uno de los factores que no permitieron una correcta discriminación de las distintas tareas mentales propuesta fue una baja resolución espacial dada por la cantidad de electrodos incorporados en el dispositivo.

Desarrollo de un servicio de accesibilidad para dispositivos móviles comandado mediante una interfaz cerebro-computadora portable

En los casos en los que se logró un control satisfactorio de la interfaz propuesta mediante tareas mentales, se pudo observar que la velocidad de interacción entre la interfaz y el usuario no es adecuada, es necesario un tiempo demasiado prolongado para que el sistema interprete la intención del usuario, lo que hace al tiempo de respuesta inaceptable.

Para finalizar, es importante destacar los resultados positivos obtenidos utilizando gestos faciales, donde se logró un control adecuado de la interfaz propuesta, en un tiempo aceptable por más del 90% de los sujetos evaluados, si bien, al utilizar gestos faciales ya no se habla estrictamente de ICC, se logró un sistema estable y robusto que permitiría la utilización del sistema por parte de personas con motricidad reducida.

Por último, se destaca la integración antes mencionada entre el dispositivo Emotiv y cualquier dispositivo Android que ejecute BrainClick. Este desarrollo es un aporte novedoso, sienta las bases y allana el camino para trabajos futuros utilizando dispositivos Emotiv o bien para la utilización del servicio SwitchAccess.

Trabajos futuros

Para el presente trabajo se alcanzaron los objetivos planificados, particularmente lograr la implementación de la aplicación y del servicio de accesibilidad, así como también la evaluación del protocolo de entrenamiento. Como desafío y trabajo a seguir resta lograr un protocolo de entrenamiento adecuado, profundizando en los aspectos psicológicos de los usuarios para lograr un aprendizaje óptimo. Una vez logrado esto, se debe realizar una prueba de usabilidad de la aplicación ya implementada en el dispositivo móvil y una exhaustiva tarea de depuración.

Bibliografía y Referencias

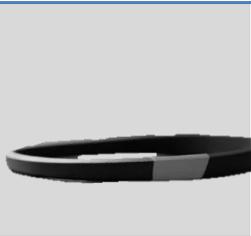
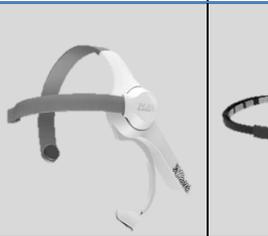
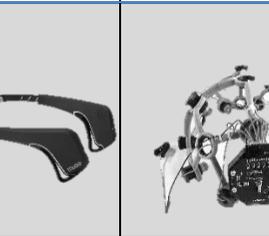
- [1] E. Ferreira Lage, "La técnica de electroencefalografía en la evaluación de la actividad cortical motora .," *Inst. Neurociencias Castilla y León*, 2009.
- [2] Yu Mike Chi et al, "Dry and noncontact EEG Sensor for mobile brain-computer interfaces," *IEEE Trans. neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 20, no. 2, 2012.
- [3] A. N. Bermúdez Cicchino, "Técnicas de procesamiento de EEG para detección de eventos," *Univ. Nac. la plata, Fac. Ing.*, 2012.
- [4] N. B. and A. R.-M. Ozge Yilmaz, "Movement related slow cortical potentials in severely paralyzed chronic stroke patients," *Front. Hum. Neurosci*, 2015.
- [5] A. Guillazo Blanch, Gemma; Redolar Ripoll, Diego Antonio; Torras García, Meritxell; Vale Martínez, "Control central del movimiento: la corteza cerebral," *Fundam. neurociencia. UOC*, p. 164.
- [6] S. Machado *et al.*, "EEG-based Brain-Computer Interfaces: An Overview of Basic Concepts and Clinical Applications in Neurorehabilitation," vol. 21, no. 6, pp. 451–468, 2010.
- [7] J. Gutiérrez-martínez, J. Cantillo-negrete, R. I. Cariño-escobar, and D. Elías-viñas, "una herramienta para apoyar la rehabilitación de pacientes con discapacidad motora."
- [8] C. Jeunet *et al.*, "Why Standard Brain-Computer Interface (BCI) Training Protocols Should be Changed : An Experimental Study To cite this version : Why Standard Brain-Computer Interface (BCI) Training Protocols Should be Changed : An Experimental Study .," 2016.
- [9] B. TN, "Spinal cord injury.," *Braddom's Phys. Med. Rehabil.*, vol. 126, p. 49, 2016.
- [10] "<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs384/es>," p. 505111, 2017.
- [11] D. J. M. Ramírez Moreno, "Conceptos básicos en las enfermedades cerebrovasculares," *Neurodidacta-Hospital Univ. Infanta Cris.*, 2011.
- [12] "<http://www.gob.gba.gov.ar/legislacion/legislacion/f-14818.html>."
- [13] A. Hoon, "Special Needs: Realizing Potential.," *Neuroimaging Adv. Cereb. Palsy. Pediatr. News*, vol. October, p. 46, 2007.
- [14] "http://www.orpha.net/consor/cgi-bin/OC_Exp.php?Lng=GB&Expert=2406."
- [15] "<https://www.android.com/>."

Desarrollo de un servicio de accesibilidad para dispositivos móviles comandado mediante una interfaz cerebro-computadora portable

- [16] "<https://www.statista.com/statistics/263794/number-of-downloads-from-the-apple-app-store/>."
- [17] J. M. Pereyra, "Tecnología, educación y accesibilidad: nociones didácticas, pedagógicas y técnicas sobre nuevos espacios de aprendizaje," *14° Simp. Argentino Informática y Derecho*, pp. 34–43, 2014.
- [18] U. Cátedra Ingeniería en Rehabilitación, FCEFYN, "Bases y Conceptos de la Ingeniería en Rehabilitación," 2010.
- [19] "<https://www.emotiv.com/insight/>."
- [20] "<https://www.usability.gov/how-to-and-tools/methods/system-usability-scale.html>."
- [21] C. Jeunet, C. J. Understanding, and I. M. B. B. Inter-, "Understanding & Improving Mental-Imagery Based towards A New Generation Of Reliable , Efficient & Accessible Brain- Computer Interfaces," 2016.

Anexos

Anexo N.º 1: Comparación de interfaces cerebro-computadora comerciales

	Melon	Neurosky Mind-Set/Mindwave	Emotiv EPOC	Emotiv Insight	xWaves Headset	Muse	OpenBCI
Hardware							
Descripción	Melón, ayuda a los usuarios entender su enfoque mental mediante la recopilación de datos de ondas cerebrales a través de una vincha en la cabeza con un sensor y una aplicación móvil	Mindwave mide de forma segura los espectros de potencia de las ondas cerebrales (alfa, beta, etc), además del pestañeo, la atención y la relajación del usuario.	EPOC posee 14 ubicados en: AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4. Emotiv provee de una suite de entrenamiento para diversas tareas mentales y reconoce varios gestos faciales.	Insight posee 5 canales ubicados en: AF3, AF4, T7, T8, Pz. Emotiv provee de una suite de entrenamiento para diversas tareas mentales y reconoce varios gestos faciales.	xWaves Headset es una versión económica del Neurosky Mindwave con las mismas prestaciones.	Muse se presenta como un asistente de meditación, permite registrar distintas sesiones de meditación y compararlas para marcar un progreso.	Es un proyecto open-hardware en el cual se dispone de total libertad, pero se debe desarrollar todos los algoritmos necesarios para obtener cualquier registro.
Cantidad de electrodos	4	1	14	5	2	5	8

	Melon	Neurosky Mind-Set/Mindwave	Emotiv EPOC	Emotiv Insight	xWaves Headset	Muse	OpenBCI
Electrodos secos	SI	SI	NO	SI	SI	SI	No incluidos
Patrón cerebral utilizado	Emociones	Atención, Meditación	Empujar, Tirar, Rotar, Levantar, Desaparecer	Empujar, Tirar, Rotar, Levantar, Desaparecer	Atención, Meditación	Emociones. Potencia absoluta y relativa	-
Expresión facial		Blink	Pestañar, Guiño, Fruncir ceño, Sorpresa, Sonrisa, Mordida, Mirar izq., Mirar dar, Risa, Sonrisa	Pestañar, Sorpresa, Mordida, Sonrisa, Fruncir ceño	Pestañar	Pestañar, Mordida	-
SDK		Si	Si	Si	No	Si	Si
Otros sensores			Giroscopio, Magnetómetro, Acelerómetro	Giroscopio, Magnetómetro, Acelerómetro		Acelerómetro	Giroscopio, Magnetómetro, Acelerómetro
Precio (en dólares)	149	199	499	358	90	299	499
Acceso a datos sin procesar		Si	Si (+300 USD)	Si (+300 USD)	No	Si	Si

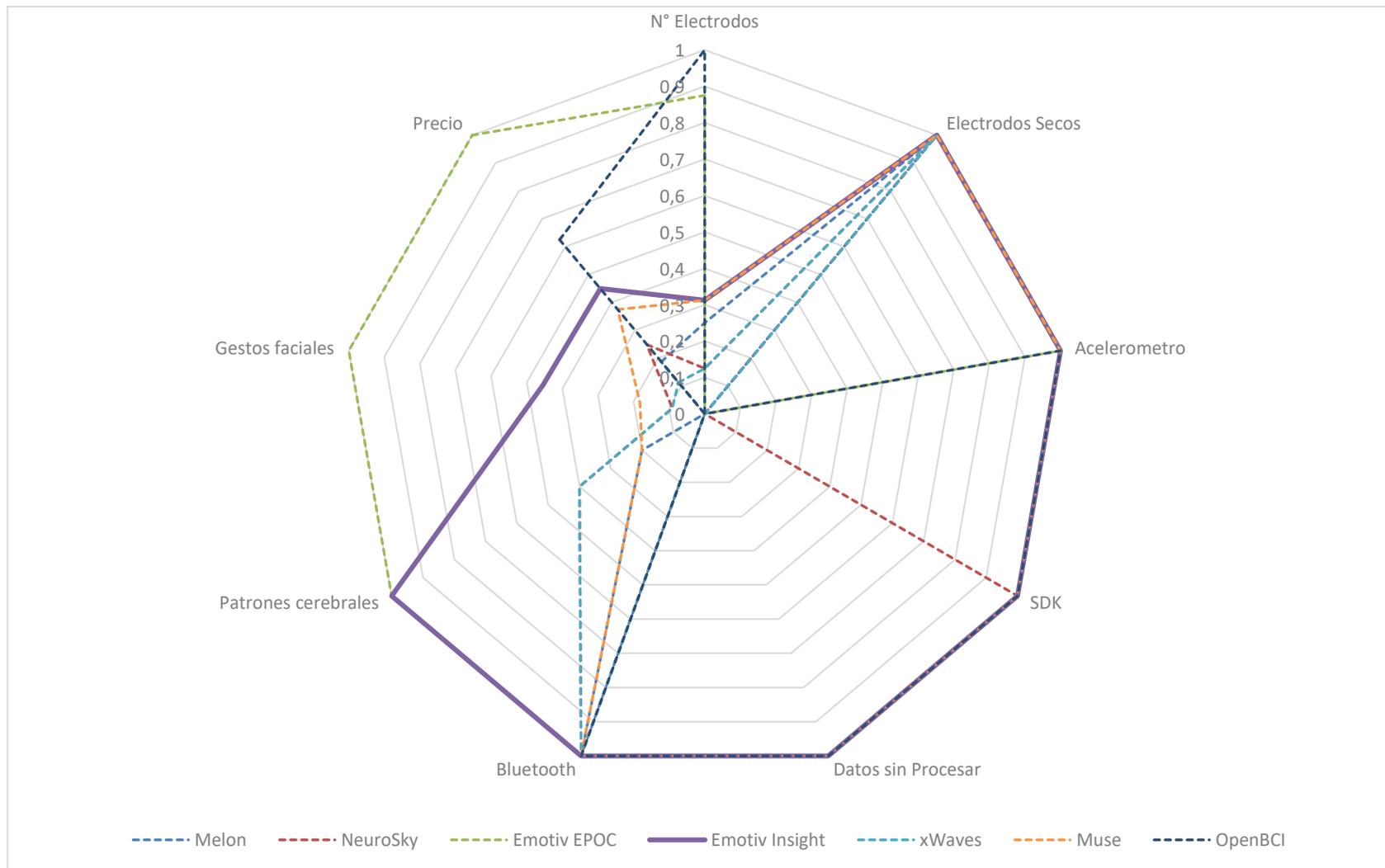


Figura 34: Comparación gráfica de los dispositivos ICC comerciales disponibles en el mercado.

Anexo N.º 2: Encuesta de usabilidad¹⁹

CUESTIONARIO DE USABILIDAD – PROYECTO BRAINCLICK

Fecha: _____

Edad: _____

Sexo: _____

Profesión: _____

Por favor, califique las siguientes afirmaciones del 1 al 5 según su experiencia:

1-Pienso que puedo usar este sistema frecuentemente en el futuro.

1	2	3	4	5
En completo desacuerdo de acuerdo				Completamente

2-En general, estoy satisfecho con este sistema

1	2	3	4	5
En completo desacuerdo de acuerdo				Completamente

3-La interfaz de este sistema es agradable

1	2	3	4	5
En completo desacuerdo de acuerdo				Completamente

4-Me gustó utilizar la interfaz de este sistema

1	2	3	4	5
En completo desacuerdo de acuerdo				Completamente

5-La interfaz del sistema es visualmente atractiva

1	2	3	4	5
En completo desacuerdo de acuerdo				Completamente

6- Este sistema me pareció:

1	2	3	4	5
Terrible				Excelente

¹⁹ Adaptada de <https://www.usability.gov/how-to-and-tools/methods/system-usability-scale.html> y de [21]

Desarrollo de un servicio de accesibilidad para dispositivos móviles comandado mediante una interfaz cerebro-computadora portable

7- Este sistema me pareció:

1	2	3	4	5
Difícil				
Fácil				

8- Este sistema me pareció:

1	2	3	4	5
Frustrante				
Placentero				

9- Este sistema me pareció:

1	2	3	4	5
Monótono				
Estimulante				

10- Este sistema me pareció:

1	2	3	4	5
Rígido				
Flexible				

11-Encontré el sistema innecesariamente complejo

1	2	3	4	5
En completo desacuerdo de acuerdo				Completamente

12-Encontré el sistema fácil de utilizar

1	2	3	4	5
En completo desacuerdo de acuerdo				Completamente

13-La terminología y los símbolos utilizados en el sistema son intuitivos

1	2	3	4	5
En completo desacuerdo de acuerdo				Completamente

14- Pienso que logré realizar las tareas propuestas de manera eficiente (en un tiempo razonable) utilizando este sistema

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

En completo desacuerdo de acuerdo	Completamente
--------------------------------------	---------------

15-Pienso que logré realizar las tareas propuestas de manera eficaz (buenos resultados) utilizando este sistema

1	2	3	4	5
En completo desacuerdo de acuerdo			Completamente	

16-Me imagino que la mayoría de las personas pueden aprender a utilizar este sistema rápidamente

1	2	3	4	5
En completo desacuerdo de acuerdo			Completamente	

17 -Las instrucciones del sistema me permitieron aprender a usarlo fácilmente

1	2	3	4	5
En completo desacuerdo de acuerdo			Completamente	

18- Fue difícil para mí aprender a usar este sistema

1	2	3	4	5
En completo desacuerdo de acuerdo			Completamente	

19-Hacer las tareas de imaginación mental requeridas fue simple

1	2	3	4	5
En completo desacuerdo de acuerdo			Completamente	

20-El feedback recibido durante el entrenamiento fue útil: me permitió realizar correctamente las tareas

1	2	3	4	5
En completo desacuerdo de acuerdo			Completamente	

21-Creo que he aprendido rápidamente a utilizar este sistema

1	2	3	4	5
En completo desacuerdo de acuerdo			Completamente	

Desarrollo de un servicio de accesibilidad para dispositivos móviles comandado mediante una interfaz cerebro-computadora portable

22-La información proporcionada por el sistema es clara

1	2	3	4	5
En completo desacuerdo de acuerdo				Completamente

23-He descubierto que hay muchas inconsistencias en este sistema

1	2	3	4	5
En completo desacuerdo de acuerdo				Completamente

24-Me sentí con mucha confianza cuando utilicé este sistema

1	2	3	4	5
En completo desacuerdo de acuerdo				Completamente

25-Este sistema puede ser utilizado fácilmente por cualquier persona

1	2	3	4	5
En completo desacuerdo de acuerdo				Completamente

26-Me siento cómodo utilizando este sistema

1	2	3	4	5
En completo desacuerdo de acuerdo				Completamente