

	GESTIÓN SERVICIOS BIBLIOTECARIOS						  
	CARTA DE AUTORIZACIÓN						
CÓDIGO	AP-BIB-FO-06	VERSIÓN	1	VIGENCIA	2014	PÁGINA	1 de 2

Neiva, 7 Abril, 2016

Señores

CENTRO DE INFORMACIÓN Y DOCUMENTACIÓN

UNIVERSIDAD SURCOLOMBIANA

Ciudad

El (Los) suscrito(s):

_____ Cristian Raúl Barrera Monje _____, con C.C. No. 1075223490 _____,
 _____, con C.C. No. _____,
 _____, con C.C. No. _____,
 _____, con C.C. No. _____,

autor(es) de la tesis y/o trabajo de grado o _____

titulado CONTROL DE UN BRAZO ROBOTICO POR UN SISTEMA BCI HIBRIDO

presentado y aprobado en el año 2016 como requisito para optar al título de

_____ INGENIERO ELECTRONICO _____;

autorizo (amos) al CENTRO DE INFORMACIÓN Y DOCUMENTACIÓN de la Universidad Surcolombiana para que con fines académicos, muestre al país y el exterior la producción intelectual de la Universidad Surcolombiana, a través de la visibilidad de su contenido de la siguiente manera:

Los usuarios puedan consultar el contenido de este trabajo de grado en los sitios web que administra la Universidad, en bases de datos, repositorio digital, catálogos y en otros sitios web, redes y sistemas de información nacionales e internacionales "open access" y en las redes de información con las cuales tenga convenio la Institución.

- Permita la consulta, la reproducción y préstamo a los usuarios interesados en el contenido de este trabajo, para todos los usos que tengan finalidad académica, ya sea en formato Cd-Rom o digital desde internet, intranet, etc., y en general para cualquier formato conocido o por conocer, dentro de los términos establecidos en la Ley 23 de 1982, Ley 44 de 1993, Decisión Andina 351 de 1993, Decreto 460 de 1995 y demás normas generales sobre la materia.

- Continúo conservando los correspondientes derechos sin modificación o restricción alguna; puesto que de acuerdo con la legislación colombiana aplicable, el presente es un acuerdo jurídico que en ningún caso conlleva la enajenación del derecho de autor y sus conexos.

	GESTIÓN SERVICIOS BIBLIOTECARIOS					  	
	CARTA DE AUTORIZACIÓN						
CÓDIGO	AP-BIB-FO-06	VERSIÓN	1	VIGENCIA	2014	PÁGINA	2 de 2

De conformidad con lo establecido en el artículo 30 de la Ley 23 de 1982 y el artículo 11 de la Decisión Andina 351 de 1993, “Los derechos morales sobre el trabajo son propiedad de los autores”, los cuales son irrenunciables, imprescriptibles, inembargables e inalienables.

EL AUTOR/ESTUDIANTE:

Firma: Cristina D. Poma

EL AUTOR/ESTUDIANTE:

Firma: _____

EL AUTOR/ESTUDIANTE:

Firma: _____

EL AUTOR/ESTUDIANTE:

Firma: _____

	GESTIÓN SERVICIOS BIBLIOTECARIOS					  	
	DESCRIPCIÓN DE LA TESIS Y/O TRABAJOS DE GRADO						
CÓDIGO	AP-BIB-FO-07	VERSIÓN	1	VIGENCIA	2014	PÁGINA	1 de 4

TÍTULO COMPLETO DEL TRABAJO: CONTROL DE UN BRAZO ROBÓTICO POR UN SISTEMA BCI HÍBRIDO

AUTOR O AUTORES:

Primero y Segundo Apellido	Primero y Segundo Nombre
Barrera Monje	Cristian Raúl

DIRECTOR Y CODIRECTOR TESIS:

Primero y Segundo Apellido	Primero y Segundo Nombre
Salgado Patrón	José de Jesús

ASESOR (ES):

Primero y Segundo Apellido	Primero y Segundo Nombre

PARA OPTAR AL TÍTULO DE: INGENIERO ELECTRÓNICO

FACULTAD: INGENIERIA

PROGRAMA O POSGRADO: INGENIERÍA ELECTRÓNICA

CIUDAD: NEIVA

AÑO DE PRESENTACIÓN: 2016

NÚMERO DE PÁGINAS: 88

TIPO DE ILUSTRACIONES (Marcar con una X):

Diagramas X Fotografías ___ Grabaciones en discos ___ Ilustraciones en general X Grabados ___ Láminas ___
Litografías ___ Mapas ___ Música impresa ___ Planos ___ Retratos ___ Sin ilustraciones ___ Tablas o
Cuadros X

SOFTWARE requerido y/o especializado para la lectura del documento:

	GESTIÓN SERVICIOS BIBLIOTECARIOS				  		
	DESCRIPCIÓN DE LA TESIS Y/O TRABAJOS DE GRADO						
CÓDIGO	AP-BIB-FO-07	VERSIÓN	1	VIGENCIA	2014	PÁGINA	2 de 4

MATERIAL ANEXO:

PREMIO O DISTINCIÓN (En caso de ser LAUREADAS o Meritoria):

Meritoria

PALABRAS CLAVES EN ESPAÑOL E INGLÉS:

<u>Español</u>	<u>Inglés</u>	<u>Español</u>	<u>Inglés</u>
1. <u>BCI híbrido</u>	<u>Hybrid BCI</u>	6. <u>Dimension Fractal de Petrosian</u>	<u>Petrosian Fractal Dimension</u>
2. <u>Electroencefalografía</u>	<u>Electroencephalography</u>	7. <u>Maquinas de Soporte Vectorial</u>	<u>Support Vector Machine</u>
3. <u>Electromiografía</u>	<u>Electromyography</u>	8. <u>Raspberry Pi</u>	<u>Raspberry Pi</u>
4. <u>EPOC</u>	<u>EPOC</u>	9. _____	_____
5. <u>Densidad Espectral de Potencia</u>	<u>Power Spectral Density</u>	10. _____	_____



GESTIÓN SERVICIOS BIBLIOTECARIOS

DESCRIPCIÓN DE LA TESIS Y/O TRABAJOS DE GRADO



CÓDIGO	AP-BIB-FO-07	VERSIÓN	1	VIGENCIA	2014	PÁGINA	3 de 4
---------------	---------------------	----------------	----------	-----------------	-------------	---------------	---------------

RESUMEN DEL CONTENIDO: (Máximo 250 palabras)

Los sistemas Brain Computer Interface híbridos (Hybrid BCI) proporcionan un método integrado de diferentes fuentes de señal, tanto variedad de interpretaciones de señales neuronales a través de un electroencefalograma (EEG), como también señales musculares a partir de la electromiografía (EMG) y de posicionamiento giroscopio (movimiento de la cabeza). Muchos sistemas BCI híbridos trabajan no solo con equipos de alta calidad, tiempos de preparación alargados y poca posibilidad de transporte liviano tanto para el mismo sistema de adquisición de datos, como para el dispositivo que las procesa. Se implementó un BCI híbrido que utiliza un sistema de tipo comercial para la adquisición de las señales conocido como Emotiv EPOC, del cual en el ámbito cerebral, se utilizan los estados de relajación (Relacionado a α) y concentración (Relacionado a β), el guiño como aplicación muscular y el movimiento de la cabeza en el eje horizontal, para el caso del procesamiento, el Raspberry Pi (RPi) fue utilizado como sistema independiente. Se mantuvo en línea el hecho de utilizar a un límite bajo la aplicación de métodos de procesamientos que acapararan mucha memoria, por lo que se implementaron métodos de extracción de características acorde a la necesidad, de los cuales se utilizaron, Power Spectral Density (PSD), Hjorth Complexity y Mobility (Parámetros Hjorth), Petrosian Fractal Dimension (PFD) y la Norma de Frobenius. Se aplicó un clasificador tipo Support Vector Machine (SVM) como método predilecto de clasificación y la manipulación de brazo robótico de 5 grados de libertad como etapa final de comprobación.

ABSTRACT: (Máximo 250 palabras)

The Hybrid Brain Computer Interface (Hybrid BCI) systems provide a integrated system with different signal sources, as multiple interpretation of brain waves through a electroencephalogram (EEG), as well as muscular signals from electromyography (EMG) and gyroscopic positioning. Many hybrid BCI systems perform not only with high quality devices, longer preparation times but with lower possibility of lightweight portability not just for the acquisition device but for the processing device as well. A hybrid BCI as implemented which uses a commercial device for the signal measurement known as Emotiv EPOC, focusing on relaxation (α related) and concentration (β and γ related) as brain waves, winking as muscular application and head movement on the horizontal axis, in the processing aspect the Raspberry Pi (RPi) was used as stand alone system along with Python as programming language. It was kept in line the lower use of many processing methods which may overload the memory, for that reason it was implemented the following features extraction methods, Power Spectral Density (PSD), Hjorth Complexity and Mobility (Hjorth Parameters), Petrosian Fractal Dimension (PFD) and the Frobenius Norm. A Support Vector Machine (SVM) classifier was used as chosen method and a five degree of freedom (5 DoF) robotic arm as final stage of testing.



GESTIÓN SERVICIOS BIBLIOTECARIOS

DESCRIPCIÓN DE LA TESIS Y/O TRABAJOS DE GRADO



CÓDIGO	AP-BIB-FO-07	VERSIÓN	1	VIGENCIA	2014	PÁGINA	4 de 4
---------------	---------------------	----------------	----------	-----------------	-------------	---------------	---------------

APROBACION DE LA TESIS

Nombre Presidente Jurado:

Firma:

Nombre Jurado: Julián Molina

Firma:

Nombre Jurado: Germán Martínez

Firma:

**CONTROL DE UN BRAZO ROBÓTICO POR UN SISTEMA BCI
HÍBRIDO**

CRISTIAN BARRERA

**UNIVERSIDAD SURCOLOMBIANA
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
NEIVA
2016**

**CONTROL DE UN BRAZO ROBÓTICO POR UN SISTEMA BCI
HÍBRIDO**

CRISTIAN BARRERA

Trabajo de grado para optar al título de Ingeniero Electrónico

**Director
José de Jesús Salgado Patrón
Magister en Ingeniería Electrónica y de Computadores**

**UNIVERSIDAD SURCOLOMBIANA
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
NEIVA
2016**

Nota de aceptación:

Firma del presidente del Jurado

Firma del Jurado

Firma del Jurado

Neiva, Febrero 16 de 2016

A través de mi vida, una persona siempre ha estado ahí durante esos tiempos difíciles.
Me gustaría dedicar este proyecto de grado y todo lo que hago a mi madre, Carmen
Julia.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo no habría sido posible sin el apoyo y el estímulo de mi director de tesis, Eng. Msc. José Salgado, bajo cuya supervisión escogí este tema y comencé la tesis. A Oscar Quiroga por prestar su tiempo en la implementación de las pruebas como usuario. Con respecto a la financiación y soporte, es debida totalmente a mi madre, Carmen Julia, que su apoyo fue totalmente en mi y en el proyecto.

CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN	14
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	15
2. JUSTIFICACIÓN	16
3. OBJETIVOS	17
3.1 OBJETIVO GENERAL	17
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	17
4. INTERFAZ CEREBRO COMPUTADOR HÍBRIDA (HYBRID BCI)	18
4.1 BCI HÍBRIDO	18
4.2 SEÑALES ENTREGADAS POR EL EPOC EMOTIV	21
4.2.1 Especificaciones	21
4.2.2 Electroencefalografía (EEG)	23
4.2.3 Electromiografía (EMG)	24
4.2.4 Giroscopio	24
5. PROCESAMIENTO FUERA DE LÍNEA DE LAS SEÑALES	26
5.1 TRIAL TEST	27
5.1.1 Relajación	27
5.1.2 Concentración	29
5.1.3 Guiño y EOG	31
5.1.4 Estándar	32
5.1.5 Stand By	33
5.1.6 Giroscopio	33
5.2 PRE-PROCESAMIENTO	34
5.2.1 Segmentación	35
5.2.2 DC Offset	35
5.2.3 Filtrado	36
5.2.4 Epoching	36
5.2.5 Normalización	37
5.3 EXTRACCIÓN DE LAS CARACTERÍSTICAS	37
5.3.1 Power Spectral Density (PSD)	38
5.3.2 Parámetros Hjorth (Complexity/Mobility)	40
5.3.3 Petrosian Fractal Dimension	41
5.3.4 Frobenious Norm	42
5.4 GUARDADO DEL CLASIFICADOR	43
5.4.1 Visualización de las características de las muestras	44
5.4.2 Estandarización	46
5.4.3 Selección de los parámetros SVM	48
5.4.4 Selección del clasificador SVM y Cross Validation	51
6. PROCESAMIENTO EN EL TIEMPO REAL DE LAS SEÑALES	54
6.1 PROCESAMIENTO	54
6.2 MULTITHREADING	55
6.3 INTERFACES GRÁFICAS DEL BCI HÍBRIDO	55
6.3.1 Interfaz gráfica EPOC Data	56
6.3.2 Interfaz gráfica EPOC Visualizer	57
6.3.3 Interfaz gráfica EPOC RPi y EPOC Check	57
6.4 APLICACIÓN EN EL RASPBERRY PI (RPi)	58
6.5 BRAZO ROBÓTICO	60
7. IMPLEMENTACIÓN Y PRUEBA DEL BCI HÍBRIDO	62

7.1	IMPLEMENTACIÓN	62
7.2	PLAN DEL EXPERIMENTO	64
7.3	PRUEBA DEL EXPERIMENTO	65
8.	CONCLUSIONES	67
9.	RECOMENDACIONES	70
10.	TRABAJOS FUTUROS	71
	BIBLIOGRAFÍA	73
	ANEXOS	78

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Características del EPOC	22
Tabla 2. Aspectos de los segmentos de cada función o Trial tomado	35
Tabla 3. Tabla de características pertenecientes a PyEEG	38
Tabla 4. Características de las Funciones	39
Tabla 5. Parámetros Hjorth	40
Tabla 6. 10 fold Cross Validation expresado en porcentaje para 5 usuarios	53
Tabla 7. Resultado del experimento para el Usuario 1	66

LISTA DE FIGURAS

		Pág.
Figura 1.	Sistema completo del proyecto	18
Figura 2.	Aspectos de popularidad en EEG	18
Figura 3.	Sistema EEG EPOC Emotiv	19
Figura 4.	Electrodos a base de conducción salina del Emotiv EPOC	19
Figura 5.	Ciclo típico de un BCI	20
Figura 6.	Ciertos tipos de Sistemas BCI híbridos	20
Figura 7.	Sistema 10-20 aproximado usado por el EPOC Emotiv	22
Figura 8.	Descripción de los lóbulos Cerebrales	23
Figura 9.	Aspectos del trabajo mental	23
Figura 10.	Deteccion por parte del giroscopio del movimiento de la cabeza	25
Figura 11.	Procesamiento fuera de línea	26
Figura 12.	Procesamiento fuera de línea detallado	27
Figura 13.	Hoja de ayuda	28
Figura 14.	Ciclo de trabajo de la relajación	28
Figura 15.	Relajación (Canal O2)	29
Figura 16.	Ciclo de trabajo de la concentración	30
Figura 17.	Concentración (Canal AF3)	30
Figura 18.	Ciclo de trabajo de la Guiño y EOG	31
Figura 19.	Guiño Izquierdo (Canal AF3)	32
Figura 20.	Guiño Derecho (Canal F8).	32
Figura 21.	EOG AF3.	33
Figura 22.	EOG F8.	33
Figura 23.	Estándar (Canal AF3).	34
Figura 24.	OFFLINE (AF3).	34
Figura 25.	Ejemplo de los parámetros C y gamma	43
Figura 26.	Descripción de un Box Plot	44
Figura 27.	Parámetros de relajación.	45
Figura 28.	Parámetros de concentración.	46
Figura 29.	Parámetros de guiño derecho.	47
Figura 30.	Parámetros de guiño izquierdo.	48
Figura 31.	Plot de parámetros RBF para la relajación.	49
Figura 32.	Plot de parámetros RBF para el guiño derecho	50
Figura 33.	Plot de parámetros RBF para el guiño izquierdo	51
Figura 34.	Plot de parámetros concentración (3D).	52
Figura 35.	Procesamiento en tiempo real	54
Figura 36.	Procesamiento en tiempo real detallado	54
Figura 37.	Interfaz gráfica para la adquisición de datos	56
Figura 38.	Interfaz gráfica para la visualización en tiempo real	57
Figura 39.	Interfaz gráfica para revisar la batería y calidad de los canales	58
Figura 40.	Interfaz gráfica para la ejecución del BCI híbrido y brazo robótico	58
Figura 41.	Comparación de los sistemas de computo de bajo costo	59
Figura 42.	Brazo Robótico	60
Figura 43.	Convolución (Canal AF3 y AF4)	62
Figura 44.	Coherencia o Normalized Cross Spectral Density (Canal AF3 y AF4)	63
Figura 45.	Comparación entre estados de concentración y no concentración ni relajación (Estándar)	63
Figura 46.	Representación gráfica del experimento	64

LISTA DE ANEXOS

Anexo A: Códigos Referenciados de Python	Pág. 78
Anexo B: Formas de consentimiento de los usuarios	83

GLOSARIO

EPOC: Sistema de adquisición de datos neuronales para BCI.

Gyro: Referente a la aplicación o función extraída del giroscopio del EPOC.

OFFLINE: Relacionado a muestras tomadas durante el sistema encendido pero no ajustado en la cabeza del usuario.

Python: Lenguaje de programación de alto nivel.

Trial ó Trials: Prueba que se realiza con un tiempo específico a un usuario específico.

RESUMEN

Los sistemas Brain Computer Interface híbridos (Hybrid BCI) proporcionan un método integrado de diferentes fuentes de señal, tanto variedad de interpretaciones de señales neuronales a través de un electroencefalograma (EEG), como también señales musculares a partir de la electromiografía (EMG) y de posicionamiento giroscopio (movimiento de la cabeza). Muchos sistemas BCI híbridos trabajan no solo con equipos de alta calidad, tiempos de preparación alargados y poca posibilidad de transporte liviano tanto para el mismo sistema de adquisición de datos, como para el dispositivo que las procesa. Se implementó un BCI híbrido que utiliza un sistema de tipo comercial para la adquisición de las señales conocido como Emotiv EPOC, del cual en el ámbito cerebral, se utilizan los estados de relajación (Relacionado a α) y concentración (Relacionado a β), el guiño como aplicación muscular y el movimiento de la cabeza en el eje horizontal, para el caso del procesamiento, el Raspberry Pi (RPi) fue utilizado como sistema independiente. Se mantuvo en línea el hecho de utilizar a un límite bajo la aplicación de métodos de procesamiento que acapararan mucha memoria, por lo que se implementaron métodos de extracción de características acorde a la necesidad, de los cuales se utilizaron, Power Spectral Density (PSD), Hjorth Complexity y Mobility (Parámetros Hjorth), Petrosian Fractal Dimension (PFD) y la Norma de Frobenius. Se aplicó un clasificador tipo Support Vector Machine (SVM) como método predilecto de clasificación y la manipulación de brazo robótico de 5 grados de libertad como etapa final de comprobación.

PALABRAS CLAVE:

BCI Híbrido, Electroencefalografía, Electromiografía, EPOC, Densidad Espectral de Potencia, Dimensión Fractal de Petrosian, Maquinas de Soporte Vectorial, Raspberry Pi.

ABSTRACT

The Hybrid Brain Computer Interface (Hybrid BCI) systems provide a integrated system with different signal sources, as multiple interpretation of brain waves through a electroencephalogram (EEG), as well as muscular signals from electromyography (EMG) and gyroscopic positioning. Many hybrid BCI systems perform not only with high quality devices, longer preparation times but with lower possibility of lightweight portability not just for the acquisition device but for the processing device as well. A hybrid BCI as implemented which uses a commercial device for the signal measurement known as Emotiv EPOC, focusing on relaxation (alpha α related) and concentration (Beta β and Gamma γ related) as brain waves, winking as muscular application and head movement on the horizontal axis, in the processing aspect the Raspberry Pi (RPi) was used as stand alone system along with Python as programming language. It was kept in line the lower use of many processing methods which may overload the memory, for that reason it was implemented the following features extraction methods, Power Spectral Density (PSD), Hjorth Complexity and Mobility (Hjorth Parameters), Petrosian Fractal Dimension (PFD) and the Frobenius Norm. A Support Vector Machine (SVM) classifier was used as chosen method and a five degree of freedom (5 DoF) robotic arm as final stage of testing.

KEYWORDS:

Hybrid BCI, Electroencephalography, Electromyography, EPOC, Power Spectral Density, Petrosian Fractal Dimension, Support Vector Machine, Raspberry Pi.

INTRODUCCIÓN

Las bioseñales las cuales son impulsos eléctricos en los tejidos del cuerpo, incluyendo las ondas cerebrales, permiten cada una de las funciones fisiológicas del mismo; en otras palabras es la forma en que la naturaleza usa las teorías de las comunicaciones. Con sistemas de adquisición diversos se pueden adquirir estas señales e interpretarlas acorde a aspectos de función predispuestos por el usuario.

Un método que entrelaza los diferentes tipos de señales, tanto de electroencefalografía como de electromiografía, se conocen como Human Machine Interface(HMI), del cual Brain Computer Interface (BCI) forma parte, al incluirse en esta ondas cerebrales y mezclarse con otras señales, se da a entender como un sistema híbrido. Estos sistemas proveen una forma distinta a manipular el entorno de algún usuario que no tenga control sobre su cuerpo o alguien que simplemente desea darle otro espectro virtual, como método de entretenimiento.

Al igual que existen diversas bioseñales, también se observan diferentes métodos de procesarlas, tanto en el ámbito síncrono o asíncrono, de estímulos externos y dificultad de extracción de características. Dicho esto, es necesario proceder con un sistema que sea fácilmente reproducible y accesible al usuario, tanto que este necesite pocas sesiones para lograr completamente la funcionalidad del sistema.

También surgen problemas a la hora de costos, movilidad y adaptabilidad por parte de los dispositivos, por lo que la aplicación de sistemas como lo es el Emotiv EPOC para la adquisición de las señales y el Raspberry Pi para el procesamiento de estas, son consideradas de bajo costo, haciendo una comparación con dispositivos a nivel médico y sistemas standalone de computadores, que son de mucho mayor precio. La movilidad es imprescindible, ya que estos dispositivos son considerados portables y con baterías de larga duración, aclaran la inconveniencia mencionada, que a su vez requieren poco tiempo de preparación, haciéndolos aun mas adaptables para un usuario común.

Al construir un sistema BCI híbrido, se debe tener en cuenta una interfaz gráfica para con el usuario, no solo para la adquisición de datos sino para la ejecución final de este, desarrollando así múltiples interfaces gráficas para cubrir esta necesidad, al igual que el procesamiento de las señales y ondas, siendo características que se reflejan en una variabilidad en el tiempo y frecuencia, lineales y no lineales, se implementan métodos de extracción de estas como lo son la Densidad Espectral de Potencia o los Parámetros de Hjorth, con la habilidad de clarificarlos a través de Maquinas de Soporte Vectorial y el poco consumo de procesador y memoria que estos acarrear, haciéndolos mas factibles para el uso en sistemas como el Raspberry Pi.

Por supuesto la aplicabilidad de un sistema BCI híbrido es su finalidad, tanto como en la manipulación de una silla de ruedas o robot, un avatar virtual en un video juego, como aspectos simples en una pantalla de computador, se enfoca en el uso de un brazo robótico para tal fin, el cual con sus grados de libertad, se le afilió aspectos de control sobre el con la propuesta de movilizar piezas pequeñas y encajarlas en respectivas cajas con ranuras de la forma correspondiente a estas.

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Uno de los puntos importantes a establecer es el hecho de que para adquirir señales biológicas provenientes del cuerpo humano se debe entender que los generadores de señales son los campos electromagnéticos producidos en las mismas neuronas, tanto las que se observan en la parte muscular como las oculares, que son efecto de la interacción de estas mismas con el sistema nervioso. Estas interacciones generan potenciales eléctricos en el orden de los micro-voltios en diferentes partes del cerebro; en la actualidad se sabe que si la actividad cerebral es mayoritariamente cognitiva su posible interpretación puede darse al analizar las ondas Alpha y Beta.

Debido a que los sistemas no invasivos permiten instalaciones simples, multiusuario, de alta portabilidad y bajo coste en contraste a los sistemas invasivos, se acepta el reto de adquirir las señales a través de la piel, teniendo en cuenta que la intensidad de los campos generados en las células serán atenuados y alterados al atravesar tejidos musculares, óseos y tegumentarios; es por esta razón que las señales neuronales adquiridas serán de un orden muy pequeño en magnitud (1 μ V), comparadas con las musculares cuya magnitud es miles de veces más grande (mV). De esta manera se hace menester su amplificación para un mejor análisis y filtrado básico de ruido, de lo cual el mismo sistema EEG se encargará, observando el sistema Emotiv EPOC como dispositivo propuesto.

Sin embargo no sólo la magnitud de las señales neuronales son representativas sino que su espectro frecuencial es también de suma importancia ya que para el análisis cognitivo, por ejemplo, es necesario observar cuándo la concentración, o en su defecto la desconcentración, del usuario está ocurriendo, de modo que los componentes frecuenciales de las señales variarán en un rango de 8 a 15Hz para las ondas Alpha o de 7.5 a 12.5Hz para las ondas Mu que también están relacionadas con las ondas Alpha en cuanto a su frecuencia,¹ y otras en rangos amplios de 16 a 31Hz como las ondas Beta,². Es por esto que se hace importante el análisis profundo de las ondas cerebrales. Para la parte muscular, la magnitud desempeña un papel de mayor importancia.

Para otorgar un sistema más preciso, se debe crear un sistema BCI (Interfaz Computador Cerebro) por el cual el usuario observara lo que está pasando en el momento y ofrecerá las funciones respectivas de manipulación, no obstante se entenderá que las funciones de procesamiento y análisis serán internas en el sistema, ya sea un sistema anclado a una computadora personal (laptop) o un sistema *stand Alone* para mayor portabilidad y fácil uso (Raspberry Pi).

Con respecto al brazo robótico, éste se debe ajustar y calibrar correctamente, con un alto grado de precisión ya que al ser accionado por servo-motores, se debe tener mayor cuidado con la codificación y los rangos de grados a variar utilizados. No obstante, se tendrá en cuenta que algunas señales enviadas harán funciones determinadas en el brazo, por lo que estas funciones preprogramadas estarán directamente relacionadas a las bioseñales recibidas, las cuales a través del sistema procesador serán activadas.

¹Marshall P and Meltzoff A. "Neural Mirroring Systems: Exploring the EEG Mu Rythm in HUman Infancy". En: (2012).

²Malcolm R and Gerrard P. "Mechanism of modafinil:A review of current research". En: (2007).

2. JUSTIFICACIÓN

Las grandes aplicaciones que surgen de la adquisición de las señales biológicas crean la necesidad de establecer una integración concreta entre estas dos partes de la ciencia (Ingeniería y Biología), por lo cual se debe realizar un acoplamiento de la información vista desde ambas perspectivas y establecer su coherencia mediante tratamiento de señales y los ajustes respectivos.

La manipulación de dispositivos tecnológicos a través de señales biológicas humanas han siempre demostrado un gran avance en cuanto a la mejora del bienestar de una persona en un estado inhabilitado o en una situación de difícil acceso; ciertos aspectos representados en un brazo robótico pueden verse reflejados en usos como cirugías, prótesis, manipulación de compuestos en laboratorios y otros más.

No obstante aunque es factible el uso de las señales neuronales como métodos de manipulación en el ámbito de la parte cognitiva, también se da una retrospectiva al uso de señales musculares del rostro como a la hora de sonreír o parpadear y movimiento de la cabeza, aspectos que en sí serían útiles como forma de comandos o acciones.

Finalmente se crea un servicio más humanizado y se abren puertas para la investigación del tratamiento de dichas señales, en cuanto a que se da un grado mayor de integralidad de estas señales a la manipulación de un agente externo.

3. OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GENERAL

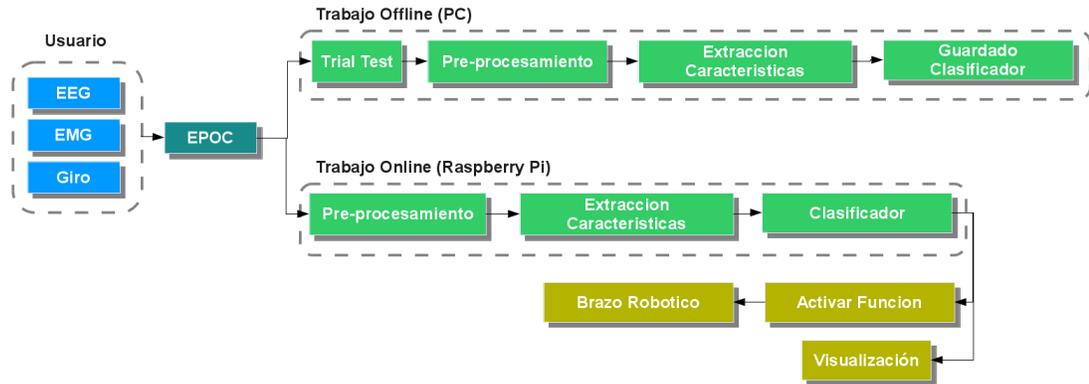
Adaptar y manipular un brazo robot interpretando bioseñales captadas por un electroencefalógrafo (EEG).

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Crear una interfaz Cerebro-Computadora (BCI) con la posibilidad de ser un sistema "stand-alone".
- Identificar los tipos de señales capturadas por el sistema EEG recibidas de forma inalámbrica.
- Clasificar las señales adquiridas en cuanto a su proveniencia muscular, ocular, cognitiva o giroscópica.
- Interpretar por medio de los distintos métodos de procesamiento y análisis de señales las posibles características que el usuario este otorgando.
- Clasificar los características recibidas como funciones o comandos específicos de manipulación.
- Implementar la comunicación por redes de Xbees para el brazo robot.
- Adaptar el brazo robot a un dispositivo controlador con funciones programadas y a la recepción de los comandos a través de la red Xbee.

4. INTERFAZ CEREBRO COMPUTADOR HÍBRIDA (HYBRID BCI)

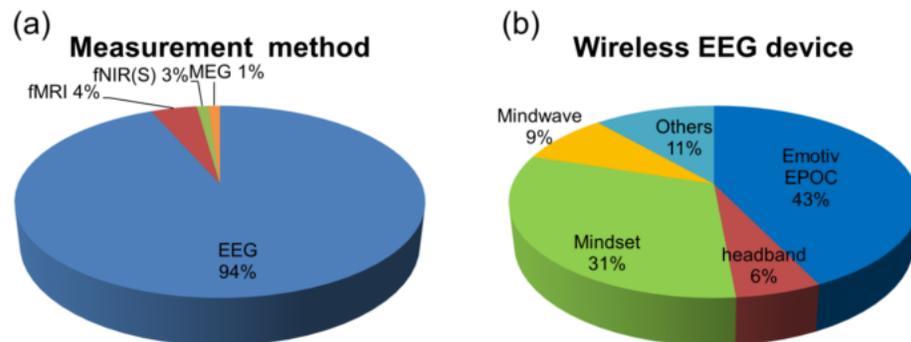
Figura 1. Sistema completo del proyecto



El sistema base en el cual se desarrolla el trabajo, visto en la Figura 1, se encuentra en referencia como BCI Híbrido, el cual utiliza señales aparte de las cerebrales, para lograr su cometido como interfaz entre el usuario y el computador.

4.1 BCI HÍBRIDO

Figura 2. Aspectos de popularidad en EEG



a. Métodos más utilizados por popularidad y facilidad de manejo. b. dispositivos EEG inalámbricos más utilizados. Fuente: Minkyu Ahn, Mijin Lee, Jinyoung Choi, and Sung Jun. "A Review of Brain-Computer Interface Games and an Opinion Survey from Researchers, Developers and Users". En: *Sensors* 14.8 (2014), pp. 14601–14633.

Existen múltiples métodos para medir las actividades cerebrales tales como, Magnetoencefalografía (MEG), Near-infrared spectroscopy (NIRS), Imagen por resonancia magnética funcional (fMRI), Electroencefalografía (EEG). Debido a la comparación de precios de adquisición, funcionalidad, y facilidad de manejo, electroencefalografía se destaca entre estos, a

pesar de tener muy baja resolución. En la Figura 2, se puede observar que EEG es el método mas utilizado, junto al sistema Emotiv EPOC como sistema EEG inalámbrico predilecto, visto en la Figura 3, el cual utiliza electrodos que conducen con un liquido salino, Figura 4, según varias publicaciones investigadas³.

Figura 3. Sistema EEG EPOC Emotiv



Figura 4. Electrodo a base de conducción salina del Emotiv EPOC



primera versión del EPOC EMotiv con la caja de los electrodos y sus esponjas que absorben el conductor salino. Fuente: Emotiv Inc. *EPOC Emotiv*. (Consultado 11/29/2015).

BCI, siempre ha sido enfocada a pacientes con discapacidades físicas o motoras por obvias razones, sin embargo se han observado estudios en pacientes saludables, haciéndolo popular, tanto para video juegos como para métodos de prueba. Existen diferentes métodos como, **Activo** (control por parte del usuario), **Reactivo** (control por parte del usuario por estímulo externo) y **Pasivo** (no control por parte del usuario); En este trabajo, se toma en cuenta el sistema tipo **Activo**⁴.

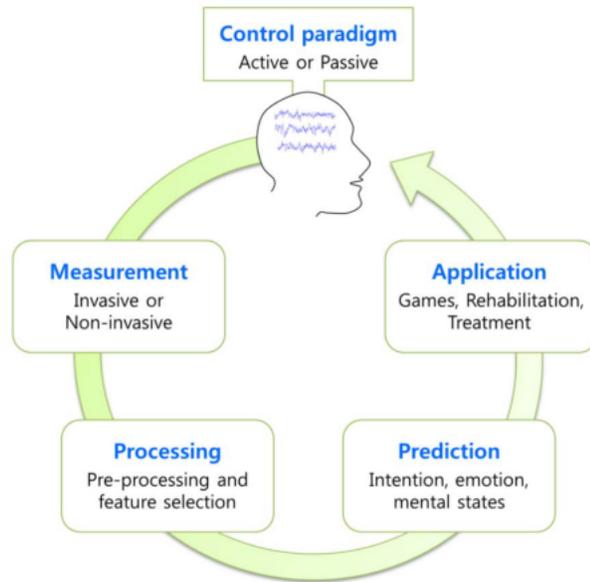
Técnicamente, BCI, se entiende como interfaz entre cerebro y computador, también referido como, interfaz cerebro-maquina. La Figura 5, muestra el ciclo típico de un BCI, con las etapas generales a tomar, y con el cual se puede dar a entender mejor, los tipos de BCI anteriormente mencionados.

Normalmente, se referencia un BCI Híbrido cuando del mismo medio, se utilizan diferentes enfoques, pero no medios alternos, es decir, del cerebro, se aplican diferentes funciones para extraer diferentes modalidades de señales, visto en la Figura 6, la cual muestra los enfoques en diferentes tipos de BCI, de las típicas como SSVEP,

³Setare Amiri et al. "A Review of P300, SSVEP, and Hybrid P300 / SSVEP Brain- Computer Interface Systems". *En: Brain-Computer Interface Systems - Recent Progress and Future Prospects 2013* (2013), pp. 1–8.

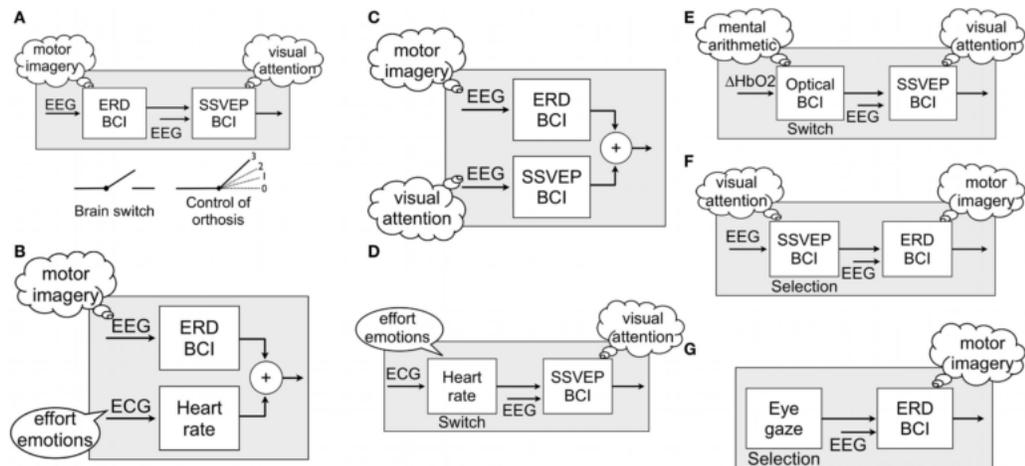
⁴Minkyu Ahn, Mijin Lee, Jinyoung Choi, and Sung Jun. "A Review of Brain-Computer Interface Games and an Opinion Survey from Researchers, Developers and Users". *En: Sensors* 14.8 (2014), pp. 14601–14633.

Figura 5. Ciclo típico de un BCI



El ciclo de un sistema BCI, normalmente se conforma por segmentos de adquisición, procesamiento, clasificación y aplicación. Fuente: Minkyu Ahn, Mijin Lee, Jinyoung Choi, and Sung Jun. "A Review of Brain-Computer Interface Games and an Opinion Survey from Researchers, Developers and Users". *En: Sensors* 14.8 (2014), pp. 14601–14633.

Figura 6. Ciertos tipos de Sistemas BCI híbridos



Los BCI pueden tener diferentes modalidades de combinación, de diferentes métodos de estimulación cerebral, muscular y mecánica. Fuente: Gert Pfurtscheller. "The hybrid BCI". *En: Frontiers in Neuroscience* 4.April (2010).

Motor Imagery (MI), estados mentales y P300⁵. Los estados mentales como parte funcional, siendo **relación** y **concentración**, que aunque referenciados como pasivos, son fácilmente estimulados por el usuario para denotarlos activos, los cuales serán tomados para nuestro sistema.

Aunque hay otros aspectos de sistemas híbridos, los cuales utilizan funciones externas como Electromiografía (EMG) y movimiento de la cabeza (giroscópica), mencionados por Rouillard, J. et al.⁶ y por Gomez-Gil, J. et al.⁷ el cual indica que es un híbrido entre un BCI (Brain-Computer Interface) y un HMI (Human-Machine Interface), en sí, será nuestro caso, aunque ya el sistema no sería totalmente dependiente de las funciones cerebrales, tendría soporte de otros alternos, haciéndolo un poco mas simple al ser aplicado.

4.2 SEÑALES ENTREGADAS POR EL EPOC EMOTIV

El sistema EPOC Emotiv que se utiliza es correspondiente a la primera version sacada al mercado, llamada *EPOC*⁸; Se observará la información que entrega este mismo y los aspectos básicos para su procesamiento respectivo.

4.2.1 Especificaciones

Como se observa en la Tabla 1, las especificaciones que se encuentran en el EPOC, se resaltan aspectos importantes como el tipo de referencia que utiliza (CMS/DRL), 12 canales libres para ser utilizados, un muestreo util de 128 Hz, una resolución de 14 bits (1 LSB = 0.51uV) y filtro Pasa-Banda de rango 0.2 - 45 Hz.

El sistema EEG maneja catorce canales totales, dos de ellos de referencia, llamados, Common Mode Sense (CMS) y Driven Right Leg (DRL), estan enfocados en el sistema 10-20 como se puede ver en la Figura 7, los cuales manejan el sistema de electrodos de referencia que a diferencia de un sistema Bipolar, utiliza doble referencia, una activa y otra pasiva, creando un lazo de retroalimentación que conduce el potencial promedio mas cercano hacia el electrodo de referencia pasivo o la referencia de voltaje del ADC⁹.

El sistema o librería que se encarga de realizar la primera conexión entre el *EPOC* y el lenguaje de programación *Python*, es el **Emokit**¹⁰, un sistema el cual utiliza ingeniería inversa descifrando el protocolo de transmisión, que ayuda a extraer la información

⁵Gert Pfurtscheller. "The hybrid BCI". En: *Frontiers in Neuroscience* 4.April (2010).

⁶José Rouillard, Alban Duprès, François Cabestaing, and Stéphanie Leclercq. "ScienceDirect Hybrid BCI coupling EEG and EMG for severe motor disabilities". En: *Procedia Manufacturing* 00.Ahfe (2015), pp. 1301–1308.

⁷Jaime Gomez-Gil, Israel San-Jose-Gonzalez, Luis Fernando Nicolas-Alonso, and Sergio Alonso-Garcia. "Steering a Tractor by Means of an EMG-Based Human-Machine Interface". En: *Sensors* 11.12 (2011), pp. 7110–7126.

⁸*Comparision of Emotiv Headsets*. (Consultado 11/10/2015).

⁹*What is the function of the CMS and DRL*. (Consultado 11/10/2015).

¹⁰Cody Brocious and Kyle Machulis. *Emokit*. (Consultado 11/29/2015).

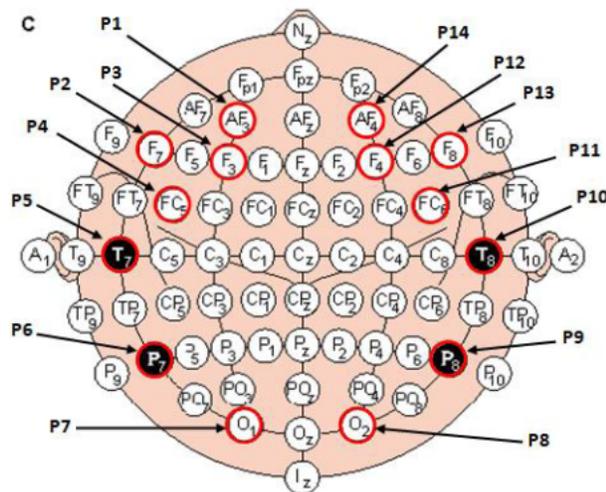
en su estado puro o *raw* del EPOC y ser integrada en el lenguaje de programación pertinente.

Tabla 1. Características del EPOC

Specification Key	Specifications
Number of channels	14 channels with CMS/DRL references
Sampling method	Sequential sampling, single ADC
Channels names	AF3 AF4 F3 F4 F7 F8 FC5 FC6 P3(CMS) P4(DRL) P7 P8 T7 T8 O1 O2
Sampling rate	128 Hz (2048 Hz internally)
Resolution	16 bits (14 bits effective) 1 LSB = 0.51uV
Dynamic range	8400uV (pp)
Bandwidth	0.2 - 45 Hz with 5th order Sinc filter and digital notch filters at 50 Hz and 60 Hz
Coupling mode	AC coupled
Connectivity	Proprietary wireless, 2.4 GHz band
Impedance measurement	Real time contact quality using patented system
Battery life	12 hours
Battery type	LiPoly

Especificaciones de la primera version del Emotiv EPOC. Fuente: Pritom Chowdhury and S S Kibria Shakim. "Cognitive Efficiency in Robot Control by Emotiv EPOC". *En*: (2014), pp. 0-5.

Figura 7. Sistema 10-20 aproximado usado por el EPOC Emotiv

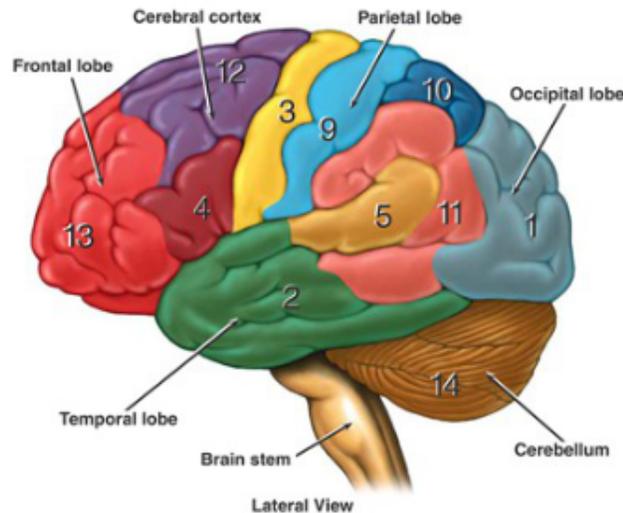


Sistema 10-20 aproximado usado por el EPOC Emotiv, se observa la posición de los electrodos resaltados en rojo como los predilectos para el EPOC. Fuente: N. S Mohd Puzi, R. Jailani, H. Norhazman, and N. Mohamad Zaini. "Alpha and Beta brainwave characteristics to binaural beat treatment". *En*: *Proceedings - 2013 IEEE 9th International Colloquium on Signal Processing and its Applications, CSPA 2013* 14 (2013), pp. 344-348.

4.2.2 Electroencefalografía (EEG)

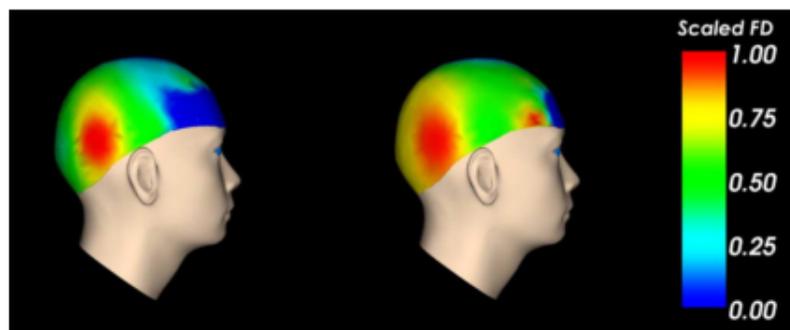
Con respecto a EEG, se observa en la Figura 8, los lóbulos que se enfocan a la necesidad del proyecto, siendo relajación y parte visual al lóbulo Occipital y concentración o trabajo aritmético, al lóbulo Frontal, por lo cual los electrodos en dichas posiciones serian, (AF3, AF4, F7, F8, F3, F4) y (O1,O2) respectivamente.

Figura 8. Descripción de los lóbulos Cerebrales



Lóbulos Cerebrales, 1. Percepción visual y relajación, 2. Concentración y proceso aritmético. Fuente: *Anatomy and functional areas of the brain*. (Consultado 11/11/2015).

Figura 9. Aspectos del trabajo mental



Comparación entre estados de relajación (Izquierda) y concentración por procesos aritméticos (Derecha). Fuente: Qiang Wang and Olga Sourina. "Real-time mental arithmetic task recognition from EEG signals". *En: IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 21.2 (2013), pp. 225–232.

Ahora, sabiendo que el ideal del proyecto es utilizar un canal por cada estado mental, se toman por parte de la relajación el canal **O2** aleatoriamente y concentración el canal

AF3, el cual es uno de los mas opcionales entre F8, F3 y O2, debido a que tienen un gran porcentaje a la hora de procesos mentales aritméticos, como se puede observar en la Figura 9, se observa que al estar haciendo procesos aritmeticos, se activan canales en la zonas de los canales ya mencionados, según Wang, Q. y Sourina, O.¹¹; También debido a que similar a AF4, se encuentran en zonas donde no se encuentra ninguna cantidad de cabello, siendo la mejor opción.

4.2.3 Electromiografía (EMG)

Para el caso de EMG, en el cual se pueden encontrar expresiones faciales como métodos aceptables de activación, tanto sonreír, apretar la mandíbula, guiño, como movimiento de ojos o Electrooculografía (EOG)¹²; Se toma el **guiño** por preferencia como método de activación, ya que el electrodo en la posición AF3, estando en el lado izquierdo, se puede utilizar simultáneamente para este caso y para la **concentración**; Y en el lado derecho, seria el electrodo en la posición F8.

Aunque electrooculografía seria un método aceptable, ya que solo requeriría el movimiento de los ojos, se evita en cierto grado su influencia, para evitar que el usuario al mover sus ojos siguiendo otros movimientos o al mirar la pantalla a otro extremo, tenga mucho efecto en este, por lo tanto se descarta como opción.

4.2.4 Giroscopio

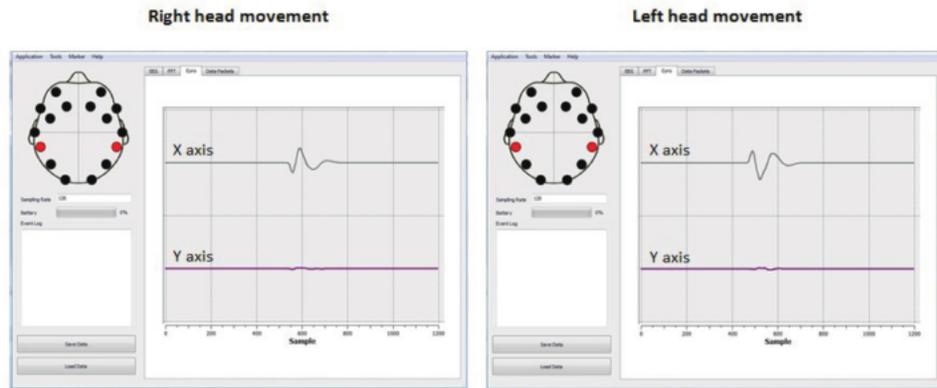
Finalmente, otro tipo de señal que entrega el EPOC, es la información giroscópica de este, el cual trabaja con dos ejes, vertical y horizontal¹³; Que para este caso se toma solamente la del eje horizontal, ya que no es necesario utilizar las dos.

¹¹Qiang Wang and Olga Sourina. “Real-time mental arithmetic task recognition from EEG signals”. En: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 21.2 (2013), pp. 225–232.

¹²Dmitry A Sinyukov, Ran Li, Nicholas W Otero, and Runzi Gao. “Augmenting a Voice and Facial Expression Control of a Robotic Wheelchair with Assistive Navigation”. En: *IEEE international Conference on Systems, Man, and Cybernetics* (2014), pp. 1088–1094.

¹³Ericka Janet Rechy-Ramirez, Huosheng Hu, and Klaus McDonald-Maier. “Head movements based control of an intelligent wheelchair in an indoor environment”. En: *2012 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)* (2012), pp. 1464–1469.

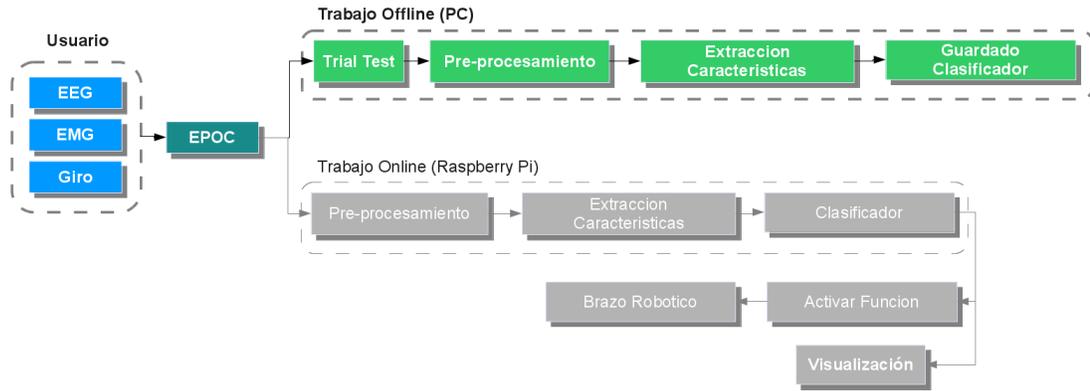
Figura 10. Detección por parte del giroscopio del movimiento de la cabeza



Interfaz gráfica ofrecida por Emotiv, donde se observa el gráfico del giroscopio, tanto para el eje X (Horizontal) como para el eje Y (Vertical). Fuente: Ericka Janet Rechy-Ramirez, Huosheng Hu, and Klaus McDonald-Maier. "Head movements based control of an intelligent wheelchair in an indoor environment". *En: 2012 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)* (2012), pp. 1464–1469.

5. PROCESAMIENTO FUERA DE LÍNEA DE LAS SEÑALES

Figura 11. Procesamiento fuera de línea



En este capítulo se dará conocimiento a el procesamiento total de las señales, desde el pre-procesamiento, hasta la clasificación de los parámetros extraídos; En la Figura 11 y 12, puede observarse los pasos que sigue el sistema fuera de línea.

El lenguaje de programación predilecto es **Python**, el cual es un idioma relativamente nuevo, es de acceso libre al igual que sus librerías, y tiene grandes avances en procesamiento de señales biológicas como el caso de Gramfort, A.¹⁴, y compatibilidad de trabajo con el EPOC como Esteller, R. et al.¹⁵.

Se abstuvo de usar sistemas completos como Matlab, OpenVibe¹⁶ o MNE Python¹⁷, que aunque son útiles a la hora de entender la aplicación de funciones o métodos, y tienen grandes herramientas de trabajo para dicho tema, este proyecto se basa en realizar un proceso completo e independiente de sistemas masivos y solo librerías simples.

Las librerías utilizadas para extraer las características de las señales musculares y cerebrales es basada principalmente en **PyEEG**¹⁸; Con la ayuda de **Numpy** y **SciPy**, los cuales ofrecen funciones de computación científica y procesamiento de señales¹⁹;

¹⁴Alexandre Gramfort. “MEG and EEG data analysis with MNE-Python”. En: *Frontiers in Neuroscience* 7.December (2013), pp. 1–13.

¹⁵R Esteller, G Vachtsevanos, J Echauz, and B Litt. “a Comparison of Fractal Dimension Algorithms Using Synthetic and Experimental Data”. En: (), pp. 1–4.

¹⁶Yann Renard et al. “OpenViBE: An Open-Source Software Platform to Design, Test, and Use Brain Computer Interfaces in Real and Virtual Environments”. En: *Presence: Teleoperators and Virtual Environments* 19.1 (2010), pp. 35–53.

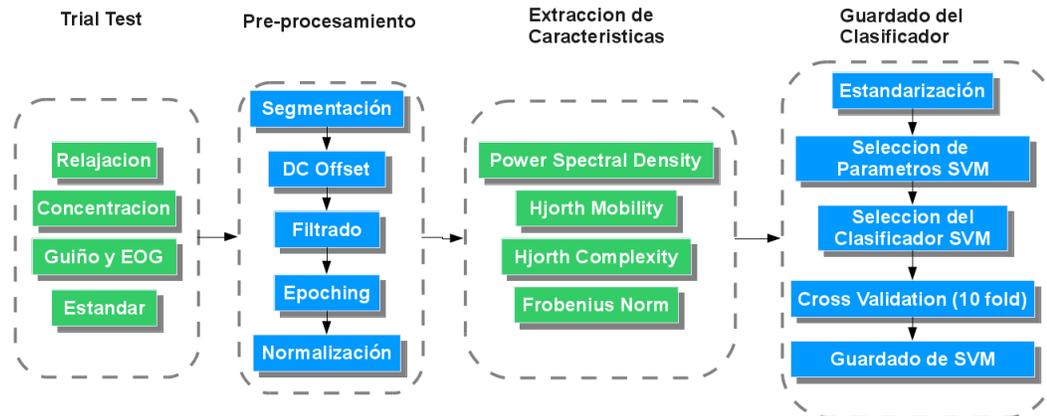
¹⁷Gramfort, “MEG and EEG data analysis with MNE-Python”.

¹⁸Forrest Sheng Bao, Xin Liu, and Christina Zhang. “PyEEG: An open source python module for EEG/MEG feature extraction”. En: *Computational Intelligence and Neuroscience* 2011 (2011).

¹⁹Eric Jones, Travis Oliphant, Pearu Peterson, et al. *SciPy: Open source scientific tools for Python*. 2001–. (Consultado 11/16/2015).

Por ultimo **Scikit-learn**²⁰, la cual contiene las librerías para trabajar con **Machine Learning** para el caso de **Support Vector Machine (SVM)**, el cual es utilizado en este caso como clasificador.

Figura 12. Procesamiento fuera de línea detallado



5.1 TRIAL TEST

El primer paso es adquirir las señales con respecto a cada función a través de diferentes pruebas de las cuales producen la salida necesaria para identificar los aspectos claves de cada una de estas.

Con respecto a las muestras a tomar, según la Figura 13, siendo una guía ofrecida por **scikit learn**²¹, indica que para trabajar con clasificadores como en este caso, es necesario mas de **50 muestras** por clase o función, por lo cual se apunta arriba de este limite, necesitando la menor cantidad posible de Trials para lograr lo planteado y por consiguiente menos Trials para el usuario.

5.1.1 Relajación

Con respecto a la relajación, se enfoca a la onda cerebral conocida como **alpha** (α), tiene un rango aproximado en frecuencia de **8 a 13 Hz** y un rango de amplitud de **30 a 50 μV** , la cual aparte de enfocar el grado de relajación del usuario, también esta relacionado con la parte visual cuando esta es estimulada²².

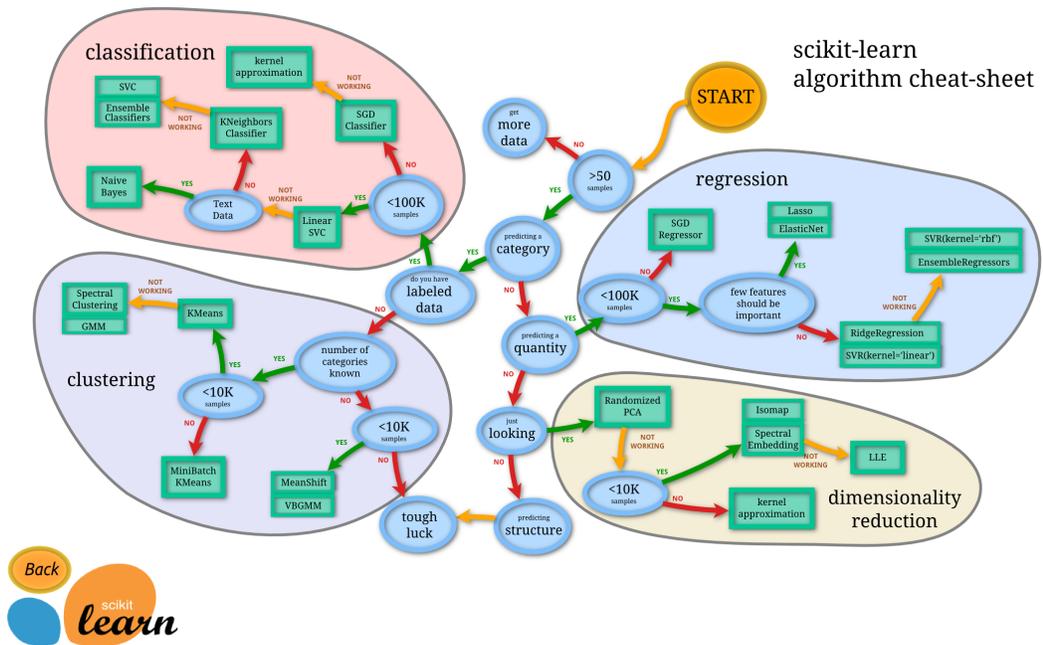
Para este caso, se realizan **5 Trials**, cada una de estos es de **128 segundos** y contienen 16 segmentos activos de 4 segundos cada una, siendo 80 segmentos activos, o muestras.

²⁰F Pedregosa and G Varoquaux. "Scikit-learn: Machine Learning in Python". *En*: 12 (2011), pp. 2825–2830.

²¹Pedregosa and Varoquaux, "Scikit-learn: Machine Learning in Python".

²²Ning Han Liu, Cheng Yu Chiang, and Hsuan Chin Chu. "Recognizing the degree of human attention using EEG signals from mobile sensors." *En*: *Sensors (Basel, Switzerland)* 13.8 (2013), pp. 10273–10286.

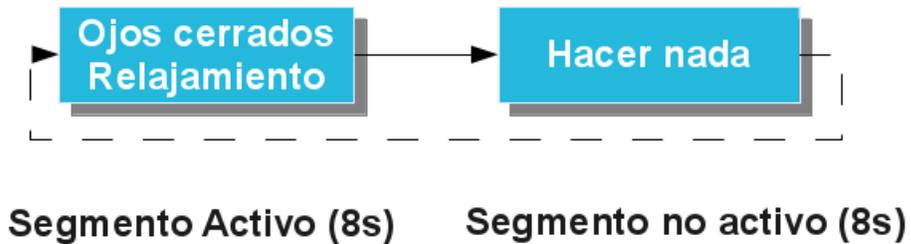
Figura 13. Hoja de ayuda



Scikit Learn hoja de ayuda según la cantidad de muestras obtenidas y de el tipo clasificación. Fuente: F Pedregosa and G Varoquaux. “Scikit-learn: Machine Learning in Python”. En: 12 (2011), pp. 2825–2830

De estas, los segmentos activos iniciales de cada Trial no se toman en cuenta, para evitar errores de inicio que posiblemente puedan haber por parte del usuario; Teniendo 5 segmentos activos menos, para un total de **75 muestras**.

Figura 14. Ciclo de trabajo de la relajación

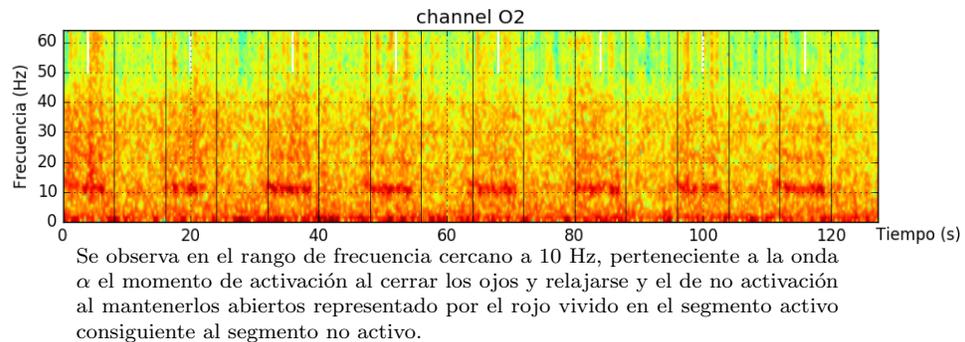


El usuario se somete a cada Trial sin pausas en lo necesario, como se observa en la Figura 14, del cual el primer segmento de 8 segundos en que el usuario debe cerrar los ojos y entrar en un estado de relajamiento, luego de este, 8 segundos de un estado particular normal, siendo el estado de reposo, repitiendo el ciclo 8 veces; Cada cambio de estado es indicado de forma visual y auditiva.

Utilizando la función de espectrograma *specgram* de Matplotlib, una librería que asimila

aspectos de plotting de Matlab²³, del cual la función ofrece una visión en *frecuencia vs tiempo*, de los Trials tomados. En la Figura 15, se observa en unas **lineas cortas blancas** verticales en la parte superior que indican un segmento **activo** y las **lineas negras** verticales enterizas dividen los **segmentos** en tiempos exactos, separando en segmentos.

Figura 15. Relajación (Canal O2)



En los segmentos activos, entre el rango de frecuencia de *8 a 13 Hz*, el cual es relacionado a la onda cerebral *alpha* (α), con un tono fuerte de rojo, el cual indica una mayor magnitud con respecto al resto del espectro y la activación en el momento de que el usuario cierra las ojos y relaja a cierto grado.

5.1.2 Concentración

Para la concentración, se enfoca en dos ondas cerebrales, **beta** (β) y **gamma** (γ), con un rango en frecuencia de **14 a 30 Hz** para beta y **31 a 50 Hz** para gamma, un rango de amplitud de **5 a 20 μV** y **5 a 10 μV** respectivamente; Entre la combinación de estos dos rangos de frecuencia, se detecta la parte de el usuario cuando esta pensando, en cognición o procesamiento aritmético²⁴.

Se realiza **1 Trial**, de **1600 segundos**; Contienen 8 segmentos activos, de 100 segundos cada uno, los cuales serán divididos a mas pequeñas partes de 4 segundos cada una, siendo 200 en total; Y de los 8 segmentos, se elimina el segmento ya mas pequeño inicial, el cual quizás pueda tener errores o retardo de inicios del ejercicio mental, dando un total de **192 muestras**.

Una propuesta de trabajo mental que garantiza concentración, son los procesos aritméticos, de los cuales Hwang, T. et al.²⁵ menciona como lo es la multiplicación con dos cifras para aumentar el nivel de dificultad y Choi, T. et al.²⁶, el cual menciona que, al fijar la mirada en un punto fijo de la pantalla por cierto tiempo para lograr el

²³J. D. Hunter. "Matplotlib: A 2D graphics environment". En: *Computing In Science & Engineering* 9.3 (2007).

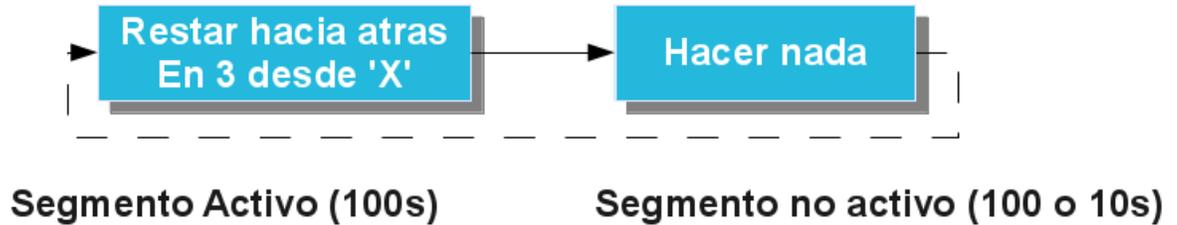
²⁴Liu, Chiang, and Chu, "Recognizing the degree of human attention using EEG signals from mobile sensors."

²⁵Taeho Hwang et al. "Comparative Analysis of Cognitive Tasks for Modeling Mental Workload with Electroencephalogram". En: (2014), pp. 2661-2665.

²⁶Tae Choi et al. "Determination of the Concentrated State Using Multiple EEG Channels". En: (2014).

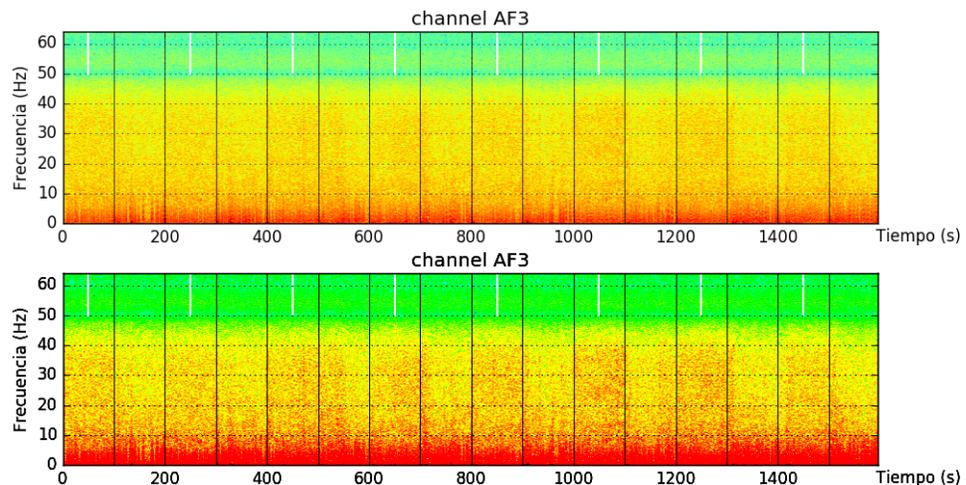
mismo cometido. Para este caso, se decide utilizar ambos aspectos, tanto un proceso aritmético, siendo restas sucesivas, las cuales pueden ser llevadas por largos periodos de tiempo sin provocar cansancio o molestias, como mantener la mirada fija en un punto al realizarlo.

Figura 16. Ciclo de trabajo de la concentración



Observando en la Figura 16, el primer segmento de 100 segundos, el usuario debe realizar una resta sucesiva en 3 desde un número X al azar, el cual tiene un rango de **300 a 1000**, así por ejemplo, en un caso vería el siguiente texto, **Contar hacia atrás en 3 desde 467**, en lo que mentalmente, la sucesión iría **467, 464, 461, ...**; Idealmente el usuario no debe cometer errores al hacer la resta y mantener un grado de concentración aceptable durante el procedimiento. El tiempo de reposo o descanso puede ser del mismo tiempo al activo, por escogencia de comparación al realizar el espectro visual o menor, a 10 segundos para un Trial más rápido.

Figura 17. Concentración (Canal AF3)



a. En los segmentos activos, representados por la línea blanca en el tope, se observan puntos rojos oscuros dispersos en gran parte del rango frecuencial, haciendo referencia a las ondas β y γ , en el momento que el usuario realiza operaciones aritméticas. La imagen inferior muestra un incremento en el contraste para mejor observación de la descripción en a.

La *concentración* en comparación con la *relajación*, se entiende que son diferentes no solo en los rangos de frecuencia que trabajan o el tipo de relación con diferentes ondas cerebrales, sino que también la magnitud que demuestra una zona activa está de forma dispersa en un rango de frecuencia aproximada de 10 a 100 Hz, que en este caso,

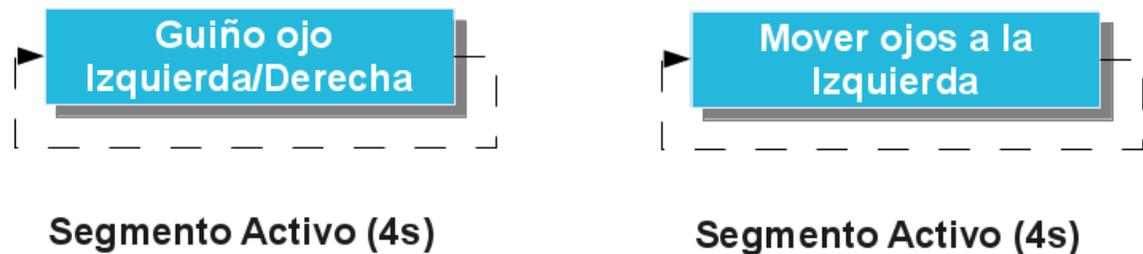
visiblemente se observa de 10 a 40 Hz, como se puede apreciar en la Figura 17 donde además de que existe poca diferencia distintiva entre los segmentos activos (**línea blanca**) y los segmentos no activos (**consiguientes**), se aprecian pequeños puntos **rojos** dispersos por toda el segmento y la ausencia de estos, respectivamente. También al parecer un poco de sobrepaso entre estos, debido a la dificultad por parte del usuario a salir del estado de concentración, a pesar de esto, se puede apreciar la activación.

5.1.3 Guiño y EOG

Para el caso del guiño, el cual se daría utilidad tanto para el lado izquierdo como el derecho, tiene una magnitud típica de **0 a 10 mV** antes de ser amplificado y son la sumatoria de múltiples MUAPS (Motor Unit Action Potentials)²⁷.

Se trabaja con **1 Trial**, el cual tiene una duración de **300 segundos** y cada segmento activo dura 4 segundos, para un total de **75 muestras**, sin segmentos inactivos o de reposo. De igual forma para la parte del EOG.

Figura 18. Ciclo de trabajo de la Guiño y EOG



En la Figura 18, se aprecia el texto que indicaría al usuario realizar la función. Para el caso del EOG, sólo se optó por adquirir el movimiento de los ojos a la izquierda, ya que como mencionado anteriormente, la *concentración* y el guiño izquierdo comparten el mismo electrodo AF3; Por ultimo, EOG solo se toma como ruido para ser filtrado en el clasificador mas no como método de activación o función; Como indica Reyes, C. et al.²⁸, EOG y EMG son denominados artefactos, aunque en este caso, EMG Guiño es tomado como función activa.

Las Figuras 19 y 20, referentes al guiño izquierdo y derecho respectivamente, donde dicho guiño acapara visiblemente un rango de frecuencia de **0 a 20 Hz** para el izquierdo y de **0 a 10 Hz** para el derecho, sugiriendo que el usuario tiene mejor control o fortaleza de guiño con su ojo izquierdo que el derecho; No obstante, se observan pequeñas ondulaciones en frecuencia que predicen ondas armónicas que tienen un poco o minúsculo efecto en afectar la concentración, para el caso del canal AF3, por lo que se le indica al usuario utilizar un guiño fuerte y prolongado para una fácil detección.

²⁷M. B. I. Reaz, M. S. Hussain, and F. Mohd-Yasin. "Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications". En: *Biological Procedures Online* 8.1 (2006), pp. 11–35.

²⁸Carmina E Reyes et al. "A Study on Ocular and Facial Muscle Artifacts in EEG Signals for BCI Applications". En: ().

Figura 19. Guiño Izquierdo (Canal AF3)

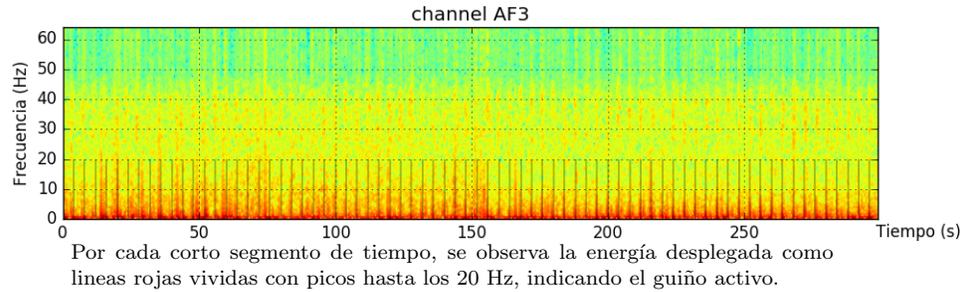
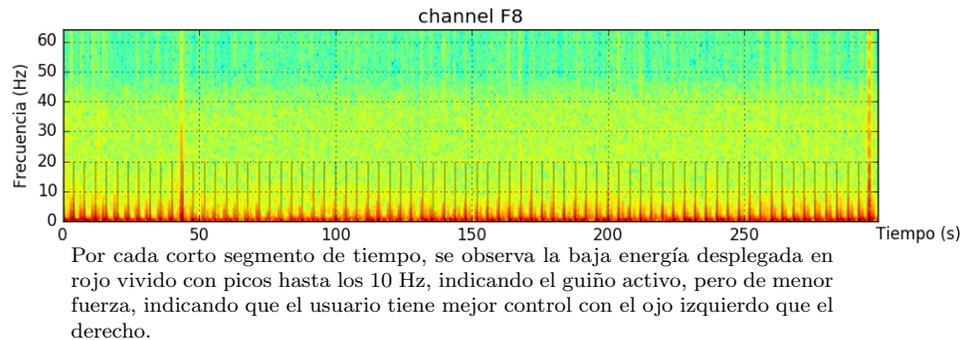


Figura 20. Guiño Derecho (Canal F8).



EOG, esta contenido en un rango de frecuencia similar al guiño alrededor de **0 a 10 Hz**, como se observa en las Figuras 21 y 22, por lo que será un poco difícil distinguir en este aspecto entre un guiño y un movimiento de ojo, sin necesidad de aumentar funciones de pre-procesamiento o eliminación de artefactos, de igual forma son necesarios como artefactos para el procesamiento de la concentración y en si, en la clasificación, a cierto porcentaje distinguir el guiño acordemente.

5.1.4 Estándar

Al igual que la sección de *concentración*, **estándar** manejará los mismos parámetros en cuestión de toma de datos, la diferencia radica en que este segmento dará una visión *estándar* de lo que el usuario tendría o sería durante su tiempo en modo de reposo o sin accionar alguna función, por lo que es imperativo su toma.

Para que sea aceptable, el usuario debe permanecer inmóvil, sin realizar ninguna acción o tipo de concentración por la duración de este, por lo que se le sugiere reproducir algún video o sonido, ya conocido por el que no genere concentración, pero si un estado de semi-relajación.

Figura 21. EOG AF3.

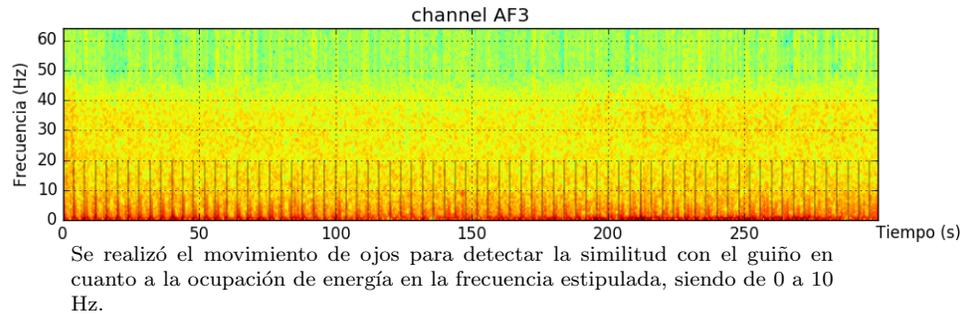
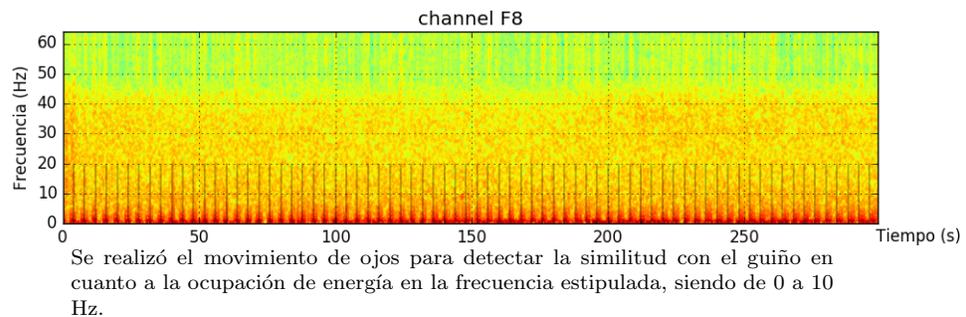


Figura 22. EOG F8.



5.1.5 Stand By

Cabe mencionar que, durante la revisión del EPOC, al dejarse en estado OFFLINE o Stand by o mejor dicho sin utilizar colocado en la mesa, pero encendido y enviando datos, afectaba aspectos en la función de la *concentración*, por lo que se decidió agregar la toma de datos de este e incluido en el clasificador como ruido o artefacto; Se tomo a **1600 segundos**, como Trial, el cual es el tiempo que maneja *concentración y estándar*.

Aunque OFFLINE técnicamente no debería de ser un punto importante de trabajo, si se observa la Figura 24, la interferencia de los sensores cuando transmiten y no están en contacto superficial con el cuero cabelludo, siendo así un incremento en la impedancia, tiende a generar una señal de interferencia la cual afecta todos los rangos de las frecuencias creando la necesidad de agregarlo como artefacto.

5.1.6 Giroscopio

Para el caso del giroscopio no se necesitó crear ningún tipo de Trial, ya que es fácilmente utilizable y solamente con el movimiento de la cabeza de izquierda a derecha se genera los datos; Cabe resaltar que este giroscopio en el EPOC, entrega los valores en decimales de **-15 a 15**, los cuales el movimiento a izquierda son negativos y a la derecha positivos, y el valor de **0** equivale a la posición cero o de no movimiento o deflexión.

Figura 23. Estándar (Canal AF3).

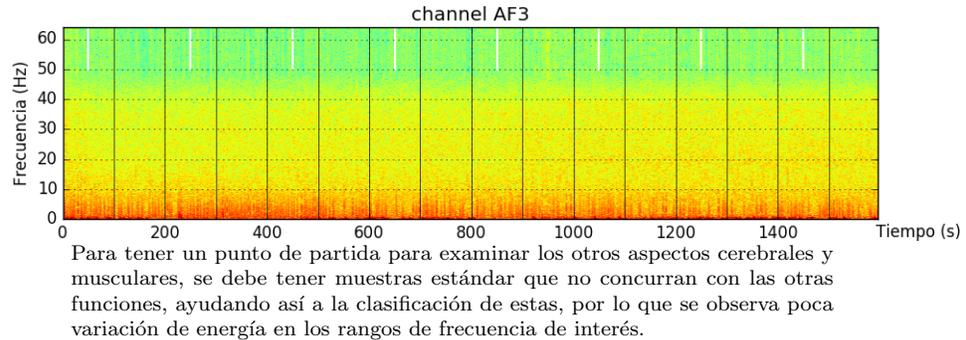
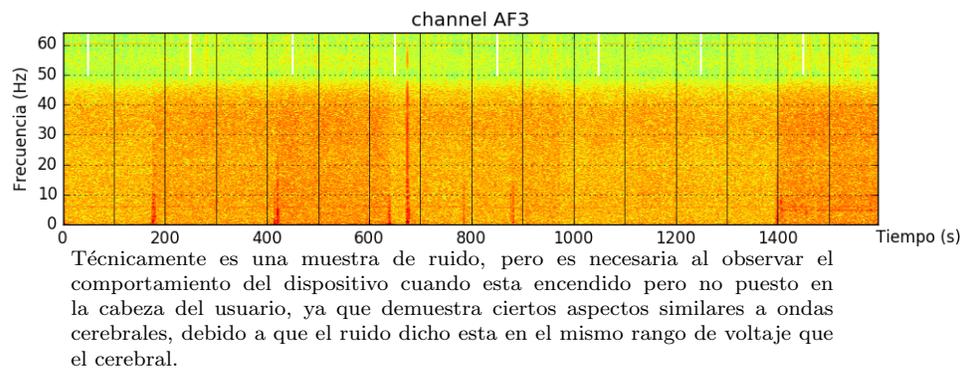


Figura 24. OFFLINE (AF3).



5.2 PRE-PROCESAMIENTO

En esta sección se enfoca en preparar las señales recibidas antes de extraer las características respectivas de cada función. Es necesario siempre realizar este proceso incluso en trabajo en tiempo real. El EPOC entrega las señales en números enteros a 14 bits aproximado de **0 a 8192** para cada sensor.

El método de rechazo de artefactos es muy utilizado para obtener mayor cantidad de muestras limpias, como por ejemplo utilizados por Wang, T. y Jung, T.²⁹, Mishra, P. y Singla, S.³⁰ o Chaumon, M.³¹, sin embargo el artefacto muscular *guiño* será utilizado como función activa al igual que el movimiento de la cabeza, por lo mismo este método de rechazo acarrea mayor cantidad de procesamiento, por lo cual va en contra a la idea de establecer un procesamiento liviano y no será implementado.

²⁹Yijun Wang and TP Jung. “.1.Improving brain computer interfaces using independent component analysis”. En: *Towards Practical Brain-Computer Interfaces* 1 (2013), pp. 1–17.

³⁰Puneet Mishra and Sunil Kumar Singla. “Artifact Removal from Biosignal using Fixed Point ICA Algorithm for Pre-processing in Biometric Recognition”. En: *Measurement Science Review* 13.1 (2013), pp. 7–11.

³¹Maximilien Chaumon, Dorothy V.M. Bishop, and Niko a. Busch. “A Practical Guide to the Selection of Independent Components of the Electroencephalogram for Artifact Correction”. En: *Journal of Neuroscience Methods* July (2015).

5.2.1 Segmentación

Primero se toman los archivos de muestras y segmentan en partes respectivas, descrito anteriormente en la Sección 5.1, las cuales también se pueden observar en la Tabla 2. Se indica a tomar solo un segmento del Trial y darle utilidad, como para el caso de la *Relajación* se toman segmentos de *estándar* y *OFFLINE*, a la cantidad respectiva de relajación, siendo de 75 muestras, ya que son mayores y solo es necesario una porción para los siguientes etapas, lo mismo se aplica para las otras funciones como se puede observar.

Con respecto a la *relajación* y *guiño*, son las que extraen un segmento de valores de las otras toma de Trials o funciones a comparación de la *concentración*, la cual extrae totalmente los valores, como se observa en el Código 10. del Anexo A.

Tabla 2. Aspectos de los segmentos de cada función o Trial tomado

Función o Trial	Tamaño del Trial (s)	Cantidad de Trials (s)	Tamaño de la muestra (s)	Cantidad de muestras	Comparado con
Relajación	128	5	4	75	Estandar OFFLINE
Concentración	1600	1	4	192	Estandar OFFLINE EOG Guiño
Guiño	300	1	4	75	Estandar OFFLINE EOG
Estándar	1600	1	4	400	N.A.
OFFLINE	1600	1	4	400	N.A.
EOG	300	1	4	75	N.A.

5.2.2 DC Offset

El EPOC genera las 14 señales ya digitalizadas, cada una con un nivel de DC específico que está en el rango de **0 a 4000 μV** o **4096 unidades** agregado por el mismo EPOC y a su vez por causas del potencial de la variabilidad encontrada a la hora de variar la impedancia del cuerpo, en este caso en el cuero cabelludo, aunque un filtrado podría removerlo por completo, como lo indica Reyes, C.³² y Ulltveit-moe, A.³³, es recomendable removerlos y expresarlos en μV , para trabajar respectivamente los valores acordes tanto en gráficas como en la extracción de características.

En el Anexo A del Código 10. se observa la función *dc2uV*, la cual se encarga de primero sacar el valor promedio de la señal, luego multiplicarlo por 0.51 que indica el **LSB 0.51**

³²Reyes et al., “A Study on Ocular and Facial Muscle Artifacts in EEG Signals for BCI Applications”.

³³Andreas H Ulltveit-moe. “A Comparison of Visual Evoked Potential (VEP) -Based Methods for the Low-Cost Emotiv EPOC Neuroheadset Fredrik Tron Hvaring”. En: June (2014).

μV , mencionado en la Tabla 1, para llevarlo al rango de μV y por ultimo este promedio es restado a la señal original.

5.2.3 Filtrado

Para esta etapa, como indican Choi, B. y Jo, S.³⁴, Wang, Q. y Sourina, O.³⁵ y van Vliet, M.³⁶, utilizan filtros tipo Pasa Banda, tipo FIR Butterworth, de rango Pasa Alto de **0.1 a 2 Hz**; Para el caso de Pasa Bajo, como el EPOC trae pre-filtrado Banda Paso incorporado de **0.2 a 45 Hz con filtro sinc de 5to orden** y Filtro Notch de **50 Hz y 60 Hz**, como lo indica la Tabla 1, se decide innecesario aplicar un filtro banda paso, y mas acorde un filtro **Pasa Alto de 5to grado de 2 Hz tipo Butterworth digital**.

Como se observa en el Anexo A el Código 10., se utiliza también *filtfilt* que se implementó como método de aplicación de filtro, el cual aplica aplica el filtrado lineal dos veces, una hacia adelante y otra hacia atrás, obteniendo una fase lineal; Por ser pesado a la hora de consumir recursos, es solo aplicado en procesamiento fuera de línea.

5.2.4 Epoching

El tamaño de la ventana activa, de la cual se extraerán las características, se estima según ciertos aspectos de la toma de datos, el tipo de función y la aplicación en tiempo real. Según Hamadicharef, B. et al.³⁷, examina diferentes ventanas de valores 2,4,8 y 16 segundos, se obtiene mejor resultados de 2 y 4 segundos, para extracción de características similares a este caso, a diferencia de Choi, B. y Jo, S.³⁸ o Boutani, H. y Ohsuga, M.³⁹, los cuales manejan ventanas menores a 2 segundos, ya que utilizan características de reacción rápidas, como SSVEP (steady-state visual evoked potential), ERP (Event-Related Potential) y P300 (P3), los cuales toman normalmente mili-segundos después de la activación del estímulo.

En este caso, no se utilizan ventanas menores a 2 segundos ya que estas implican respuestas rápidas o inmediatas, ni mayor a 4 segundos debido a que al aplicarla en tiempo real, el procesamiento seria pesado y lento, generando retrasos, por lo cual se toma **4 segundos** para el caso de procesamiento fuera de línea y **2 segundos** para en tiempo real.

³⁴Bongjae Choi and Sungho Jo. “A Low-Cost EEG System-Based Hybrid Brain-Computer Interface for Humanoid Robot Navigation and Recognition”. En: 8.9 (2013).

³⁵Wang and Sourina, “Real-time mental arithmetic task recognition from EEG signals”.

³⁶Marijn van Vliet et al. “Designing a brain-computer interface controlled video-game using consumer grade EEG hardware”. En: *2012 ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference: Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC)* (2012), pp. 1–6.

³⁷Brahim Hamadicharef et al. “Learning EEG-based spectral-spatial patterns for attention level measurement”. En: *Proceedings - IEEE International Symposium on Circuits and Systems* (2009), pp. 1465–1468.

³⁸Choi and Jo, “A Low-Cost EEG System-Based Hybrid Brain-Computer Interface for Humanoid Robot Navigation and Recognition”.

³⁹Hidenori Boutani and Mieko Ohsuga. “Applicability of the ”Emotiv EEG Neuroheadset” as a User-friendly Input Interface”. En: (2013), pp. 1346–1349.

Para este caso, se observa en el segmento del Código 10. en el Anexo A, la *relajación* se divide en 32 partes iguales, y se eliminan los epoch/muestras iniciales y finales, por si tienen ruido de inicio y final de Trial, al igual que para el caso de la *concentración*, a diferencia que se separan las partes activas de las no activas en este segmento. Para el caso de *guiño*, simplemente se dividen las partes en 75 muestras iguales, sin eliminar ninguna muestra, ya que no es necesario ser precisos.

5.2.5 Normalización

Las librerías *Scikit-learn*⁴⁰, ofrecen la posibilidad de estandarizar las muestras antes de la extracción de las características, como se observa en el Código 10. del Anexo A, centrando a la media y escalar a la varianza unitaria. Esta etapa es solo aplicada a la *relajación* y *concentración*, las cuales deben ser separados de dichos efectos, dependen del tiempo y frecuencia, ya que las características neuronales son sensitivas a pequeñas variaciones, y deben ser preparadas correctamente, a diferencia de *guiño* el cual no se le es aplicado, al no necesitar tal precisión, solo se enfoca en variación de magnitud en el tiempo.

5.3 EXTRACCIÓN DE LAS CARACTERÍSTICAS

La cantidad de características a extraer por función depende de la complejidad de este, al igual que la selección de las más importantes, según Hamadicharef, B. et al.⁴¹, se pueden tener gran cantidad de estas, convertirlas en un sub-espacio y extraer de estas una menor cantidad nueva de características, pero implica aumentar el procesamiento, por lo que para la *relajación* y *guiño*, se tomaron sólo **2 características** y *concentración*, **3 características**.

A medida que aumentan la cantidad de extracción de características, aumenta el porcentaje de exactitud, ya que las dimensiones en las Maquinas de Soporte Vectorial se incrementa al igual que el procesamiento, por ende es indispensable utilizar la menor cantidad de dimensiones/características posibles sin afectar la clasificación.

PyEEG ofrece algunas *features* o características y sus funciones de extracción, con el tipo de retorno de cada una de ellas y la dependencia de variables como se observa en la Tabla 3, de las cuales se escogen las que no tengan dependencias, livianas en procesamiento y sean acorde a el proyecto.

Aunque características lineales son importantes a la hora de expresar componentes de las señales, como lo es Power Spectral Density (PSD), a veces no son suficientes para representar las no linealidades de de las actividades cerebrales, las cuales poseen igual o mayor información de dichos aspectos⁴², por lo que se decide utilizar ambas clases

⁴⁰Pedregosa and Varoquaux, “Scikit-learn: Machine Learning in Python”.

⁴¹Hamadicharef et al., “Learning EEG-based spectral-spatial patterns for attention level measurement”.

⁴²Wang and Sourina, “Real-time mental arithmetic task recognition from EEG signals”.

Tabla 3. Tabla de características pertenecientes a PyEEG

Feature Name	Function Name	Return Type	Variable Dependency
Power Spectral Intensity (PSI) Relative Intensity Ratio (RIR)	bin_power()	Two 1D vectors	Signal FFT Bands Sampling Rate
Petrosian Fractal Dimension (PFD)	pdf()	A scalar	Signal
Higuchi Fractal Dimension (HFD)	hfd()	A scalar	Signal range (Kmax)
Hjorth mobility and complexity	hjorth()	Two scalars	Signal
Spectral Entropy (Shannon's entropy of RIRs)	spectral_entropy()	A scalar	Signal FFT Bands Sampling rate
SVD Entropy	svd_entropy()	A scalar	Signal Lag Tau Embedding dimension (dE)
Fisher Information	fisher_info()	A scalar	Signal Lag Tau Embedding dimension (dE)
Approximate Entropy (ApEn)	ap_entropy()	A scalar	Signal Matrix one dimension (M) Euclidean distance relation
Detrended Fluctuation Analysis (DFA)	dfa()	A scalar	Signal
Hurst Exponent (Hurst)	hurst()	A scalar	Signal

Tabla de características enfocadas en la librería de PyEEG, de las cuales se destacan por el tipo de variable que depende y retorna. Fuente: Forrest Sheng Bao, Xin Liu, and Christina Zhang. "PyEEG: An open source python module for EEG/MEG feature extraction". *En: Computational Intelligence and Neuroscience* 2011 (2011).

de extractores de características, **lineales** y **no lineales**, en la Tabla 4 se observan las respectivas para cada función.

5.3.1 Power Spectral Density (PSD)

La función que se implementa para aplicar PSD es el **método Welch**, la cual implementa SciPy en Python, tomando como referencia del trabajo original⁴³, el cual SciPy especifica que, *realiza un estimado del PSD, dividiendo la señal en segmentos con un grado superposición, computando un periodograma modificado para cada segmento y*

⁴³PD Welch. "IEEE Transactions on audio and electroacoustics". *En:* (1967).

promediando los periodogramas⁴⁴.

Tabla 4. Características de las Funciones

Función	Características	Tipo de Características
Relajación	Power Spectral Density Ratio	Linear
	Hjorth Mobility	quasilinear
Concentración	Power Spectral Density Ratio	Linear
	Hjorth Mobility	quasilinear
	Petrosian Fractal Dimension	nonlinear
	Hurst Exponents (opcional)	nonlinear
Guiño	Frobenius Norm	Linear
	Hjorth Complexity	quasilinear

Características seleccionadas para cada función, según el respectivo análisis. Fuentes: Forrest Sheng Bao, Xin Liu, and Christina Zhang. “PyEEG: An open source python module for EEG/MEG feature extraction”. *En: Computational Intelligence and Neuroscience* 2011 (2011).
 “Advancements of Medical Electronics: Proceedings of the First International Conference, ICAME 2015”. *En: Springer India*, 2015. Chap. Part III DSP and Clinical Applications.
 Hossein Siamaknejad, Chu Kiong Loo, and Wei Shiung Liew. “Fractal Dimension Methods to Determine Optimum EEG Electrode Placement for Concentration Estimation”. *En: 2* (2014).

Se observan en el segmento de Código 10. del Anexo A, para el caso de la ‘relajación’ y ‘concentración’ se aplica *welch* de la misma manera, **nperseg** indica la longitud en bins de cada segmento a subdividir siendo de **256**, **nfft** la longitud en bins de Fast Fourier Transform (FFT) usado de **1023**, **fs** la frecuencia de muestreo que debe ser la misma del EPOC de **128 Hz**, **noverlap** el numero de puntos o bins a superponer entre segmentos de **100**, **scaling** el cual da la opción de computar *density* donde la potencia P_{xx} tiene las unidades V^2/Hz o *spectrum* donde P_{xx} tiene las unidades V^2 , se toma **density** en este caso.

Pseudocódigo 1 Extracción PSD ratio para la relajación

```

Frequency Bins, Power Bins = Welch Method (Sample Signal , Parameters
,Density Type)
for i in (0 to Power Bin length) do
  if Frequency Bin in (Total Band Range) then Append Power Bin
  if Frequency Bin in (Alpha Range) then Append Power Bin
Final Alpha Ratio = sum (Total Alpha Values) / sum (Total Band Range Values)

```

Como se observa en el Pseudocódigo 1, el proceso representativo es tomar lo que entrega *welch* y separar las bandas de un rango estándar y el rango de *alpha* para crear un ratio y utilizarlo como característica; Lo mismo se aplica para la *concentración*, a diferencia

⁴⁴Eric Jones, Travis Oliphant, Pearu Peterson, et al. *SciPy: Estimate power spectral density using Welch's method*. 2001-. (Consultado 11/24/2015).

que se utiliza la suma de β y γ siendo de (14-42 Hz) y rango estándar de (20-38 Hz), visto en Código 10. del Anexo A, dichos rangos siempre serán constantes a la hora de extraer de las diferentes muestras tanto par el procesamiento fuera de línea como en tiempo real.

5.3.2 Parámetros Hjorth (Complexity/Mobility)

Los parámetros Hjorth, ayudan a indicar propiedades estadísticas de la señal en el dominio del tiempo. *Mobility* tiene aspecto de la desviación estándar del espectro de potencia y *Complexity* se enfoca en comparar la forma de la señal con la similaridad de una onda seno pura según, visto en la Tabla 5⁴⁵.

Tabla 5. Parámetros Hjorth

Función	Características
Activity	$var(y(t))$ (1)
Mobility	$\sqrt{\frac{var(y'(t))}{var(y(t))}}$ (2)
Complexity	$\frac{mobility(y'(t))}{mobility(y(t))}$ (3)

Parámetros de Hjorth tipo Mobility y Complexity. Fuente: Seung-Hyeon Oh, Yu-Ri Lee, and Hyoung-Nam Kim. “A Novel EEG Feature Extraction Method Using Hjorth Parameter”. En: *International Journal of Electronics and Electrical Engineering* 2.2 (2014), pp. 106–110.

Con respecto al Código 10. del Anexo A, encontrado en *PyEEG*, se observa que Mobility se define como $\sqrt{\frac{M2}{TP}}$ y Complexity $\sqrt{\frac{M4*TP}{M2*M2}}$, los cuales las variables $TP = \sum \frac{x_i}{N}$,

⁴⁵Seung-Hyeon Oh, Yu-Ri Lee, and Hyoung-Nam Kim. “A Novel EEG Feature Extraction Method Using Hjorth Parameter”. En: *International Journal of Electronics and Electrical Engineering* 2.2 (2014), pp. 106–110.

$M2 = \sum \frac{d_i}{N}$, $M4 = \sum \frac{(d_i - d_{i-1})^2}{N}$ y $d_i = x_i - x_{i-1}$ ⁴⁶, tienen una congruencia a lo explicado anteriormente a un nivel **discreto**, con una longitud **N** igual a la muestra, en este caso 4 segundos o 512 puntos y **d**, relacionado con la diferencia discreta de la muestra; El resultado de estas características son escalares.

Pseudocódigo 2 Extracción de Hjorth para *relajación concentración y guiño*

Scalar Value = **Hjorth Mobility** (*Relaxation Sample Signal*) / 10.0
 Scalar Value = **Hjorth Mobility** (*Concentration Sample Signal*) / 10.0
 Scalar Value = **Hjorth Complexity** (*Wink Sample Signal*) / 100.0

En el Pseudocódigo 2, se observa la representación aplicativa de la función Hjorth Mobility para *relajación y concentración*, y Hjorth Complexity para *guiño*, donde son multiplicadas y/o divididas por una constante, debido a que en algunos casos se obtenían valores elevados comparados con el ratio de PSD, que al a hora de estandarizar y escalar las características de los valores, se observaban un poco dispersas y no un rango aceptable, no solo para cálculos posteriores sino para una mejor visualización de estos.

5.3.3 Petrosian Fractal Dimension

Aunque los métodos de extracción de características anteriores son lineales/quasilineales y se relacionan con la amplitud y espectro de potencia de la señal, no son suficientes en detectar cuestiones no lineales, como para el caso de la *concentración*, el cual tiene un grado de dificultad comparado con la *relajación*.

El EPOC rechaza parte de las frecuencias de gamma, causando un poco mas de dificultad en la detección, por lo que se decide utilizar un método extra no lineal, como lo es **Fractal Dimension** el cual se enfoca directamente en análisis de procesamiento EEG⁴⁷, también es útil en detecciones transitorias con una rápida computación, consistiendo en estimaciones de la dimension de la señal en el tiempo⁴⁸.

El método escogido es el de Petrosian, ofrece una rápida computación transformando el conjunto de series en secuencias binarias⁴⁹. *PyEEG*, define como,

$$PFD = \frac{\log_{10}N}{\log_{10}N + \log_{10}\left(\frac{N}{N+0.4N_{\delta}}\right)} \quad (4)$$

Donde N es la longitud de la serie y N_{δ} el numero de cambios de signos en la señal

⁴⁶Bao, Liu, and Zhang, “PyEEG: An open source python module for EEG/MEG feature extraction”.

⁴⁷Hossein Siamaknejad, Chu Kiong Loo, and Wei Shiung Liew. “Fractal Dimension Methods to Determine Optimum EEG Electrode Placement for Concentration Estimation”. *En*: 2 (2014).

⁴⁸Esteller, Vachtsevanos, Echauz, and Litt, “a Comparison of Fractal Dimension Algorithms Using Synthetic and Experimental Data”.

⁴⁹Cindy Goh, Brahim Hamadicharef, Goeff Henderson, and Emmanuel Ifeachor. “Comparison of Fractal Dimension Algorithms for the Computation of EEG Biomarkers for Dementia”. *En*: *2nd International Conference on Computational Intelligence in Medicine and Health Care (CIMED2005)* (2005), pp. 464–471.

derivada⁵⁰. En el Código 10. del Anexo A, n es definida como la longitud de la muestra y N_δ depende de la diferencia discreta de la muestra.

Pseudocódigo 3 Aplicación PFD para **concentración**

procedure PETROSIAN FRACTAL DIMENSION EXTRACTION
 Scalar Value = **Petrosian Fractal Dimension** (*Sample Signal*)

Por ultimo, el Algoritmo 3 simplemente detalla la linea que aplica *PFD* y ya que retorna un escalar de bajo valor, no es necesario ajustarlo y simplemente se toma como es.

5.3.4 Frobenius Norm

Un tipo de norma matricial debe ser equivalente a una definición de una norma vectorial. La norma matricial mas comúnmente utilizada es la norma Frobenius⁵¹.

$$\|A\|_F = \sqrt{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n |a_{ij}|^2} \quad (5)$$

Donde se puede definir por la Formula 5 como la raíz cuadrada de la sumatorias del valor absoluto al cuadrado de sus componentes de una o dos dimensiones.

Frobenius Norm, es un método simple de aplicación lineal, el cual fue implementado para el caso de la extracción de información muscular del guiño, dicho método está incorporado en **SciPy**⁵² y se aplica de igual forma a una linea de código como se ve en el Pseudocódigo 4, donde el valor escalar retornado es dividido por **1000** como ajuste.

Pseudocódigo 4 Aplicación de Frobenius Norm por Scipy

procedure FROBENIUS EXTRACTION
 Scalar Value = **Frobenius Norm** (*Sample Signal*) / 1000.0

Para detallar mejor las opciones y parámetros que *SciPy* usa sobre norma vectorial y matricial, y el código utilizado, puede observar la siguiente referencia⁵³.

⁵⁰Bao, Liu, and Zhang, “PyEEG: An open source python module for EEG/MEG feature extraction”.

⁵¹G H Golub and C F Van Loan. *Matrix Computations*. 1996.

⁵²Jones, Oliphant, Peterson, et al., *SciPy: Open source scientific tools for Python*.

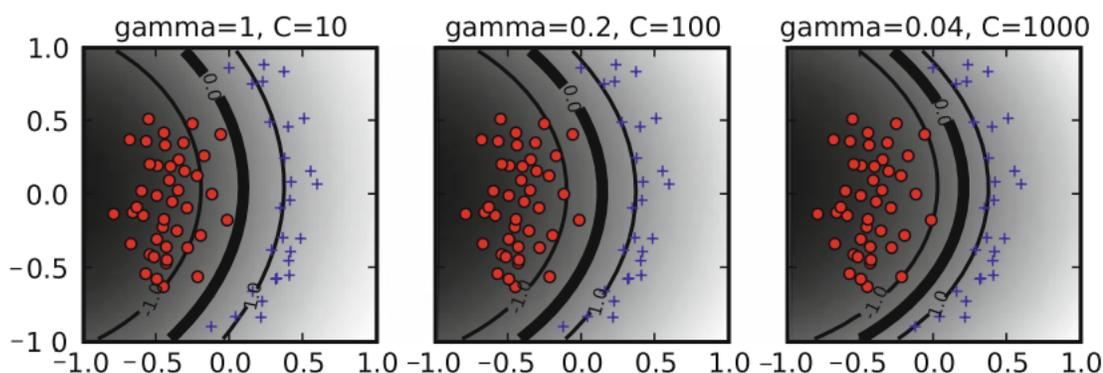
⁵³Eric Jones, Travis Oliphant, Pearu Peterson, et al. *SciPy: Matrix or vector norm*. 2001–. (Consultado 11/25/2015).

5.4 GUARDADO DEL CLASIFICADOR

El tipo de clasificador a utilizar es el **Support Vector Machine (SVM)**, es extensamente utilizado en bioinformática debido a su alto grado de exactitud y manejo de datos en altas dimensiones⁵⁴.

Basados en teorías computacionales de aprendizaje, en términos generales, crean una frontera basada en dos líneas de error minimizadas *superior* e *inferior* a este, delimitando así las dos clases a separar y posteriormente a clasificar las muestras aún no conocidas⁵⁵, en su forma básica son lineales o trabajan con funciones de umbral lineales, pueden también modificarse para trabajar con sistemas de polinomios a través de una función de **kernel**, que en este caso es **Radial Basis Function (RBF)**.

Figura 25. Ejemplo de los parámetros C y γ



Ejemplo de las variaciones de los parámetros C y γ para el SVM. Fuente: Jason Ben-hur, Asa; Weston. “A User’s Guide to Support Vector Machines”. En: *Methods in Molecular Biology* 609.2 (2010), pp. 385–400.

SVM contiene unos parámetros iniciales para su entrenamiento llamados α_i y b , que detectan el hiperplano marginal de separación; También incluyen otros parámetros, siendo la constante de margen suave C y el parámetro de kernel **gamma** (γ), los cuales ajustan la importancia de maximizar o minimizar la cantidad de muestras a tomar en cuenta y que tanta influencia puede tener una muestra sobre el clasificador respectivamente⁵⁶, En otras palabras, a mayor valor de C , mayor cantidad de muestras se toman en cuenta o viceversa y a mayor valor de γ la localidad del SVM incrementa, aumentando la curvatura del limite de decisión, a menor valor, menor curvatura y por ende, su radio, como lo muestra la Figura 25.

Una buena clasificación depende de la correcta elección de dichos parámetros y un porcentaje aceptable del *cross validation* en el cual el clasificador puede trabajar;

⁵⁴Jason Ben-hur, Asa; Weston. “A User’s Guide to Support Vector Machines”. En: *Methods in Molecular Biology* 609.2 (2010), pp. 385–400.

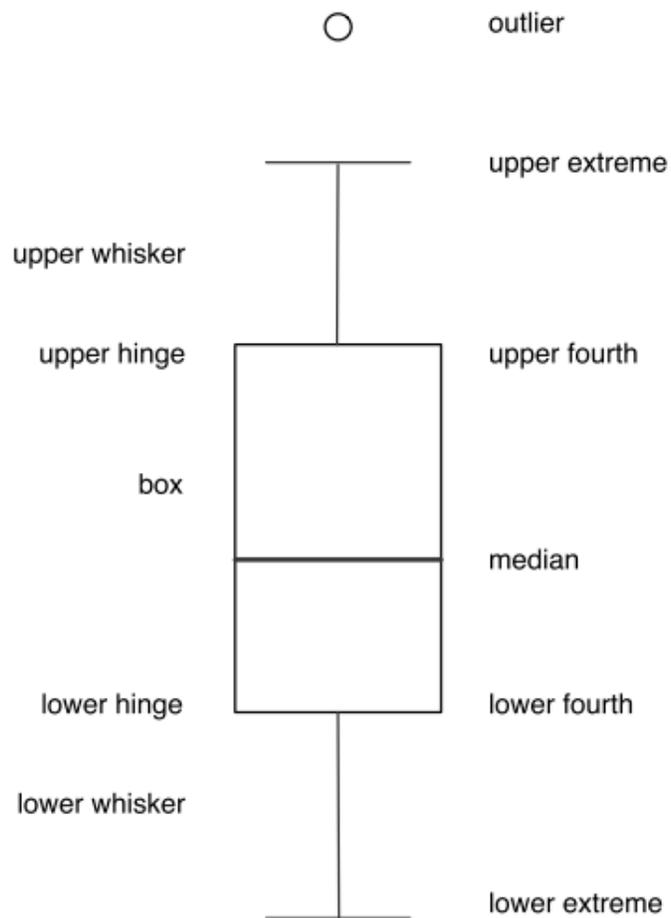
⁵⁵Thorsten Joachims. “Text Categorization with Support Vector Machines: Learning with Many Relevant Features”. En: *Proceedings of the 10th European Conference on Machine Learning* (1998), pp. 137–142.

⁵⁶Ben-hur, Asa; Weston, “A User’s Guide to Support Vector Machines”.

Al igual, una vez las características de las muestras han sido extraídas, se puede visualizarlas antes de proceder con el método de la clasificación, verificando que los procesos han sido realizados correctamente, que estén en un rango aceptable.

5.4.1 Visualización de las características de las muestras

Figura 26. Descripción de un Box Plot



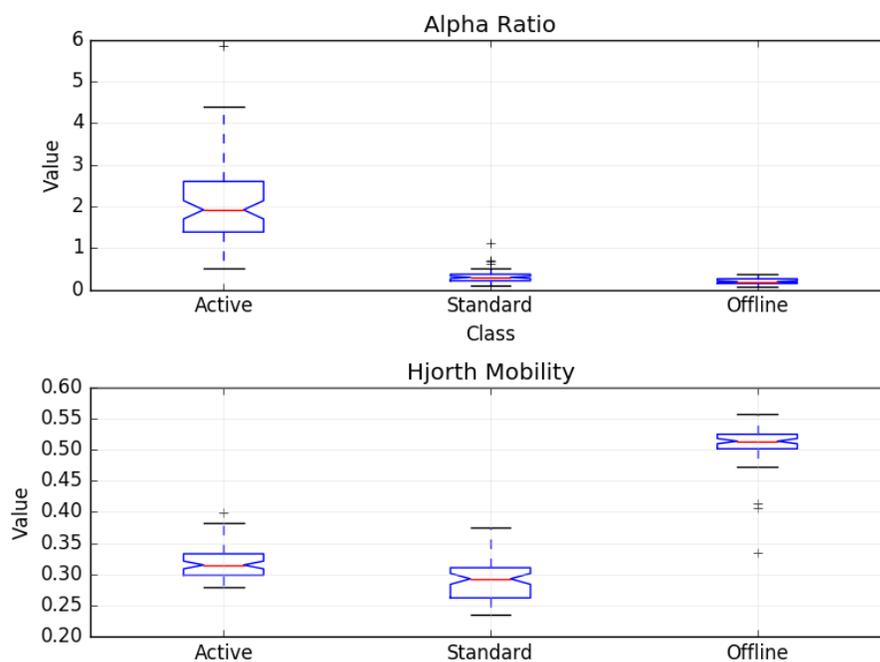
Elementos específicos de un plot de tipo Box. Fuente: Hadley Wickham and Lisa Stryjewski. "40 Years of Boxplots". *En*: (2011), pp. 1–17.

Para visualizar las diferentes categorías de muestras y observar con claridad la gran cantidad de estas y distinguirlas entre si, se utiliza el sistema de **Box Plot**, el cual ayuda a distinguir características de distribución en grupos, sus puntuaciones y la proporción de las puntuaciones, en grupos de cuartillas o *quartile*, como se observa en la Figura 26 que desde el punto de vista de la media, la distribución de las cuartillas indica que tan dispersos o alejados están las muestras, siendo *outlier* las muestras mas alejadas, *upper hinge* y *lower hinge* que tanto los dos cuartillas de 25 % de las muestras cada

una, esta distribuida,⁵⁷, en otras palabras, mientras la caja sea pequeña, o los extremos estén cercanos a la media y pocos *outliers*, indica que las muestras están muy cerca una de las otras, siendo mas fácil su clasificación.

En el caso de la **relajación**, con dos tipos de características o dimensiones extraídas, siendo el ratio de alpha y Hjorth Mobility, se observa en la Figura 27, el segmento activo posee en su mayoría muestras de valores altos a diferencia de *offline* y *standard* para el caso del ratio de alpha, sin embargo para **Hjorth Mobility**, *standard* esta cercano en sus valores al segmento activo, pero *offline* esta por encima de estos dos, aun así, se observa una diferencia clara para una clasificación.

Figura 27. Parámetros de relajación.



La parte activa demuestra que las muestras tomadas contienen gran cantidad de altos valores de Alpha Ratio, a diferencia de **estandard** y **offline**, los cuales sus muestras son de bajos valores.

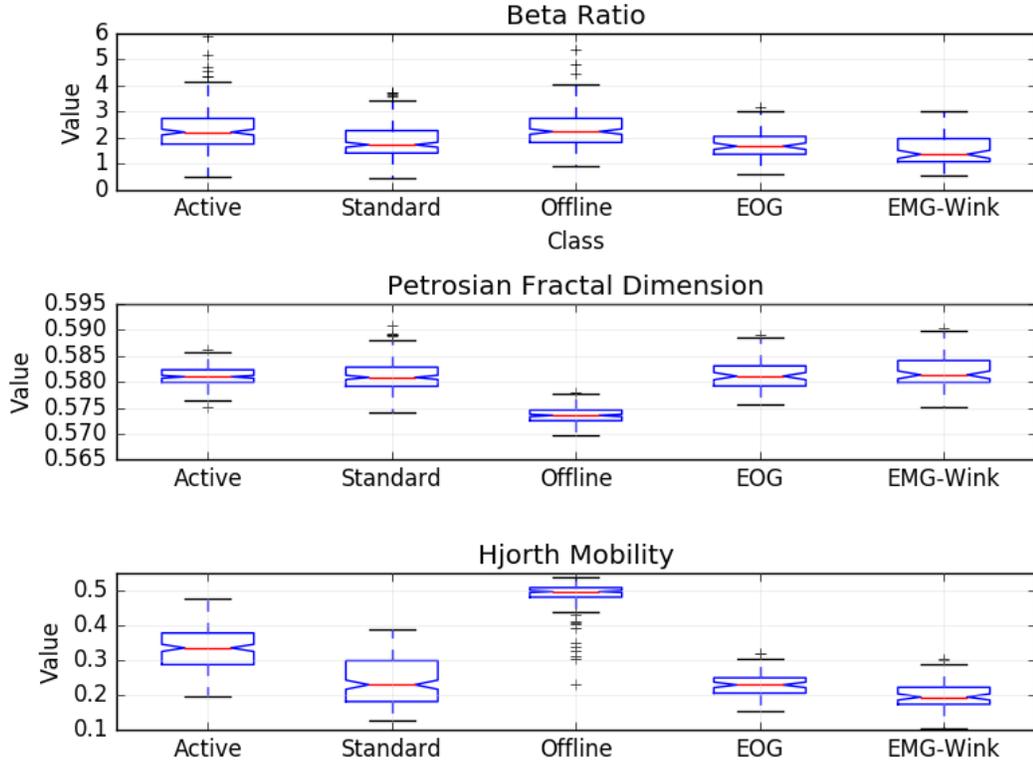
La *concentración*, posee tres tipos de características, que a simple vista el *beta ratio*, contiene un alto grado de similitud con *offline*, *Petrosian* ayuda a distinguir mejor este aspecto, ya que es enfocado en parámetros no lineales, similar a *Hjorth*, que es quasi lineal, separa correctamente este aspecto de *offline*, *EOG* y *EMG*, dejando a *estándar* como el de mayor similitud.

Las Figuras 29 y 30 muestran los parámetros para los guiños *izquierdo* y *derecho*, donde a primera vista el guiño izquierdo del segmento activo se puede diferenciar, contrario al guiño derecho el cual *EOG* tiene una similitud en las muestras tomadas. Al usuario se le facilita guiñar con el ojo izquierdo, siendo razón esencial del porque de las diferencias

⁵⁷Hadley Wickham and Lisa Stryjewski. "40 Years of Boxplots". En: (2011), pp. 1-17.

entre las gráficas.

Figura 28. Parámetros de concentración.



El segmento activo para el *ratio de Beta* y *Petrosian Fractal Dimension* es difícil de distinguir a los demás, contrario a *Hjorth Mobility* el cual es distinguible, utilizando las tres dimensiones o características para aumentar el chance de detección correcta de el segmento activo.

5.4.2 Estandarización

De antemano se realiza una distribución **aleatoria** de las muestras, y se separan en dos tipos de clases, **data** y **test**, las cuales en porcentaje quedan de **65%** y **35%** aproximados respectivamente. *Data* contiene las muestras que irán directamente a entrenar el clasificador y *test* para comprobar el clasificador, siendo las muestras desconocidas por este.

La estandarización al igual que el clasificador, son tomados de *Scikit Learn*, el cual se aplica como medida importante y requerimiento ya que remueve la media y escala a unidad de varianza todas las muestras.

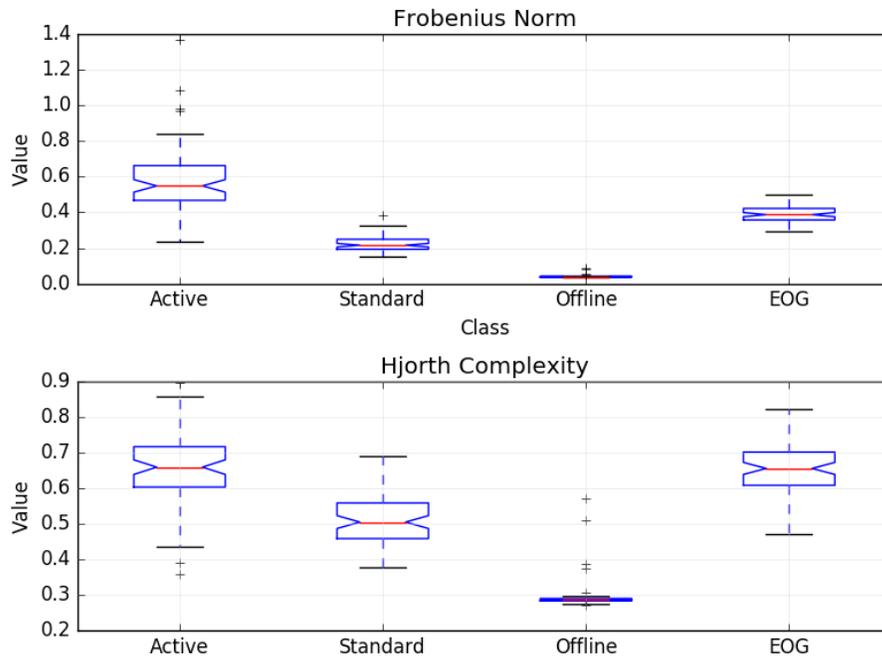
Pseudocódigo 5 Estandarización de las muestras

procedure STANDARD SCALER

Two Classes = (**Class 0**(Active), **Class 1**(Estandar, offline, Guino, EOG))

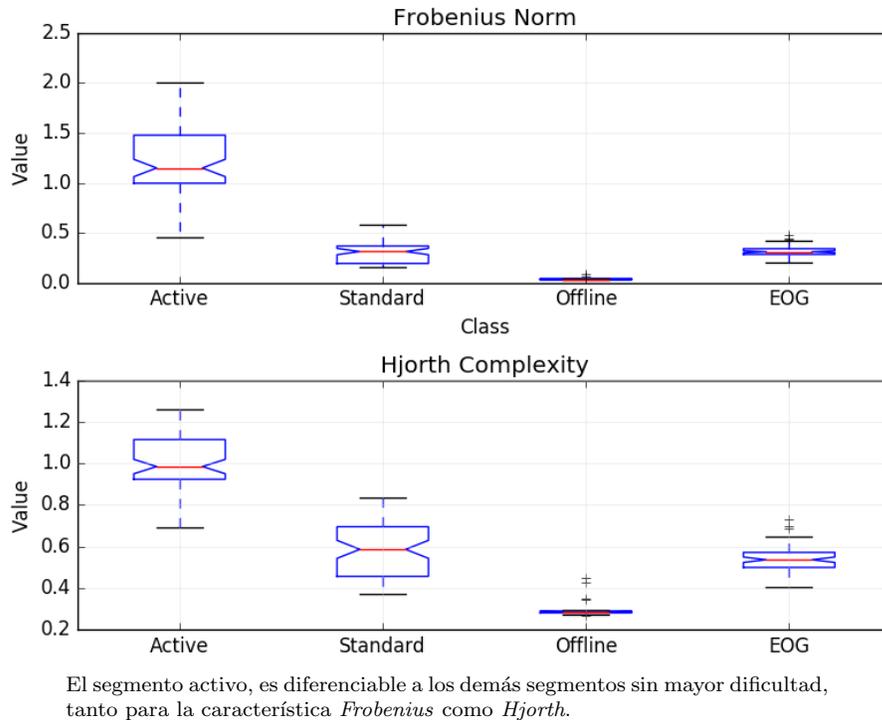
Scaler = **Standard Scaler** (Two Classes)

Figura 29. Parámetros de guiño derecho.



El segmento activo en el *Frobenius Norm* es distinguible con los demás segmentos, a diferencia de *Hjorth Complexity* que sólo encuentra similitud con *EOG*, aun así, se aprecia fácilmente el segmento.

Figura 30. Parámetros de guiño izquierdo.



Las dos clases mencionadas en el Pseudocódigo 5, indican que el clasificador es **binario**, en el que en este caso se crea una **clase activa**, que contiene las muestras de activación o en el que el usuario ha realizado los procesos y una **clase no activa**, en la cual contiene las muestras de *estándar*, *OFFLINE*, *guiño* y *EOG*, contrario a utilizar múltiples clases o múltiples clasificadores, siendo un método diferente.

5.4.3 Selección de los parámetros SVM

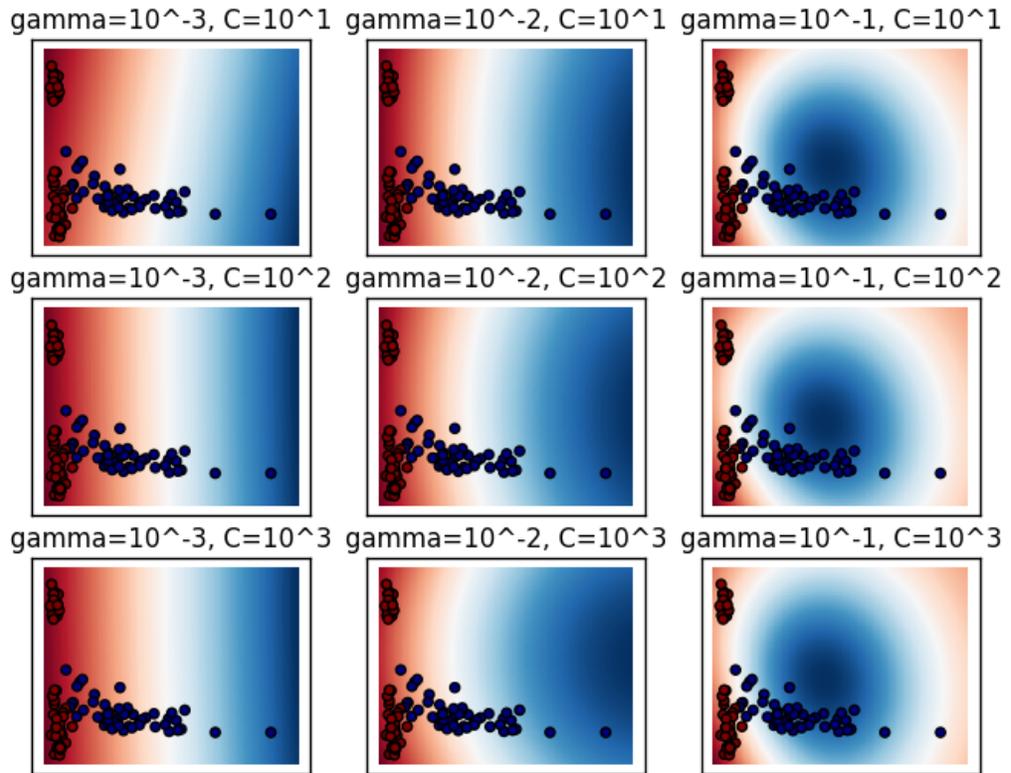
El tipo de kernel a utilizar es el **RBF**, depende de los parámetros **C** y **gamma**, los cuales se someten a variaciones al tratar de encontrar un balance aceptable de separación de las clases y sus respectivas muestras; Un ejemplo para visualizar este caso, es proporcionado por *Scikit Learn*,⁵⁸ en donde se toma dicho método y es aplicado en este caso, del cual se observa los límites de decisiones con sus respectivas muestras y los valores de C y gamma variados, donde el color **azul** representa la clase activa y el color **rojo** la clase no activa.

Gamma y **C** varían de menor a mayor de izquierda a derecha y de arriba a abajo. Donde las muestras azules son las activas y las rojas las no activas. Las sombras rojas y azules representan la totalidad de la zona que los valores específicos de C y Gamma otorgan para que el clasificador encierre las muestras que estén dentro de dicha margen.

⁵⁸Eric Jones, Travis Oliphant, Pearu Peterson, et al. *SciPy: RBF SVM parameters*. 2001-. (Consultado 11/27/2015).

La unión entre estas sombras, que es blanca, es la margen divisoria que separa las muestras, y las que quedan atrapadas en esta margen, se toman como no clasificadas.

Figura 31. Plot de parámetros RBF para la relajación.



Las muestras activas (azules) están separadas claramente de las no activas (rojas), por lo cual se pueden clasificar de forma oportuna, donde las sombras respectivas ayudan a encerrar estas fácilmente.

Para el caso de la *relajación*, en la Figura 31, se pueden distinguir fácilmente las muestras activas (azules) de las no activas (rojas), inclusive las sombras que encierran sus muestras dan un mejor entendimiento de la separación, por lo cual no sería difícil para el clasificador separarlas. se encuentra que con **C** igual a **100**, se limitan las muestras activas en su mayoría, donde la frontera entre las sombras (color blanco), contiene pocas muestras a rechazar.

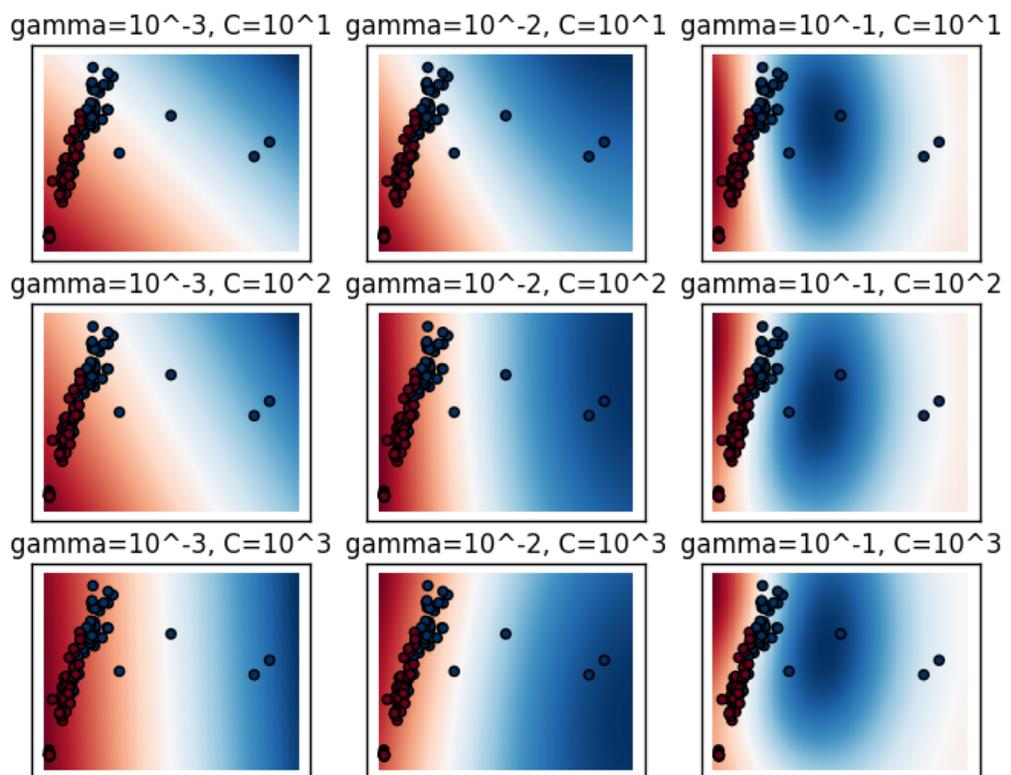
Las Figuras 32 y 33, las cuales muestran el Plot RBF para el guiño derecho e izquierdo, para valores de **C** igual a **100**, se mantiene acorde una separación aceptable de las muestras activas de las no activas, no obstante, el guiño derecho, siendo el del usuario de menor uso o facilidad de lograr, reitera que otorga un nivel mayor de dificultar al clasificar, siendo el izquierdo mejor para el clasificador.

Las características de dos dimensiones (2D), ofrece una virtud simplicista a la hora de

clasificar y observar mejor las clases y sus muestras, sin embargo, para nuestro caso, la **concentración** maneja tres tipos de características (3D), por lo que visualmente solo se logra observar las muestras, como se ve en la Figura 34, donde las muestras activas en la zona central (azules), están siempre en un grado de ventaja, no obstante al girar la imagen en sus ejes, se observa que esta contiene muestras que se entrelazan, disminuyendo la cantidad de muestras útiles y así mismo aumentando el rango de separación del clasificador.

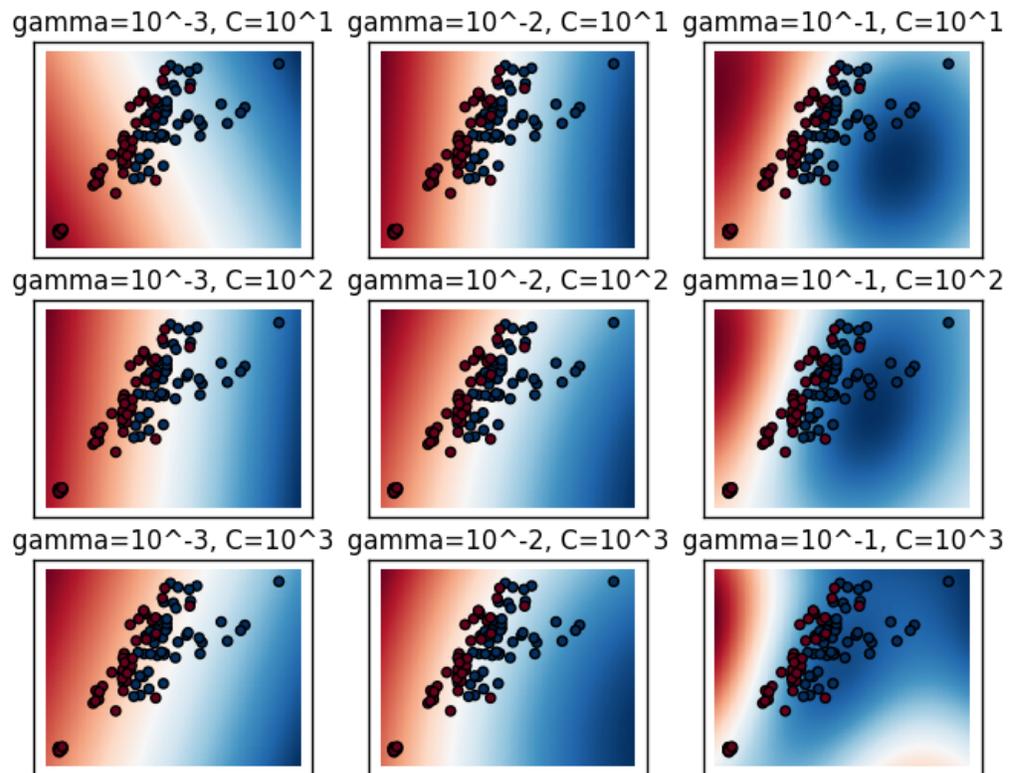
Con respecto a los parámetros, para la *relajación* y el *guiño*, se pueden dar a entender gracias a las imágenes que estos parámetros pueden tener ciertas ventajas, conociendo la cantidad y tipo de dispersión de las muestras; En este caso, se observa que los valores de $C = 100$ y $\gamma = 0.1$, en general, tienen un rango aceptable de cubrimiento fronterizo, ni muy alejado de las muestras, ni muy estricto en el encerramiento de estas.

Figura 32. Plot de parámetros RBF para el guiño derecho



Las muestras activas (azules) están muy cercanas a las no activas (rojas), a excepción de unas muy pocas alejadas, por lo que las sombras las separas de forma difícil, dejando en la frontera gran cantidad de muestras a no clasificar.

Figura 33. Plot de parámetros RBF para el guiño izquierdo



Las muestras activas (azules) están más separadas de las no activas (rojas), donde hay pocas muestras en ambas clases alejadas de la zona central, aun así, las sombras encierran mejor las muestras activas.

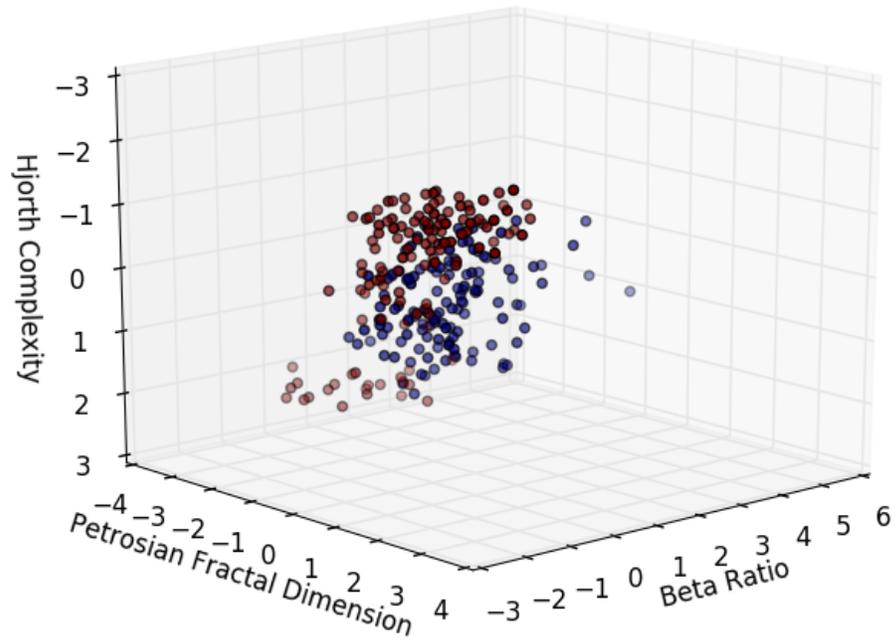
5.4.4 Selección del clasificador SVM y Cross Validation

En este segmento, se determina el clasificador final a prueba, con un *cross validation* de 10, los parámetros escogidos satisfacen a cierto modo lo esperado, teniendo en cuenta las restricciones puestas sobre el proyecto de utilizar menor cantidad posible de funciones. En la Tabla 6 se puede apreciar los porcentajes de exactitud de los clasificadores, tomando en cuenta el hecho de que a cada prueba de validación, las muestras se tomaban **aleatorias** para el *data* y *test*, lo único constante fueron los parámetros escogidos.

Los usuarios utilizados para el trabajo fueron 5, a dos de ellos se les implementó todas las funciones y a los 3 restantes, solo el de *relajación* y *concentración*, todos fueron dispuestos a una sola explicación y prueba. Algunos usuarios obtuvieron mejores resultados que otros, como para el caso del usuario 4, la relación de la onda alpha y sus parámetros fue de alto grado, a comparación del usuario 5 que su onda alpha fue débil y de poca magnitud como para ser diferenciada fácilmente. El *Usuario 1*, fue escogido de forma aleatoria para desempeñar el trabajo total con respecto al

experimento implementado.

Figura 34. Plot de parámetros concentración (3D).



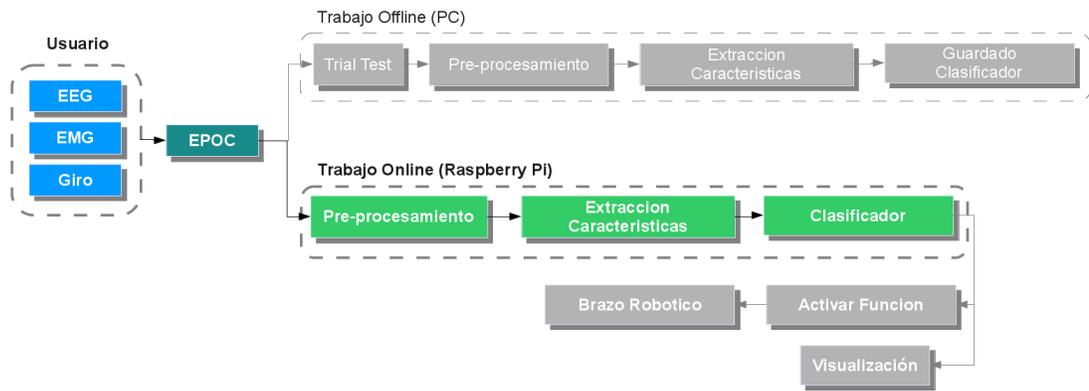
Se observan los tres ejes cada uno con su respectiva referencia de característica, donde aproximadamente en el centro, hay una conglomeración de muestras activas (azules) y las no activas (rojas) rodeando parcialmente estas.

Tabla 6. 10 fold Cross Validation expresado en porcentaje para 5 usuarios

	Usuario 1 (%)	Usuario 2 (%)	Usuario 3 (%)	Usuario 4 (%)	Usuario 5 (%)
Relajación	98.6	86.6	98.4	99.6	79.6
Concentración	82.7	80.3	81.2	86.8	76.0
Guiño Izquierdo	90.0	98.4			
Guiño Derecho	90.0	99.6			

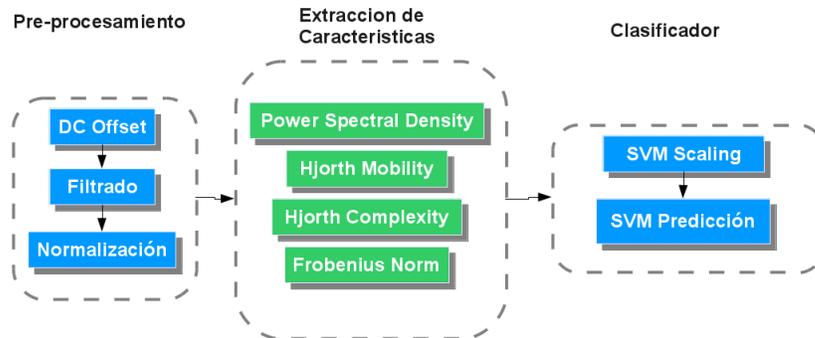
6. PROCESAMIENTO EN EL TIEMPO REAL DE LAS SEÑALES

Figura 35. Procesamiento en tiempo real



El procesamiento en tiempo real toma los aspectos básicos que en fuera de línea, segmentos del pre-procesamiento, extracción de características y el clasificador ya entrenado como se observa en la Figura 35. Estas etapas de igual forma contienen menor cantidad de procesos y librerías como se observa en la Figura 36.

Figura 36. Procesamiento en tiempo real detallado



6.1 PROCESAMIENTO

A diferencia del procesamiento fuera de línea, se debe tomar las señales en ventanas o *buffers* constantes, las cuales son de 4 segundos para todas las funciones. El proceso remueve de igual forma que en el procesamiento fuera de línea, el nivel DC, el filtrado básico y continuando con la normalización, siendo procesos esenciales para preparar la muestra de señal.

La extracción de características, deben seguir el mismo procesamiento que en fuera de línea, no deben tener ningún tipo diferente de ajuste o funciones similares en *Python*, sino las mismas, ya que alteraría radicalmente la clasificación de las funciones.

El clasificador es guardado y cargado a través de la librería **Joblib**⁵⁹, encontrada como función externa en *Scikit Learn*, la cual realiza un *pickle* del clasificador ya entrenado y lo guarda o *dumps* en un archivo con extensión *.pkl* respectivo y lo carga o *load* de igual forma, dejando así el clasificador y su correspondiente estandarización de ser ejecutados directamente.

El resultado o el indicador que entregan los clasificadores se puede tomar como un sistema binario, deduciendo el hecho de que el 0 en este caso sería la clase 0, o la clase activa, y el 1 sería la clase 1, o la clase no activa; Dependiendo de este, así mismo se ejecutan las respectivas funciones.

6.2 MULTITHREADING

Otro aspecto al tener en cuenta al trabajar con varias funciones de extracción de características y clasificado al mismo tiempo, es el **Multithreading**, con el cual el sistema puede lidiar de forma jerárquica la *división* de recursos de memoria de forma equitativa.

Las dos librerías que ofrece **Python** y que fueron aplicadas en este proyecto fueron **threading** y **multiprocessing**, las cuales manejan un sistema similar de trabajo, donde *threading* crea procesos de alto grado sobre otros procesos de bajo grado y *multiprocessing* se enfoca en el sistema de *lock* o cerrado de una *pipeline* o tubería. Cada rama de clasificadores por ende tendrá su propio **Thread** y el proceso que maneja los datos de los sensores será un **Process**.

6.3 INTERFACES GRÁFICAS DEL BCI HÍBRIDO

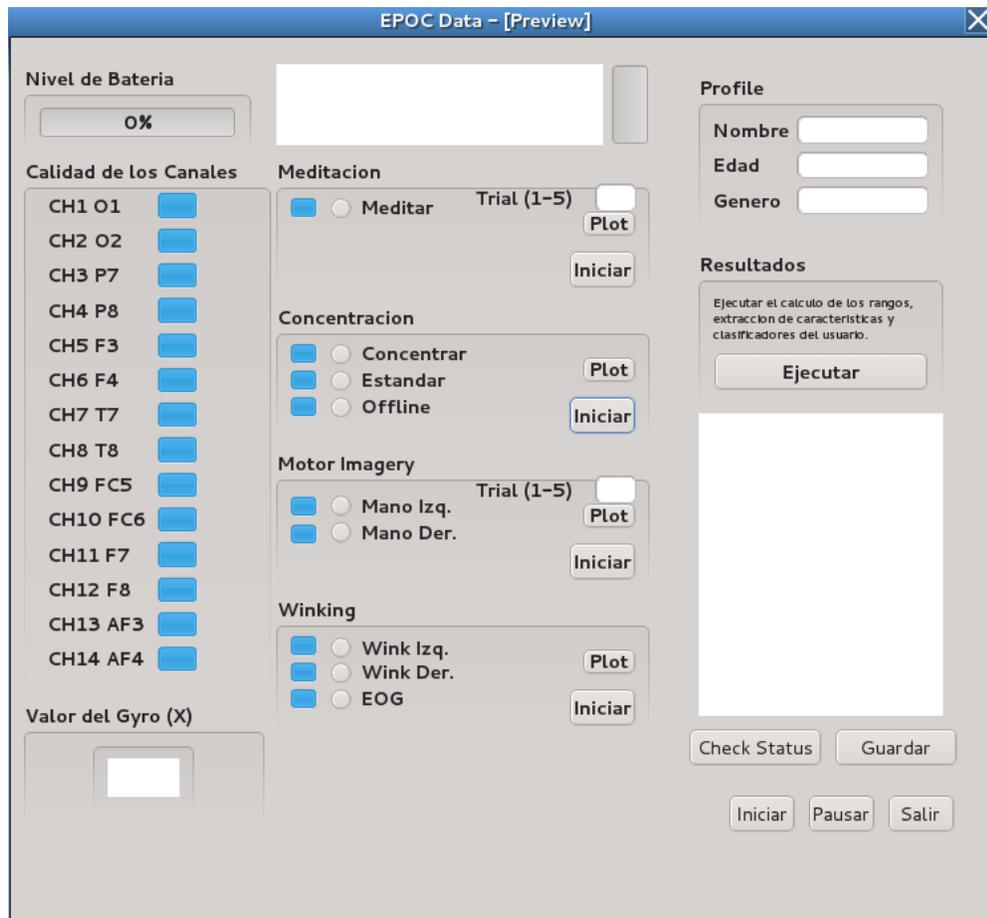
Se crearon varias interfaces gráficas para satisfacer la funcionalidad y correcta operación del proyecto. En estas se incluye una dedicada para el realización de las pruebas o *tests*, en donde se dan opciones de diferentes *epochs* en las funciones ya conocidas. Otra interfaz es la que se ejecuta como tal en la operación en tiempo real tanto para el PC como para RPi, y por último una de visualización, en la cual se da un *plotting* en tiempo real de los canales relacionados con el proyecto.

⁵⁹G Varoquaux and O Grisel. “Joblib running python function as pipeline jobs”. En: *packages. python. org/joblib* (2009).

Para el diseño de las interfaces se utilizó el software de diseño **Qt Designer**⁶⁰, y las librerías **PyQt**⁶¹ para interrelacionar las interfaces gráficas y *Python*.

6.3.1 Interfaz gráfica EPOC Data

Figura 37. Interfaz gráfica para la adquisición de datos



La interfaz gráfica para el desarrollo de las pruebas, vista en la Figura 37, incluyen la verificación de la calidad de los canales, el nivel de batería y los valores del giroscopio.

Se dan las opciones de observar el progreso durante la prueba, *plot* la prueba al terminarla y revisar si esta hecha correctamente o no. Guardar los datos completados por el usuario, con la habilidad de guardarlos a medio terminar, recuperarlos y continuar con las pruebas. También se incluye el método de pausado durante el proceso de la prueba, y el *check status* el cual carga y verifica que funciones y Trials se han realizado o faltantes. Por ultimo, *ejecutar* realiza todo el proceso pesado, el cual extrae las

⁶⁰ *Qt Designer Manual*. (Consultado 11/29/2015).

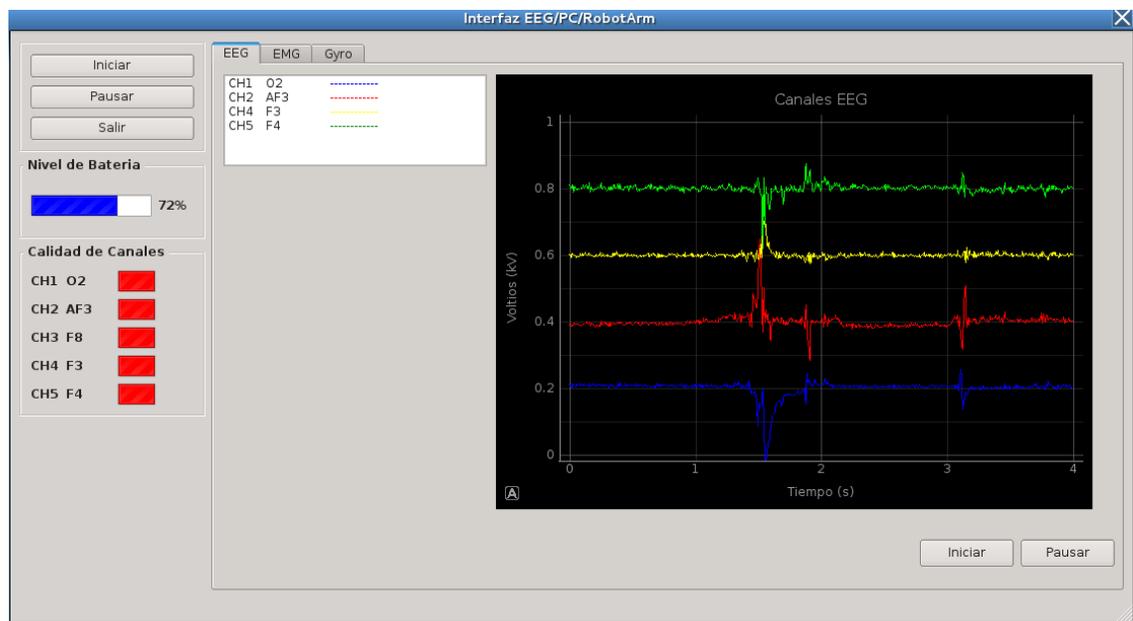
⁶¹ *Riverbank Computed Limited PyQt*. (Consultado 11/29/2015).

características, da la opciones de los parámetros del clasificador, los crea y los guarda.

6.3.2 Interfaz gráfica EPOC Visualizer

Esta interfaz aunque no es necesaria como tal en el progreso del proyecto, ayuda a visualizar los datos que entrega el EPOC y verificar que están funcionando. Se separan en categorías, *EEG*, *EMG* y *Gyro*, cada una con su específicos canales referenciados al igual que el nivel de batería y la calidad de canales.

Figura 38. Interfaz gráfica para la visualización en tiempo real



6.3.3 Interfaz gráfica EPOC RPi y EPOC Check

En el *Raspberry Pi* a diferencia que en el *PC*, las interfaces gráficas pueden ser un poco lentas si la cantidad de múltiples procesos aumenta, por lo que se separan las interfaces en dos, para verificar la calidad de batería y canales en la Figura 39, y la interfaz de ejecución del programa como se observa en la Figura 40.

En el *EPOC RPi*, contiene las 4 funciones creadas, el *Gyro* y *Wink*, con las opciones de izquierda y derecha, con su respectiva barra de llenado progresivo, *relajación* y *concentración*, contienen una sola barra de progreso, como función de control tipo ON/OFF.

Figura 39. Interfaz gráfica para revisar la batería y calidad de los canales



Figura 40. Interfaz gráfica para la ejecución del BCI híbrido y brazo robótico



6.4 APLICACIÓN EN EL RASPBERRY PI (RPI)

A diferencia del PC, el Raspberry Pi ciertamente aunque es un sistema innovador, aun no tiene el poder de procesamiento denso, aun así, el nuevo Raspberry Pi 2, tiene un mejor CPU y memoria, de Cortex A7 con 4 Cores a 900 MHz y 1GB de memoria⁶².

⁶²Benchmark Raspberry Pi 2. (Consultado 11/29/2015).

Figura 41. Comparación de los sistemas de computo de bajo costo

	Pi 1 B+	Pi 2 B	BBB	Edison	CI20
CPU	Arm11	Cortex A7	Cortex A8	Atom + Quark	MIPS
Cores	1	4	1	2 + 1	2
Clock	700MHz	900MHz	1000MHz	500MHz	1200MHz
GPU	Videocore IV	Videocore IV	PowerVR SGX530	None	PowerVR SGX540
Memory	512MB	1GB	512MB	1GB	1GB
USB Ports	4	4	2	1*	2
Flash	None	None	2GB	4GB	8GB
Storage	microSD	microSD	microSD	microSD*	SD
Network	10/100	10/100	10/100	None	10/100
GPIO	40-pin	40-pin	2x46-pin	70-pin Hirose	40-pin
Wifi	No	No	No	Yes	Yes
Bluetooth	No	No	No	Yes	Yes
RRP	\$35	\$35	\$49	\$85*	\$65

Comparación de los computadores de de bajo costo y pequeño tamaño stand alone. Fuente: *Benchmark Raspberry Pi 2*. (Consultado 11/29/2015).

Es necesario hacer hincapié en que el hecho de que se utilizó la menor cantidad de sensores y librerías posibles es debido a que se debe utilizar un sistema pequeño y autónomo para el procesamiento, como lo es RPi como se observa en la Figura 41, en el que se procuró adaptar instalar las dependencias de librerías y manejadores de dispositivos.

Adaptación al RPi

El sistema operativo libre escogido por preferencia para el RPi, fue el **Raspbian**, basado en *Debian* como adaptación para el hardware del RPi y mutiples paquetes y programas como lo es incluyendo *Python*⁶³.

El RPi maneja sistemas de comunicación USB, por lo que facilita el trabajo y con el EPOC, siendo simplemente de utilizar la misma metodología de adaptación usada en el PC.

Las librerías al igual que en un PC convencional, pueden ser instalas de la misma forma en el RPi, por lo que fue simplemente de rectificar las dependencias de librerías utilizadas con sus versiones correspondientes y ser instaladas en el RPi.

La comunicación inalámbrica con el brazo robótico, fue a través de una **Xbee** con protocolo de comunicacion tipo *IEEE 802.15.4* y la librería para la comunicación serial con esta *Python*, llamada **PySerial**, siendo solo cuestión de importar la librería y preparar las *Xbees* para transferencia de datos.

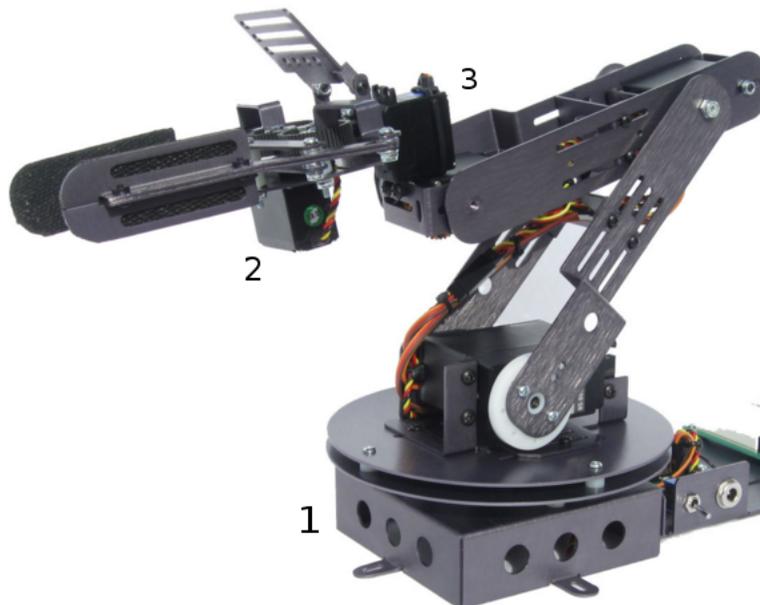
⁶³ *Raspbian*. (Consultado 11/29/2015).

6.5 BRAZO ROBÓTICO

El brazo robótico utilizado fue de motores tipo servo, 6 de estos, de 5 grados de libertad y pinza de agarre, Manipulado a través del sistema chip tipo **Microchip** control de servos marca **Pololu**, llamado **Micro Maestro USB**, maneja 6 servomotores y la posibilidad de ser programado a través de USB, tanto en sistemas operativo Linux como en Windows. Con respecto a Python y RPi, tiene librerías intermedias para manipular los servos en código hexadecimal, con las variables de posición, velocidad y aceleración⁶⁴, y puede tener comunicación tanto USB como en serial inalámbrica la cual es adaptaba la Xbee.

Manipulación del Brazo Robótico

Figura 42. Brazo Robótico



Al Brazo Robótico se le designan funciones específicas de las acciones del usuario, siendo estas: 1. Gyro. 2. Relajación y Concentración. 3. Guiño. Fuente: Crust Crawler. *SG5-UT Robotic Arm*. (Consultado 11/29/2015)

Las funciones están relacionadas con aspectos del brazo robótico, 1. *Gyro* se encarga de manipular la base del brazo, girándola de izquierda a derecha, la del 2a. *Guiño izquierdo* gira la pinza a la izquierda y el 2b. *Guiño derecho*, la gira a la derecha, la 3a. *Relajación* abre la pinza y la 3b. *Concentración* la cierra, se puede apreciar en la Figura 42.

El clasificador, al retornar tanto el valor activo o no activo, se toma como referencia a manipular el brazo robótico. Este al ser iniciado, se preestablece una posición de inicio, consecuentemente por cada activación, el servo motor respectivo es movido a

⁶⁴Steven Jacobos. *Maestro Servo Controller*. (Consultado 11/29/2015).

una pequeña posición, como lo es para el caso del *Gyro*. Con respecto a las demás funciones, se establecen como control *ON/OFF*, donde al ser detectado, el servo motor es posicionado a un valor predeterminado y viceversa, como por ejemplo, al detectar como activo la *Relajación*, la pinza es abierta y al detectar activo *Concentración*, es cerrada, visto en el Pseudocódigo 6.

Pseudocódigo 6 Código de manipulación del Brazo Robotico

procedure ROBOTIC ARM CONTROLLER

Gyro(Command)

if Command = *Active Left* **then** Move Servo by one step to the Left

if Command = *Active Right* **then** Move Servo by one step to the Right

Guino(Command)

if Command = *Active Left* **then** Move Servo totally to the Left

if Command = *Active Right* **then** Move Servo totally to the Right

Relajacion(Command)

if Command = *Active* **then** Open the Gripper

else Do nothing

Concentracion(Command)

if Command = *Active* **then** Close the Gripper

else Do nothing

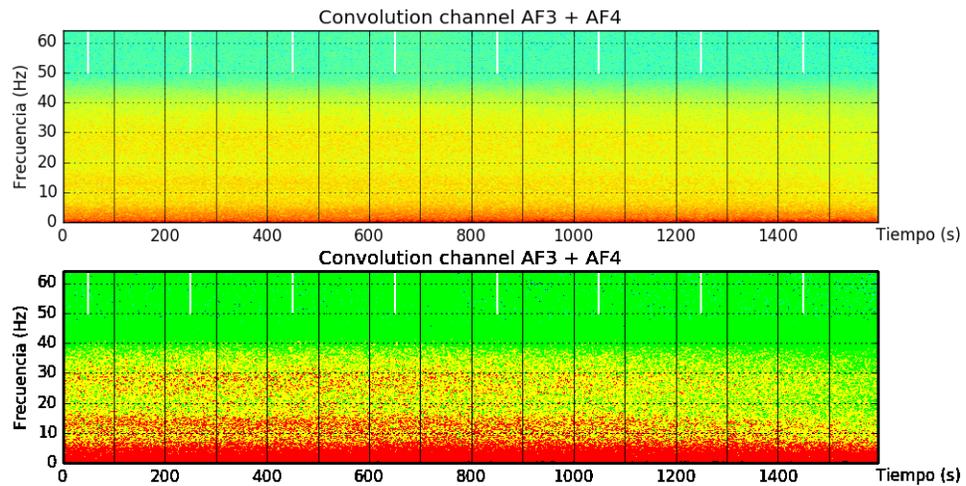
7. IMPLEMENTACIÓN Y PRUEBA DEL BCI HÍBRIDO

7.1 IMPLEMENTACIÓN

El desarrollo aplicativo del sistema BCI Híbrido encierra factores importantes para el usuario con respecto a lo asertivo que debe ser cada acción que realice, tanto para el caso del uso de los estados mentales, como para el movimiento de la cabeza.

En sí la concentración debe entenderse como un método que pueda ser reproducido o producido cuando el usuario así lo desee. Debido a la falta del **EPOC** a tener mayor rango de frecuencia por arriba de los 40 Hz, el cual *gamma* es encontrado en su mayoría, se debe depender de los rangos de frecuencia bajos como *beta*. Estos contienen rastros de concentración pero en un grado leve, de los cuales se pueden observar cuando se realizan pruebas cíclicas como las restas sucesivas. En la Figura 43a y 43b, se realizan una convolución en los dos canales frontales, que detectaron la concentración y fueron comparados con dicho método para resaltar los rangos de frecuencia que son similares o presentan similitudes a lo largo del experimento.

Figura 43. Convolución (Canal AF3 y AF4)



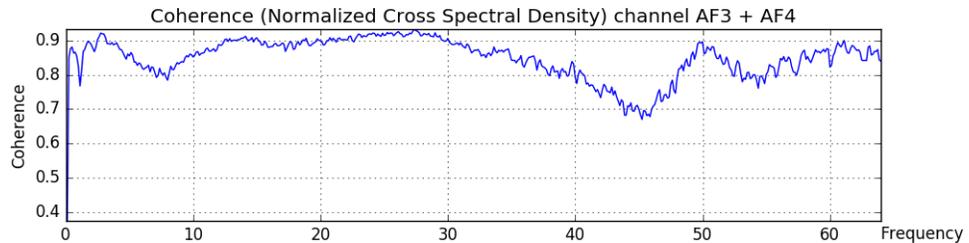
a. En la figura, se observa una leve línea de minúsculos puntos rojos que van en los rangos de frecuencia entre 10 y 20 Hz, y 20 y 30 Hz, para indicar una relación de *concentración* entre estos dos canales, y una muy fuerte entre 0 a 5 Hz, siendo el caso del ruido. b. En esta figura se aumenta un poco el grado de contraste de la imagen para mejorar la visibilidad de los puntos mencionados en a., de lo cual aclarece mejor la descripción.

Para el caso de la Figura 43b, al aumentar el contraste de la imagen, se observa mejor los rangos, que son de 10 a 20 Hz y de 20 a 30 Hz, excluyendo de 0 a 5 Hz que se entiende por ruido. En estos rangos, se puede observar los puntos oscuros rojos que si se tomase un pedazo de prueba sean dos o 4 segundos, posiblemente sea visiblemente difícil de distinguir, pero que acumulados a mayor tiempo de prueba, se puede apreciar.

En la Figura 44, se aplica un método conocido como **Normalized Cross Spectral**

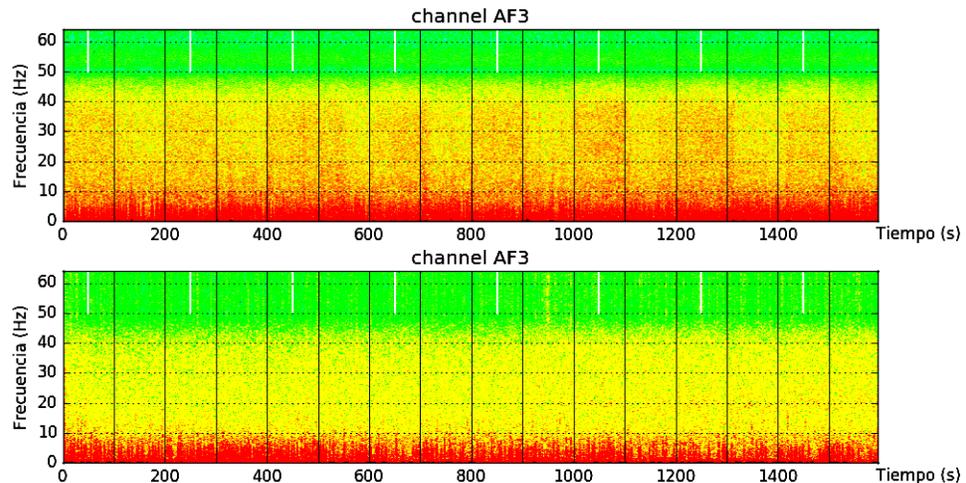
Density (NCSD) o simplemente como **Coherence** en la librería de **Scipy**⁶⁵, del cual en la figura se observa un rango específico de 20 a 30 Hz, que a lo largo de estas frecuencias, se mantiene un valor alto constante, indicando una relación verdadera existente entre estos dos canales, y no simple coincidencia. Esto indica la aparición de ondas *beta* de *concentración* en la prueba.

Figura 44. Coherencia o Normalized Cross Spectral Density (Canal AF3 y AF4)



La coherencia que existe entre los canales AF3 y AF4, existe mayormente entre los rangos de frecuencia de 0 a 5 Hz, 45 a 55 Hz, los cuales son ruido, ya que el **EPOC** llega hasta 41 Hz aproximados; Para el rango de 20 a 30 Hz se observa una constancia en magnitud, inclinándose a la relación existente en estos dos canales sobre el proceso de la *concentración*.

Figura 45. Comparación entre estados de concentración y no concentración ni relajación (Estándar)



a. La *concentración* se puede distinguir por las columnas de puntos oscuros rojos indicados por cada segmento de línea blanca superior, se a aumentado el contraste para facilitar la tarea visual. b. Para el punto en que no existe ni *concentración* ni rastros de *relajación*, se observa una imagen sin alguna particularidad de las dos mencionadas, al igual esta imagen se le ha aumentado el contraste para mejor visualización.

La diferencia de lograr una constancia a largo tiempo por parte del usuario en su *concentración*, es el utilizar el método de las restas sucesivas mas no al observar un punto fijo sin *distracción*, el cual es mejor para momentos cortos y por ende adecuado para trabajar en el tiempo real.

⁶⁵Eric Jones, Travis Oliphant, Pearu Peterson, et al. *SciPy: RBF SVM parameters*. 2001-. (Consultado 11/27/2015).

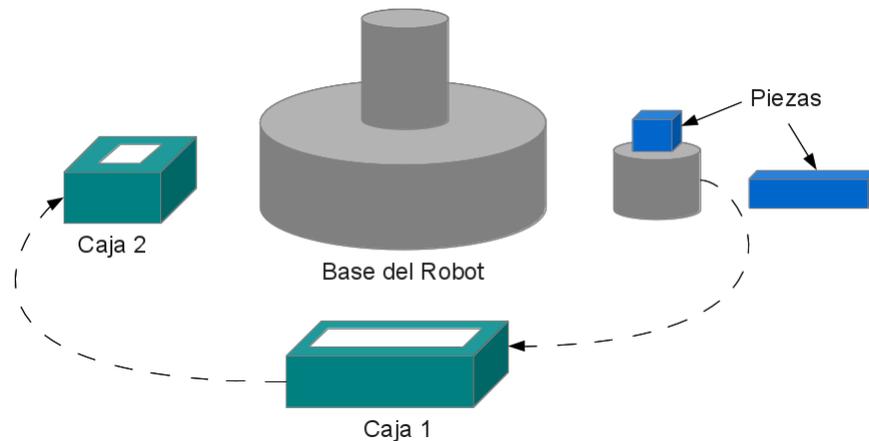
En comparación, se puede observar la Figura 45a y 45b, para distinguir cuando el usuario esta en un grado de concentración y de no concentración o poca atención, se reitera que es importante este paso ya que distingue cuando el usuario esta en su modo neutral o modo de mente en blanco. A diferencia de la relajación, este acarrea mayor dificultad a la hora de diferenciar el estado activo de los demás, donde el margen de diferencia es mínimo para ciertos específicos como lo es el *estándar* y el *EOG*.

Estos aspectos son importantes a la hora de desarrollar el experimento correctamente, tanto por parte del usuario a la hora de reproducir las acciones a su parecer, como para el clasificador distinguirlas sin problemas. El experimento se escogió como propicio de aplicar en el que un ejercicio simple mezcla las acciones en un orden respectivo, creando una satisfacción al lograr la tarea para con el usuario, ya que esto influye en la motivación de este.

7.2 PLAN DEL EXPERIMENTO

Es necesario preparar un experimento para poner a prueba las funciones y observar la facilidad o dificultad de estas al ejecutar un sistema propuesto. La finalidad del proyecto es enfocar a la manipulación de un aparato o sistema que pueda resaltar las acciones del usuario, mezcladondolas para crear un criterio real de tener control sobre este. En este caso, el brazo robótico encaja en la necesidad del proyecto, donde el usuario manipula un grado de libertad por cada acción específica.

Figura 46. Representación gráfica del experimento



El setup del experimento consiste en mover las piezas azules de diferentes formas, a las cajas verdes que contienen ranuras de la forma específica a las piezas.

El experimento consiste en mover una pieza pequeña hacia una caja de su respectivo encaje lo mas rápido posible y cometiendo la menor cantidad de errores, como se observa en la Figura 46, puede ser tanto un cubo como un rectángulo al tiempo de ejecución.

El procedimiento tendrá lugar primero en localizar la pinza justo donde se encuentra la pieza, ya que al inicio, el brazo esta en una posición predeterminada. La primera

acción debe ser la activación de la *Concentración*, la cual hará cerrar la pinza y sujetar la pieza a mover. La acción siguiente es el movimiento de la cabeza, activando *Gyro* y moviendo la pieza sujeta a la posición de la caja respectiva a la pieza. Para acomodar la pieza para que encaje correctamente en la ranura de la pieza, utilizando *Guiño*, el cual gira la pieza a la izquierda o derecha. La acción final es la *Relajación*, abriendo la pinza, dejando a la pieza libre y caer a través de la ranura y dentro de la caja.

Se realizaron solamente 2 *Trials*, una de ellas con 11 *pruebas* o test y la otra con 13 *pruebas*, para un total de 24 *pruebas*. Cada prueba consiste en mover una pieza de cierta forma y posicionarla encima de la caja respectiva, para luego dejarla caer y entrar a través de la ranura de la caja. Se repite la prueba con la forma de las piezas de forma aleatoria, donde la forma rectangular pueda venir después de la cuadrada dos veces y repetirse.

7.3 PRUEBA DEL EXPERIMENTO

Solo se desarrolló el experimento completo de prueba con el *Usuario 1*, el cual se entrenó y adecuó por dos días, de 30 minutos cada día, tanto la explicación como los descansos y dudas resultas.

El usuario ya es familiar con el setup y el equipo utilizado, debido a la toma de datos hecha anteriormente. A primera mano, el usuario se familiariza con el movimiento del brazo robótico, donde los ajustes pertinentes son realizados para aspectos de exactitud y precisión a la hora de realizar ciertas acciones. Para el caso de el movimiento de cabeza, el cual se deja a un nivel sensitivo, para que el usuario no deba mover la cabeza demasiado, fuera de foco del brazo robótico y perder vista de este, en todo caso, una pantalla del Raspberry Pi es utilizada para mostrar las activaciones de las acciones por parte del usuario, hacia el brazo robótico.

Para el caso del *Guiño*, *Relajación* y *Concentración*, se categorizan como **controles ON** y **OFF**, en los cuales, el brazo realiza su acción específica al ser activado; Para la pinza, el usuario adquiere sin problemas la apertura de esta, la cual depende de la *relajación*, no obstante, al concentrarse tarda unos segundos más que al relajarse dando problemas para mantener la pinza activa; Se corrige el problema en trials del mismo día, manteniendo una constante de agarre durante los procesos consiguientes. Para el caso del *Guiño*, el cual es asignado a la rotación de la pinza, no encuentra problema alguno en la activación de estos, inclusive el guiño derecho, el cual es el de mayor dificultad para el usuario de realizar repetitivamente.

El resultado de las pruebas se observan en la Tabla 7, donde la primera a la segunda sesión, se observa una mejora, tanto como la exactitud a la hora de cometer errores por cada trial al dejar caer la pieza o no lograr encajarla correctamente y el tiempo promedio, que es el tiempo total que toma al tomar la pieza y depositarla, a tiempo promedio de 30 segundos. La idea es mantener a un mínimo la cantidad de sesiones y pruebas, que para este caso es solo dos sesiones, para que cualquier otro usuario pueda realizar el mismo experimento desde la adquisición de datos hasta su ejecución en un par de sesiones.

Tabla 7. Resultado del experimento para el Usuario 1

Sesión	Trials	Tiempo Promedio (s)	Exactitud (%)
Primera	11	34	73
Segunda	13	26	87
Promedio	24	30	80

Trials desarrollados para el Usuario 1, con dos sesiones de 30 minutos cada una, incluyendo los descansos y explicaciones. En promedio, el usuario mejora sin mucho problema, con un tiempo promedio de 30 segundos.

8. CONCLUSIONES

Fue posible el adaptar el proyecto en un sistema no dependiente de un laptop o PC, pero si de un sistema de poco tamaño y fácil portabilidad como lo es el Raspberry Pi, del cual se encargó de realizar todo el procesamiento, tanto la extracción de características como la clasificación por SVM de estas en múltiples procesamientos en tiempo real, incluyendo también la interfaz gráfica.

Con respecto al EPOC, solo se utilizaron tres canales EEG, de los cuales se extrajeron informaciones de la relajación, la concentración y el proceso muscular del guiño izquierdo y derecho, ayudando a que el procesamiento sea mas rápido y ligero y no dependiente de aspectos espacio temporales al utilizar mayor cantidad de electrodos.

En el Raspberry Pi 2, al ser un sistema que emula las características de un computador, por su tamaño, posee poco poder de procesamiento por lo que es importante la distribución correcta de el uso de la memoria y de los núcleos del procesador, por lo cual se mantuvo la carga sobre estos a bajo nivel, por debajo del 40 % aproximadamente, sin observar ningún tipo de retrasos o inconsistencias.

El usuario se adaptó apropiadamente a la propuesta del experimento y a la manipulación del brazo robótico que en la segunda sesión lo manipulaba sin cometer errores vitales, a un porcentaje de exactitud del 86 %, similar ocurrió para el resto de usuarios, que no necesitaron repetir las pruebas con respecto a la adquisición de datos.

La aplicación de librerías en Python de bajo consumo de recursos y que no requieren instalaciones masivas o dependientes de sistemas enteros como los toolbox de Matlab o MNE Python, fueron utilizadas, liberando mucho mas poder de procesamiento y libertad a la hora de manipularlas según las necesidades que hayan surgido, al igual que el proyecto se enfoco totalmente en software libre en base del sistema operativo Debian y Raspbian (para el RPi) basado en Linux.

El BCI híbrido, punto central del proyecto, requiere aspectos que involucren ondas cerebrales como mínimo, que en este caso se satisfacen, se crea una amalgama de sistemas distintivos entre si y del caso cerebral, como lo es la parte muscular en el guiño y la giroscópica en el movimiento de la cabeza, siendo un sistema que toma funcionalidades de diferentes tipos de interfaces cerebro maquina en una sola.

Para satisfacer ciertos aspectos que el usuario no posee totalmente con respecto al conocimiento del trabajo que se realiza, se debe tener en cuenta el uso de interfaces gráficas, tanto para visualizar en tiempo real lo que esta pasando y que el usuario pueda observar y entender las señales, al momento de la adquisición de datos una forma rápida y entendible de operar las pruebas, como también para el procesamiento en linea que entrega visualmente avisos de activación.

La diferencia de lograr una constancia a largo tiempo por parte del usuario en su concentración, es el utilizar el método de las restas sucesivas mas no al observar un punto fijo sin distracción, el cual es mejor para momentos rápidos y cortos que por ende es adecuado para trabajar en el tiempo real, donde el usuario requiere terminar la prueba en el menor tiempo posible.

Al aplicar el método de epoching, el cual convierte una prueba de largo tiempo en múltiples pruebas pequeñas, que a su vez se entienden como muestras ya acordemente limpias y el clasificador las toma como múltiples muestras, dejaría que solo las acciones en operaciones en línea, el usuario utilizara pequeños tiempos de activación y no largos como en fuera de línea, de igual forma, el clasificador los detecta, ya que si se utilizan métodos cortos de activación como de 1 a 2 segundos para el clasificador en fuera de línea, el usuario tardaría más de un segundo en entrar en su estado correcto y realizar acorde la acción, dejando así al clasificador con una tarea difícil de distinguir las muestras.

El uso de el control ON OFF para la ciertas acciones del brazo robótico, es mejor para las que son precisas, como lo es el agarre de la pinza o la rotación a ángulos específicos de esta, ya que para movimientos largos como rotar la base del brazo, se deja un control de variación.

La concentración es difícil de distinguir, ya que tiene un bajo nivel o valor de magnitud, siendo a su vez sólo visiblemente detectada a largos tiempos de operación, por lo que para el clasificador poder detectarlos, sería mejor cortar en pedazos o segmentos la prueba de tiempo largo, a diferencia de pruebas que contengan sólo ejercicios cortos de operación de 2 segundos, en el cual, el clasificador no podría realizar su trabajo, ya que el usuario no lograría ejecutar su operación mental de forma apropiada.

Se presenta par algunos usuarios que, el detectar alpha es de forma fácil o rápida, que para otros usuarios en el que alpha es muy leve o no prácticamente no existe, al parecer no todos manejan la misma magnitud de alpha y no en todos aparece en el mismo rango de frecuencia. Lo mismo ocurre para el caso de la concentración, algunos mostraron mayor magnitud en esta que otros al igual que unos lograron detener su concentración en tiempos justos y tampoco se distrajeron concentrándose mientras debían relajarse.

El estado estándar, el cual se utiliza como punto de partida para comparar las demuestras muestras tomadas a la hora de clasificar, se puede tomar haciendo que el usuario observe un video o tarea que sea familiar para el, tanto que lo conozca de memoria y no tenga q alimentar su curiosidad o su proceso mental mas que simplemente observar.

El uso de indicadores en la interfaz gráfica, incremente exponencialmente el consumo de recursos del Raspberry Pi, para solucionar el problema, se utiliza la combinación de sistemas de multithreading y multiprocessing, no obstante para mantener el sistema a bajo consumo de recursos, se utilizan la menor cantidad posible de indicadores, en el cual, sin el uso de indicadores, el procesamiento menos que el 20 % de su poder de procesamiento total.

El clasificador tipo SVM con RBF, mejora si se le aumenta una dimension o característica más como para el caso de la concentración, lo ideal es mantener un sistema binario tanto en las clases utilizadas (activa vs no activa) como la cantidad de características. No obstante, el sistema de mayor dificultad de clasificar con este método fue el del guiño derecho, ya que el usuario no produce un guiño derecho correcto o fácilmente repetitivo.

La utilización del sistema de gráficas, Box Plot, ayuda a distinguir los conjuntos de muestras de las diferentes acciones en sus diferentes características, así, permitiendo

distinguir entre que parámetro extractor de características es más adecuado y aceptable para cada acción pertinente, siendo mental, muscular o posicional, en su clasificación.

Los parámetros RBF, Gamma y C, deben ser seleccionados en un rango aceptable, para que la detección y rechazo de muestras intermedias que las fronteras no encierren, no sean ni muy curvas que dejen a un lado muestras importantes, ni muy lineales, que tomarían toda muestra posible. Se necesita un balance entre estos dos aspectos del sistema RBF para que el clasificador pueda operar sin cometer muchos errores.

No se aplicó el método de rechazo de artefactos, ya que la idea principal del proyecto, es mantener a límite el consumo de recursos y el uso mínimo de librerías y a su vez, el clasificador realiza dicha tarea, siempre y cuando se alimente en el segmento de, no activo, particularidades de ruido y artefactos no deseados como el movimiento de los ojos, para que se mantenga en función continua de clasificado.

Las librerías para extraer características de mayor uso fueron las que se utilizaron en el proyecto, de las cuales de mayor utilidad fueron los parámetros de Hjorth Mobility y Complexity, los cuales ofrecen detección en rangos lineales como no lineales, es decir, tanto para señales cerebrales (no lineales en su mayoría) como para musculares (lineales).

9. RECOMENDACIONES

En el momento de realizar las pruebas de adquisición de datos, es imprescindible que el usuario no realice movimientos exagerados, que no halla consumido sustancias que contengan cafeína en lo posible, que se encuentre alejado de bombillas incandescentes o gran cantidad de interferencia inalámbrica, ya que pueden arruinar las muestras, disminuiría la capacidad de clasificación y daría un resultado ambiguo e incorrecto.

Los electrodos que utiliza el Emotiv EPOC de la primera versión, tienen a corroerse y desgastarse debido al liquido salino de conducción que se utiliza, por lo que al repetir gran cantidad de pruebas, es necesario cambiarlos por unos nuevos, ya que afecta enormemente la impedancia de estos y por ende las lecturas de estos son con mayor ruido de lo normal, por otro lado, se recomienda la adquisición de el Emotiv EPOC segunda version, el cual no tiene este problema, o algún sistema similar que utilice electrodos de superficie que trabajen al seco.

Aunque el Raspbery Pi 2 es una version avanzada, es recomendable mover el sistema totalmente a un Smartphone, no solo tienen los mismos aspectos de procesamiento, sino que lo haría mas personal y de mejor aspecto para el usuario.

10. TRABAJOS FUTUROS

En base a los sistemas BCI híbridos, se pueden utilizar otros sistemas de adquisición de las señales alternos al tipo EEG, como fMRI el cual ofrece señales específicas espaciales que el EEG no lograría detectar con tal precisión. Utilizar otros métodos de procesamiento también ofrecen alternativas futuras de trabajo, tanto para mejorar en tiempo real el procesamiento de múltiples señales de entrada como aumentar la cantidad de posibilidades de acción y activación por parte del usuario, como lo son SSVEP (Steady State visually evoked potential) o EOG (Electrooculography).

Naturalmente, el enfoque de los sistemas BCI es totalmente cerebral, donde el uso de los diferentes métodos daría mayor alternativas en aplicaciones, como el uso de Motor Imagery, enfocado en la imaginación del movimiento de las extremidades humanas, en particular los brazos y manos. El rumbo a futuro estaría predispuesto en el movimiento preciso de los dedos, que acarrea una problemática en extraer la información de un lugar exacto del cerebro.

Lo ideal de leer las señales cerebrales y aplicarlas a la manipulación de avatar o sistemas robóticos, es lograr la naturalidad de sus movimientos, tanto que emular el movimiento real del brazo humano para que en aspectos de la vida diaria o que necesiten dicha precisión como en operaciones quirúrgicas, puedan ser hechas aun si el usuario que lo manipule sufra de problemas físicos reales, donde solo necesite su imaginación para lograr tal función.

En base a los sistemas de procesamiento como el Raspberry Pi, se denotan importantes avances en tamaño y portabilidad, de los cuales lo ideal es unir las etapas de adquisición y preprocesamiento, en una simple y única junto al procesamiento, dentro de un solo hardware que el usuario lleve consigo y tenga acceso en línea en todo momento al sistema a manipular.

Hoy en día, el uso de dispositivos móviles como las Tablets o Smartphones son un hecho, poseen gran poder de procesamiento, memoria y portabilidad, por lo que consecuentemente se pueden adaptar sistemas BCI en ellos, gracias a los lenguajes de programación libres, procesamiento múltiples de funciones y la comunicación inalámbrica, están disponibles en este tipo de dispositivos, haciéndolos una alternativa ideal y práctica.

El EEG esta basado en sistemas multinodales, de múltiples entradas de señales cerebrales en diferentes puntos del cerebro, donde aumenta en gran rango la precisión, no obstante, aumenta la cantidad de electrodos, haciendolo robusto, donde lo ideal es disminuir la cantidad de electrodos a uno simple y en esta región pueda leerse todas las señales, incluyendo aquellas que se posicionan contrarias, utilizando métodos de separación de señales en ámbitos espaciales y la correcta lectura de estos.

A un futuro, la habilidad de leer ciertos pensamientos humanos, copiar información que se tenga memorizada o hasta navegar la web de forma rápida, como la comunicación telepática, podrían ser posibles, siempre que se continúe la investigación en los campos de BCI, con el detallado entendimiento de las señales producidas por el cerebro.

El control ideal se entiende por tener un lazo cerrado, donde aplicado a los sistemas BCI,

seria para el usuario no solo observar pero sentir la manipulación que esta realizando, tanto como la temperatura de este como su textura, tanto para conocer cuanta presión se deba someter un agarre y la dificultad de sujetar el objeto.

BIBLIOGRAFÍA

“Advancements of Medical Electronics: Proceedings of the First International Conference, ICAME 2015”. En: Springer India, 2015. Chap. Part III DSP and Clinical Applications (cit. on p. 39).

AHN, Minkyu et al. “A Review of Brain-Computer Interface Games and an Opinion Survey from Researchers, Developers and Users”. En: *Sensors* 14.8 (2014), pp. 14601–14633. Disponible en Internet: <http://www.mdpi.com/1424-8220/14/8/14601/> (cit. on pp. 18–20).

AL., Tae Choi et. “Determination of the Concentrated State Using Multiple EEG Channels”. En: (2014) (cit. on p. 29).

AMIRI, Setare et al. “A Review of P300, SSVEP, and Hybrid P300 / SSVEP Brain-Computer Interface Systems”. En: *Brain-Computer Interface Systems - Recent Progress and Future Prospects* 2013 (2013), pp. 1–8. Disponible en Internet: <http://dl.acm.org/citation.cfm?id=2484492.2484493> <http://www.intechopen.com/books/brain-computer-interface-systems-recent-progress-and-future-prospects/a-review-of-p300-ssvep-and-hybrid-p300-ssvep-brain-computer-interface-systems> (cit. on p. 19).

Anatomy and functional areas of the brain. Disponible en Internet: http://blog.tau.edu.org/wp-content/uploads/2012/03/neuroanatomy_large.jpg (Consultado 11/11/2015) (cit. on p. 23).

BAO, Forrest Sheng, Xin LIU, and Christina ZHANG. “PyEEG: An open source python module for EEG/MEG feature extraction”. En: *Computational Intelligence and Neuroscience* 2011 (2011) (cit. on pp. 26, 38, 39, 41, 42).

BEN-HUR, ASA; WESTON, Jason. “A User’s Guide to Support Vector Machines”. En: *Methods in Molecular Biology* 609.2 (2010), pp. 385–400. Disponible en Internet: <http://www.springerlink.com/index/10.1007/978-1-60327-241-4> (cit. on p. 43).

Benchmark Raspberry Pi 2. Disponible en Internet: <https://www.raspberrypi.org/blog/benchmarking-raspberry-pi-2/> (Consultado 11/29/2015) (cit. on pp. 58, 59).

BOUTANI, Hidenori and Mieko OHSUGA. “Applicability of the ”Emotiv EEG Neuroheadset” as a User-friendly Input Interface”. En: (2013), pp. 1346–1349 (cit. on p. 36).

BROCIOUS, Cody and Kyle MACHULIS. *Emokit*. Disponible en Internet: <https://github.com/openyou/emokit> (Consultado 11/29/2015) (cit. on p. 21).

CHAUMON, Maximilien, Dorothy V.M. BISHOP, and Niko a. BUSCH. “A Practical Guide to the Selection of Independent Components of the Electroencephalogram for Artifact Correction”. En: *Journal of Neuroscience Methods* July (2015). Disponible en Internet: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0165027015000928> (cit. on p. 34).

CHOI, Bongjae and Sungho JO. “A Low-Cost EEG System-Based Hybrid Brain-Computer Interface for Humanoid Robot Navigation and Recognition”. En: 8.9 (2013) (cit. on p. 36).

CHOWDHURY, Pritom and S S Kibria SHAKIM. “Cognitive Efficiency in Robot Control by Emotiv EPOC”. En: (2014), pp. 0–5 (cit. on p. 22).

Comparison of Emotiv Headsets. Disponible en Internet: <https://emotiv.com/store/compare/> (Consultado 11/10/2015) (cit. on p. 21).

CRAWLER, Crust. *SG5-UT Robotic Arm*. Disponible en Internet: <http://www.crustcrawler.com/products/arm5.php?prod=0> (Consultado 11/29/2015) (cit. on p. 60).

ESTELLER, R et al. “a Comparison of Fractal Dimension Algorithms Using Synthetic and Experimental Data”. En: (), pp. 1–4 (cit. on pp. 26, 41).

GOH, Cindy et al. “Comparison of Fractal Dimension Algorithms for the Computation of EEG Biomarkers for Dementia”. En: *2nd International Conference on Computational Intelligence in Medicine and Health Care (CIMED2005)* (2005), pp. 464–471 (cit. on p. 41).

GOLUB, G H and C F VAN LOAN. *Matrix Computations*. 1996. Disponible en Internet: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18273219> (cit. on p. 42).

GOMEZ-GIL, Jaime et al. “Steering a Tractor by Means of an EMG-Based Human-Machine Interface”. En: *Sensors* 11.12 (2011), pp. 7110–7126. Disponible en Internet: <http://www.mdpi.com/1424-8220/11/7/7110/> (cit. on p. 21).

GRAMFORT, Alexandre. “MEG and EEG data analysis with MNE-Python”. En: *Frontiers in Neuroscience* 7.December (2013), pp. 1–13. Disponible en Internet: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fnins.2013.00267/abstract> (cit. on p. 26).

HAMADICHAREF, Brahim et al. “Learning EEG-based spectral-spatial patterns for attention level measurement”. En: *Proceedings - IEEE International Symposium on Circuits and Systems* (2009), pp. 1465–1468 (cit. on pp. 36, 37).

HUNTER, J. D. “Matplotlib: A 2D graphics environment”. En: *Computing In Science & Engineering* 9.3 (2007) (cit. on p. 29).

HWANG, Taeho et al. “Comparative Analysis of Cognitive Tasks for Modeling Mental Workload with Electroencephalogram”. En: (2014), pp. 2661–2665 (cit. on p. 29).

INC, Emotiv. *EPOC Emotiv*. Disponible en Internet: <https://emotiv.com/epoc.php> (Consultado 11/29/2015) (cit. on p. 19).

JACBOS, Steven. *Maestro Servo Controller*. Disponible en Internet: <https://github.com/FRC4564/Maestro/> (Consultado 11/29/2015) (cit. on p. 60).

JOACHIMS, Thorsten. “Text Categorization with Support Vector Machines: Learning with Many Relevant Features”. En: *Proceedings of the 10th European Conference on*

Machine Learning (1998), pp. 137–142. Disponible en Internet: <http://dl.acm.org/citation.cfm?id=645326.649721> (cit. on p. 43).

JONES, Eric, Travis OLIPHANT, Pearu PETERSON, et al. *SciPy: Estimate power spectral density using Welchs method*. 2001–. Disponible en Internet: <http://scipy.github.io/devdocs/generated/scipy.signal.welch.html> (Consultado 11/24/2015) (cit. on p. 39).

— *SciPy: Matrix or vector norm*. 2001–. Disponible en Internet: <http://docs.scipy.org/doc/numpy/reference/generated/numpy.linalg.norm.html> (Consultado 11/25/2015) (cit. on p. 42).

— *SciPy: Open source scientific tools for Python*. 2001–. Disponible en Internet: <http://www.scipy.org/> (Consultado 11/16/2015) (cit. on p. 26, 42).

— *SciPy: RBF SVM parameters*. 2001–. Disponible en Internet: http://scikit-learn.org/stable/auto_examples/svm/plot_rbf_parameters.html (Consultado 11/27/2015) (cit. on p. 48).

— *SciPy: RBF SVM parameters*. 2001–. Disponible en Internet: <http://scipy.github.io/devdocs/generated/scipy.signal.coherence.html> (Consultado 11/27/2015) (cit. on p. 63).

LIU, Ning Han, Cheng Yu CHIANG, and Hsuan Chin CHU. “Recognizing the degree of human attention using EEG signals from mobile sensors.” En: *Sensors (Basel, Switzerland)* 13.8 (2013), pp. 10273–10286 (cit. on pp. 27, 29).

MISHRA, Puneet and Sunil Kumar SINGLA. “Artifact Removal from Biosignal using Fixed Point ICA Algorithm for Pre-processing in Biometric Recognition”. En: *Measurement Science Review* 13.1 (2013), pp. 7–11. Disponible en Internet: <http://www.degruyter.com/view/j/msr.2013.13.issue-1/msr-2013-0001/msr-2013-0001.xml> (cit. on p. 34).

OH, Seung-Hyeon, Yu-Ri LEE, and Hyoung-Nam KIM. “A Novel EEG Feature Extraction Method Using Hjorth Parameter”. En: *International Journal of Electronics and Electrical Engineering* 2.2 (2014), pp. 106–110. Disponible en Internet: <http://www.ijeee.net/index.php?m=content{\&}c=index{\&}a=show{\&}catid=37{\&}id=97> (cit. on p. 40).

P, Marshall and Meltzoff A. “Neural Mirroring Systems: Exploring the EEG Mu Rythm in HUMAN Infancy”. En: (2012) (cit. on p. 15).

PEDREGOSA, F and G VAROQUAUX. “Scikit-learn: Machine Learning in Python”. En: 12 (2011), pp. 2825–2830. Disponible en Internet: <http://jmlr.csail.mit.edu/papers/volume12/pedregosa11a/pedregosa11a.pdf> (cit. on pp. 27, 28, 37).

PFURTSCHHELLER, Gert. “The hybrid BCI”. En: *Frontiers in Neuroscience* 4.April (2010). Disponible en Internet: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fnpro.2010.00003/abstract> (cit. on pp. 20, 21).

PUZI, N. S Mohd et al. “Alpha and Beta brainwave characteristics to binaural beat treatment”. En: *Proceedings - 2013 IEEE 9th International Colloquium on Signal Processing and its Applications, CSPA 2013* 14 (2013), pp. 344–348 (cit. on p. 22).

Qt Designer Manual. Disponible en Internet: <http://doc.qt.io/qt-4.8/designer-manual.html> (Consultado 11/29/2015) (cit. on p. 56).

R, Malcolm and Gerrard P. “Mechanism of modafinil:A review of current research”. En: (2007) (cit. on p. 15).

Raspbian. Disponible en Internet: <https://www.raspbian.org/> (Consultado 11/29/2015) (cit. on p. 59).

REAZ, M. B. I., M. S. HUSSAIN, and F. MOHD-YASIN. “Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications”. En: *Biological Procedures Online* 8.1 (2006), pp. 11–35. Disponible en Internet: <http://www.springerlink.com/index/10.1251/bpo115> (cit. on p. 31).

RECHY-RAMIREZ, Ericka Janet, Huosheng HU, and Klaus MCDONALD-MAIER. “Head movements based control of an intelligent wheelchair in an indoor environment”. En: *2012 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)* (2012), pp. 1464–1469. Disponible en Internet: <http://ieeexplore.ieee.org/articleDetails.jsp?arnumber=6491175> (cit. on pp. 24, 25).

RENARD, Yann et al. “OpenViBE: An Open-Source Software Platform to Design, Test, and Use Brain Computer Interfaces in Real and Virtual Environments”. En: *Presence: Teleoperators and Virtual Environments* 19.1 (2010), pp. 35–53 (cit. on p. 26).

REYES, Carmina E et al. “A Study on Ocular and Facial Muscle Artifacts in EEG Signals for BCI Applications”. En: () (cit. on pp. 31, 35).

Riverbank Computed Limited PyQt. Disponible en Internet: <https://www.riverbankcomputing.com/software/pyqt/intro> (Consultado 11/29/2015) (cit. on p. 56).

ROUILLARD, José et al. “ScienceDirect Hybrid BCI coupling EEG and EMG for severe motor disabilities”. En: *Procedia Manufacturing* 00.Ahfe (2015), pp. 1301–1308. Disponible en Internet: <http://dx.doi.org/10.1016/j.promfg.2015.07.104> (cit. on p. 21).

SIAMAKNEJAD, Hossein, Chu Kiong LOO, and Wei Shiung LIEW. “Fractal Dimension Methods to Determine Optimum EEG Electrode Placement for Concentration Estimation”. En: 2 (2014) (cit. on pp. 39, 41).

SINYUKOV, Dmitry A et al. “Augmenting a Voice and Facial Expression Control of a Robotic Wheelchair with Assistive Navigation”. En: *IEEE international Conference on Systems, Man, and Cybernetics* (2014), pp. 1088–1094 (cit. on p. 24).

ULLTVEIT-MOE, Andreas H. “A Comparison of Visual Evoked Potential (VEP) -Based Methods for the Low-Cost Emotiv EPOC Neuroheadset Fredrik Tron Hvaring”. En: June (2014) (cit. on p. 35).

VAROQUAUX, G and O GRISEL. “Joblib running python function as pipeline jobs”. En: *packages.python.org/joblib* (2009) (cit. on p. 55).

VLIET, Marijn van et al. “Designing a brain-computer interface controlled video-game using consumer grade EEG hardware”. En: *2012 ISSNIP Biosignals and Biorobotics*

Conference: Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC) (2012), pp. 1–6. Disponible en Internet: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6222186> (cit. on p. 36).

WANG, Qiang and Olga SOURINA. “Real-time mental arithmetic task recognition from EEG signals”. En: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 21.2 (2013), pp. 225–232 (cit. on pp. 23, 24, 36, 37).

WANG, Yijun and TP JUNG. “_1_Improving brain computer interfaces using independent component analysis”. En: *Towards Practical Brain-Computer Interfaces* 1 (2013), pp. 1–17 (cit. on p. 34).

WELCH, PD. “IEEE Transactions on audio and electroacoustics”. En: (1967) (cit. on p. 38).

What is the function of the CMS and DRL. Disponible en Internet: <http://www.biosemi.com/faq/cms&drl.htm> (Consultado 11/10/2015) (cit. on p. 21).

WICKHAM, Hadley and Lisa STRYJEWSKI. “40 Years of Boxplots”. En: (2011), pp. 1–17. Disponible en Internet: <http://had.co.nz/stat645/project-03/boxplots.pdf> (cit. on pp. 44, 45).

ANEXO A: CÓDIGOS REFERENCIADOS DE PYTHON

• Parte del Código de Segmentación

```
from scipy.io import savemat, whosmat, loadmat
from Library import loadmat_new
from os import getcwd as getdir
dir_wrk = getdir()

""" Relajacion """
exec "ch_ = loadmat_new.loadmat(
    '%s/channels/Alpha/Test_1_A/%s/O2.mat')['O2']" %(
    dir_wrk, dir_fol_alpha[j])
len_st = [0, len(ch_), 2*len(ch_), 3*len(ch_), 4*len(ch_), 5*len(ch_)]
exec "st_ = loadmat_new.loadmat(
    '%s/channels/Beta/Standard/O2.mat')['O2']" %(dir_wrk)
st_ = st_[len_st[j]:len_st[j+1]]
exec "of_ = loadmat_new.loadmat(
    '%s/channels/Beta/Offline/O2.mat')['O2']" %(dir_wrk)
of_ = of_[len_st[j]:len_st[j+1]]

""" Concentracion """
exec "ch_ = loadmat_new.loadmat(
    '%s/channels/Beta/Test_1_B/AF3.mat')['AF3']" %(dir_wrk)
exec "st_ = loadmat_new.loadmat(
    '%s/channels/Beta/Standard/AF3.mat')['AF3']" %(dir_wrk)
exec "of_ = loadmat_new.loadmat(
    '%s/channels/Beta/Offline/AF3.mat')['AF3']" %(dir_wrk)
exec "eo_ = loadmat_new.loadmat(
    '%s/channels/EMG/EOG/AF3.mat')['AF3']" %(dir_wrk)
exec "em_ = loadmat_new.loadmat(
    '%s/channels/EMG/Left_Wink/AF3.mat')['AF3']" %(dir_wrk)

""" Guino """
exec "ch_ = loadmat_new.loadmat(
    '%s/channels/EMG/%s/%s.mat')['%s']" %(
    dir_wrk, emg_folder[xx], emg_channel[xx], emg_channel[xx])
exec "eo_ = loadmat_new.loadmat(
    '%s/channels/EMG/EOG/%s.mat')['%s']" %(
    dir_wrk, emg_channel[xx], emg_channel[xx])
exec "st_ = loadmat_new.loadmat(
    '%s/channels/Beta/Standard/%s.mat')['%s']" %(
    dir_wrk, emg_channel[xx], emg_channel[xx])
st_ = st_[0:len(ch_)]
exec "of_ = loadmat_new.loadmat(
    '%s/channels/Beta/Offline/%s.mat')['%s']" %(
    dir_wrk, emg_channel[xx], emg_channel[xx])
of_ = of_[0:len(ch_)]
```

• Funcion de Correccion del nivel DC

```
import numpy as np
def dc2uV(val_):
    vaf_ = ( val_ - np.average(val_) ) * 0.51
    return vaf_
```

- Funcion del Filtrado inicial

```

from scipy.signal import butter, filtfilt, welch, resample
def filtering(data):
    samprate = 128
    cutlow = 2.0
    nyq = samprate/2.0
    low = cutlow / nyq
    b,a = butter(5,low,btype='highpass',analog=0)
    data_f = filtfilt(b,a,data)
    return data_f

```

- Parte del Codigo de separacion de muestras por Epoching

```

import numpy as np
""" Relajacion """
    #standard ---
    st_ = np.split(st_,32)
    st_ = np.delete(st_,[0,31],0)
    #Offline ---
    of_ = np.split(of_,32)
    of_ = np.delete(of_,[0,31],0)
    #channel ---
    ch_ = np.split(ch_,32)
    ch_ = np.delete(ch_,[0,31],0)

""" Concentracion """
    #channel ---
    ch_ = np.split(ch_,32)
    for i in range(len(ch_)):
        ch_n = np.delete(ch_[i],range(6143,6399),0)
        ch_n = np.split(ch_n,12)
        if i in cs0_b:
            for x in range(len(ch_n)):
                active_tmp.append(ch_n[x])
        elif i in cs1_b:
            for x in range(len(ch_n)):
                non_active_tmp.append(ch_n[x])

    #standard ---
    st_ = np.split(st_,32)
    for i in range(len(st_)):
        st_n = np.delete(st_[i],range(6143,6399),0)
        st_n = np.split(st_n,12)
        if i in cs0_b:
            for x in range(len(st_n)):
                active_tmp_st.append(st_n[x])

    #Offline ---
    of_ = np.split(of_,32)
    for i in range(len(of_)):
        of_n = np.delete(of_[i],range(6143,6399),0)
        of_n = np.split(of_n,12)
        if i in cs0_b:
            for x in range(len(of_n)):
                active_tmp_of.append(of_n[x])

    #EOG ---
    eo_ = np.split(eo_,75)
    #EMG ---

```

```

        em_ = np.split(em_,75)
""" Guino """
#standard ---
    st_ = np.split(st_,75)
#offline ---
    of_ = np.split(of_,75)
#eog ---
    eo_ = np.split(eo_,75)
#channel ---
    ch_ = np.split(ch_,75)

```

- Funcion de normalizacion de las muestras

```

from sklearn import preprocessing
def normalz(val_):
    vaf_ = preprocessing.scale(val_)
    return vaf_

```

- Parte del codigo de extraccion de la caracteristica Power Spectral Density ratio

```

from scipy.signal import welch
""" PSD para relajacion """
temp_val1 = []; temp_val2 = []
fq_, px_ = welch(val_, nperseg=256, nfft=1023, fs = 128,
                 noverlap=100, scaling='density',
                 )
fq1_up = 12.0;   fq1_dwn = 8.0
fq2_up = 30.0;   fq2_dwn = 4.0
for i in range(len(px_)):
    if fq_[i]<=fq1_up and
        fq_[i]>=fq1_dwn:temp_val1.append(px_[i])
    elif fq_[i]<=fq2_up and
        fq_[i]>=fq2_dwn:temp_val2.append(px_[i])
vaf_eng1 = sum(temp_val1)
vaf_eng2 = sum(temp_val2)
vaf_r = vaf_eng1 / vaf_eng2
""" PSD para concentracion """
temp_val1 = []; temp_val2 = []
fq_, px_ = welch(val_, nperseg=256, nfft=1023, fs = 128,
                 noverlap=100, scaling='density',
                 )
# Beta 3 + Gamma
fq1_up = 38.0;   fq1_dwn = 20.0
# Div. range
fq2_up = 42.0;   fq2_dwn = 14.0
for i in range(len(px_)):
    if fq_[i]<=fq1_up and
        fq_[i]>=fq1_dwn:temp_val1.append(px_[i])
    elif fq_[i]<=fq2_up and
        fq_[i]>=fq2_dwn:temp_val2.append(px_[i])
vaf_eng1 = sum(temp_val1)
vaf_eng2 = sum(temp_val2)
vaf_r = vaf_eng1 / vaf_eng2

```

• Codigo extraido de PyEEG, Hjorth Complexity and Mobility

```
def hjorth(X, D = None):
    """ Compute Hjorth mobility and complexity of a
    time series from
    either two
    cases below:
    1. X, the time series of type list (default)
    2. D, a first order differential sequence of X
    (if D is provided,
    recommended to speed up)

    In case 1, D is computed using Numpy's Difference
    function.

    Notes
    -----
    To speed up, it is recommended to compute D before
    calling this
    function
    because D may also be used by other functions whereas
    computing
    it here
    again will slow down.

    Parameters
    -----
    X
        list
        a time series

    D
        list
        first order differential sequence of a time series

    Returns
    -----
    As indicated in return line
    Hjorth mobility and complexity
    """

    if D is None:
        D = numpy.diff(X)
        D = D.tolist()

    D.insert(0, X[0]) # pad the first difference
    D = numpy.array(D)

    n = len(X)
    M2 = float(sum(D ** 2)) / n
    TP = sum(numpy.array(X) ** 2)
    M4 = 0;
    for i in xrange(1, len(D)):
        M4 += (D[i] - D[i - 1]) ** 2
    M4 = M4 / n
    # Hjorth Mobility and Complexity
    return numpy.sqrt(M2/TP), numpy.sqrt(float(M4)*TP/M2/M2)
```

• Codigo extraido de PyEEG, Petrosian Fractal Dimension

```
def hjorth(X, D = None):
    """ Compute Hjorth mobility and complexity of a
```

time series from
 either two
 cases below:
 1. X, the time series of type list (default)
 2. D, a first order differential sequence of X
 (if D is provided,
 recommended to speed up)

In case 1, D is computed using Numpy's Difference function.

Notes

To speed up, it is recommended to compute D before calling this function because D may also be used by other functions whereas computing it here again will slow down.

Parameters

X
 list
 a time series

D
 list
 first order differential sequence of a time series

Returns

As indicated in return line
 Hjorth mobility and complexity
 """

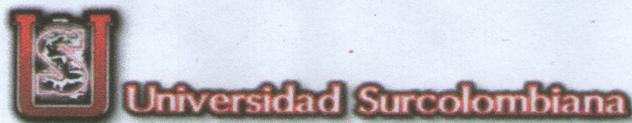
```

if D is None:
    D = numpy.diff(X)
    D = D.tolist()

D.insert(0, X[0]) # pad the first difference
D = numpy.array(D)
n = len(X)
M2 = float(sum(D ** 2)) / n
TP = sum(numpy.array(X) ** 2)
M4 = 0;
for i in xrange(1, len(D)):
    M4 += (D[i] - D[i - 1]) ** 2
M4 = M4 / n
# Hjorth Mobility and Complexity
return numpy.sqrt(M2/TP), numpy.sqrt(float(M4)*TP/M2/M2)

```

ANEXO B: FORMAS DE CONSENTIMIENTO DE LOS USUARIOS



Consentimiento para participar en estudio de investigación
Universidad Surcolombiana – Ingeniería Electrónica • Neiva, Huila

Titulo del Estudio: Implementación de un sistema Brain Computer Interface (BCI) tipo híbrido.

Investigador: Cristian Barrera

Introducción

- Esta siendo invitado a participar en la investigación sobre la utilización de un sistema Brain Computer Interface híbrido.
- Fue seleccionado de forma aleatoria, preferiblemente por poseer el cabello corto.
- Solicito que lea atentamente y pregunte alguna duda que posea.

Propósito del estudio

- El propósito de este estudio es asimilar la capacidad de reproducir el experimento en otros usuarios, rectificando que tiene un grado de utilidad.
- Principalmente es aplicable a dos usuarios mas, si es necesario para ser publicado y necesite publicarse como un paper, se deberá tener mas usuarios, si el caso es relacionado a comparación entre usuarios, mas no su método de procesamiento.

Descripción del proceso del estudio

- Si esta de acuerdo con el estudio, sera participe de trabajar de una hora a dos por sesión, dependiendo de la facilidad de adaptarse al estudio, relacionado a la relajación, concentración y movimientos faciales básicos, de lo cual puede causar cansancio o aburrimiento, aun así, es menester terminar una vez empezado.

Riesgo/Molestia de ser parte del estudio

- Podrá sentir cansancio al estar sentado al frente de la pantalla del computador, por tiempo largo posiblemente de 1 a 2 horas.

Confidencialidad

- Este estudio es anónimo, la información recolectada no tendrá nada relacionado a la identidad como tal de la persona, por lo tanto ningún dato personal sera publicado.

Derecho a detenerse o retirarse

- La desicion de participar en el estudio es enteramente suya. Podría retirarse durante el proceso, pero afectaría la toma de datos, por lo cual no seria tomada en cuenta estando parcial, pero no afectaría ninguna tipo de relación con el investigador o como tal la investigación.

Derecho a hacer preguntas o dudas

- Tiene derecho a hacer preguntas acerca de la investigación en cualquier momento, si desea preguntar de forma otra forma, puede contactarme al correo n2005100288@usco.edu.co, o al numero cel. 3182002648, si desea un resumen de las conclusiones o el total de la investigación, sea por curiosidad o cualquier particularidad, con gusto se le sera enviado.

Consentimiento

- Su firma en la parte de abajo indica que ha decidido a ser un voluntario participe en la investigación. Para este estudio, y teniendo en cuenta que a leído y entendido la información dada anteriormente. Le sera dada una copia de este documento firmado, al igual que cualquier otro documento referido a la investigación necesario para el estudio o el investigador.

Nombre del Usuario:

Juan Sebastian Mejia Rincon

Firma del Usuario:

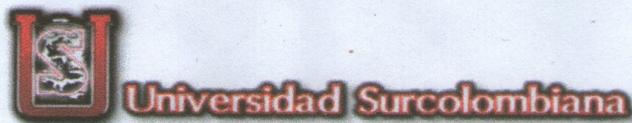
Juan S. Mejia R.

Date:

25/11/15

Firma del Usuario:

Date:



Consentimiento para participar en estudio de investigación
Universidad Surcolombiana – Ingeniería Electrónica • Neiva, Huila

Titulo del Estudio: Implementación de un sistema Brain Computer Interface (BCI) tipo híbrido.

Investigador: Cristian Barrera

Introducción

- Esta siendo invitado a participar en la investigación sobre la utilización de un sistema Brain Computer Interface híbrido.
- Fue seleccionado de forma aleatoria, preferiblemente por poseer el cabello corto.
- Solicito que lea atentamente y pregunte alguna duda que posea.

Propósito del estudio

- El propósito de este estudio es asimilar la capacidad de reproducir el experimento en otros usuarios, rectificando que tiene un grado de utilidad.
- Principalmente es aplicable a dos usuarios mas, si es necesario para ser publicado y necesite publicarse como un paper, se deberá tener mas usuarios, si el caso es relacionado a comparación entre usuarios, mas no su método de procesamiento.

Descripción del proceso del estudio

- Si esta de acuerdo con el estudio, sera participe de trabajar de una hora a dos por sesión, dependiendo de la facilidad de adaptarse al estudio, relacionado a la relajación, concentración y movimientos faciales básicos, de lo cual puede causar cansancio o aburrimiento, aun así, es menester terminar una vez empezado.

Riesgo/Molestia de ser parte del estudio

- Podrá sentir cansancio al estar sentado al frente de la pantalla del computador, por tiempo largo posiblemente de 1 a 2 horas.

Confidencialidad

- Este estudio es anónimo, la información recolectada no tendrá nada relacionado a la identidad como tal de la persona, por lo tanto ningún dato personal sera publicado.

Derecho a detenerse o retirarse

- La desicion de participar en el estudio es enteramente suya. Podría retirarse durante el proceso, pero afectaría la toma de datos, por lo cual no seria tomada en cuenta estando parcial, pero no afectaría ninguna tipo de relación con el investigador o como tal la investigación.

Derecho a hacer preguntas o dudas

- Tiene derecho a hacer preguntas acerca de la investigación en cualquier momento, si desea preguntar de forma otra forma, puede contactarme al correo n2005100288@usco.edu.co, o al numero cel. 3182002648, si desea un resumen de las conclusiones o el total de la investigación, sea por curiosidad o cualquier particularidad, con gusto se le sera enviado.

Consentimiento

- Su firma en la parte de abajo indica que ha decidido a ser un voluntario participe en la investigación. Para este estudio, y teniendo en cuenta que a leído y entendido la información dada anteriormente. Le sera dada una copia de este documento firmado, al igual que cualquier otro documento referido a la investigación necesario para el estudio o el investigador.

Nombre del Usuario:

Juan Sebastian Mejia Rincon

Firma del Usuario:

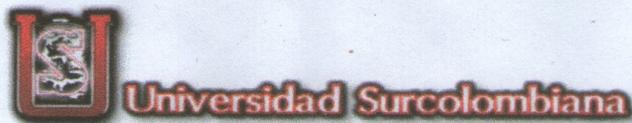
Juan S. Mejia R.

Date:

25/11/15

Firma del Usuario:

Date:



Consentimiento para participar en estudio de investigación
Universidad Surcolombiana – Ingeniería Electrónica • Neiva, Huila

Titulo del Estudio: Implementación de un sistema Brain Computer Interface (BCI) tipo híbrido.

Investigador: Cristian Barrera

Introducción

- Esta siendo invitado a participar en la investigación sobre la utilización de un sistema Brain Computer Interface híbrido.
- Fue seleccionado de forma aleatoria, preferiblemente por poseer el cabello corto.
- Solicito que lea atentamente y pregunte alguna duda que posea.

Propósito del estudio

- El propósito de este estudio es asimilar la capacidad de reproducir el experimento en otros usuarios, rectificando que tiene un grado de utilidad.
- Principalmente es aplicable a dos usuarios mas, si es necesario para ser publicado y necesite publicarse como un paper, se deberá tener mas usuarios, si el caso es relacionado a comparación entre usuarios, mas no su método de procesamiento.

Descripción del proceso del estudio

- Si esta de acuerdo con el estudio, sera participe de trabajar de una hora a dos por sesión, dependiendo de la facilidad de adaptarse al estudio, relacionado a la relajación, concentración y movimientos faciales básicos, de lo cual puede causar cansancio o aburrimiento, aun así, es menester terminar una vez empezado.

Riesgo/Molestia de ser parte del estudio

- Podrá sentir cansancio al estar sentado al frente de la pantalla del computador, por tiempo largo posiblemente de 1 a 2 horas.

Confidencialidad

- Este estudio es anónimo, la información recolectada no tendrá nada relacionado a la identidad como tal de la persona, por lo tanto ningún dato personal sera publicado.

Derecho a detenerse o retirarse

- La desicion de participar en el estudio es enteramente suya. Podría retirarse durante el proceso, pero afectaría la toma de datos, por lo cual no seria tomada en cuenta estando parcial, pero no afectaría ninguna tipo de relación con el investigador o como tal la investigación.

Derecho a hacer preguntas o dudas

- Tiene derecho a hacer preguntas acerca de la investigación en cualquier momento, si desea preguntar de forma otra forma, puede contactarme al correo n2005100288@usco.edu.co, o al numero cel. 3182002648, si desea un resumen de las conclusiones o el total de la investigación, sea por curiosidad o cualquier particularidad, con gusto se le sera enviado.

Consentimiento

- Su firma en la parte de abajo indica que ha decidido a ser un voluntario participe en la investigación. Para este estudio, y teniendo en cuenta que a leído y entendido la información dada anteriormente. Le sera dada una copia de este documento firmado, al igual que cualquier otro documento referido a la investigación necesario para el estudio o el investigador.

Nombre del Usuario:

Juan Sebastian Mejia Rincon

Firma del Usuario:

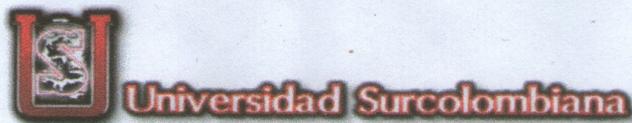
Juan S. Mejia R.

Date:

25/11/15

Firma del Usuario:

Date:



Consentimiento para participar en estudio de investigación
Universidad Surcolombiana – Ingeniería Electrónica • Neiva, Huila

Titulo del Estudio: Implementación de un sistema Brain Computer Interface (BCI) tipo híbrido.

Investigador: Cristian Barrera

Introducción

- Esta siendo invitado a participar en la investigación sobre la utilización de un sistema Brain Computer Interface híbrido.
- Fue seleccionado de forma aleatoria, preferiblemente por poseer el cabello corto.
- Solicito que lea atentamente y pregunte alguna duda que posea.

Propósito del estudio

- El propósito de este estudio es asimilar la capacidad de reproducir el experimento en otros usuarios, rectificando que tiene un grado de utilidad.
- Principalmente es aplicable a dos usuarios mas, si es necesario para ser publicado y necesite publicarse como un paper, se deberá tener mas usuarios, si el caso es relacionado a comparación entre usuarios, mas no su método de procesamiento.

Descripción del proceso del estudio

- Si esta de acuerdo con el estudio, sera participe de trabajar de una hora a dos por sesión, dependiendo de la facilidad de adaptarse al estudio, relacionado a la relajación, concentración y movimientos faciales básicos, de lo cual puede causar cansancio o aburrimiento, aun así, es menester terminar una vez empezado.

Riesgo/Molestia de ser parte del estudio

- Podrá sentir cansancio al estar sentado al frente de la pantalla del computador, por tiempo largo posiblemente de 1 a 2 horas.

Confidencialidad

- Este estudio es anónimo, la información recolectada no tendrá nada relacionado a la identidad como tal de la persona, por lo tanto ningún dato personal sera publicado.

Derecho a detenerse o retirarse

- La desicion de participar en el estudio es enteramente suya. Podría retirarse durante el proceso, pero afectaría la toma de datos, por lo cual no seria tomada en cuenta estando parcial, pero no afectaría ninguna tipo de relación con el investigador o como tal la investigación.

Derecho a hacer preguntas o dudas

- Tiene derecho a hacer preguntas acerca de la investigación en cualquier momento, si desea preguntar de forma otra forma, puede contactarme al correo n2005100288@usco.edu.co, o al numero cel. 3182002648, si desea un resumen de las conclusiones o el total de la investigación, sea por curiosidad o cualquier particularidad, con gusto se le sera enviado.

Consentimiento

- Su firma en la parte de abajo indica que ha decidido a ser un voluntario participe en la investigación. Para este estudio, y teniendo en cuenta que a leído y entendido la información dada anteriormente. Le sera dada una copia de este documento firmado, al igual que cualquier otro documento referido a la investigación necesario para el estudio o el investigador.

Nombre del Usuario:

Juan Sebastian Mejia Rincon

Firma del Usuario:

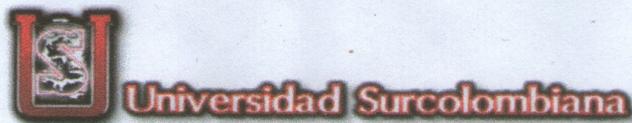
Juan S. Mejia R.

Date:

25/11/15

Firma del Usuario:

Date:



Consentimiento para participar en estudio de investigación
Universidad Surcolombiana – Ingeniería Electrónica • Neiva, Huila

Titulo del Estudio: Implementación de un sistema Brain Computer Interface (BCI) tipo híbrido.

Investigador: Cristian Barrera

Introducción

- Esta siendo invitado a participar en la investigación sobre la utilización de un sistema Brain Computer Interface híbrido.
- Fue seleccionado de forma aleatoria, preferiblemente por poseer el cabello corto.
- Solicito que lea atentamente y pregunte alguna duda que posea.

Propósito del estudio

- El propósito de este estudio es asimilar la capacidad de reproducir el experimento en otros usuarios, rectificando que tiene un grado de utilidad.
- Principalmente es aplicable a dos usuarios mas, si es necesario para ser publicado y necesite publicarse como un paper, se deberá tener mas usuarios, si el caso es relacionado a comparación entre usuarios, mas no su método de procesamiento.

Descripción del proceso del estudio

- Si esta de acuerdo con el estudio, sera participe de trabajar de una hora a dos por sesión, dependiendo de la facilidad de adaptarse al estudio, relacionado a la relajación, concentración y movimientos faciales básicos, de lo cual puede causar cansancio o aburrimiento, aun así, es menester terminar una vez empezado.

Riesgo/Molestia de ser parte del estudio

- Podrá sentir cansancio al estar sentado al frente de la pantalla del computador, por tiempo largo posiblemente de 1 a 2 horas.

Confidencialidad

- Este estudio es anónimo, la información recolectada no tendrá nada relacionado a la identidad como tal de la persona, por lo tanto ningún dato personal sera publicado.

Derecho a detenerse o retirarse

- La desicion de participar en el estudio es enteramente suya. Podría retirarse durante el proceso, pero afectaría la toma de datos, por lo cual no seria tomada en cuenta estando parcial, pero no afectaría ninguna tipo de relación con el investigador o como tal la investigación.

Derecho a hacer preguntas o dudas

- Tiene derecho a hacer preguntas acerca de la investigación en cualquier momento, si desea preguntar de forma otra forma, puede contactarme al correo n2005100288@usco.edu.co, o al numero cel. 3182002648, si desea un resumen de las conclusiones o el total de la investigación, sea por curiosidad o cualquier particularidad, con gusto se le sera enviado.

Consentimiento

- Su firma en la parte de abajo indica que ha decidido a ser un voluntario participe en la investigación. Para este estudio, y teniendo en cuenta que a leído y entendido la información dada anteriormente. Le sera dada una copia de este documento firmado, al igual que cualquier otro documento referido a la investigación necesario para el estudio o el investigador.

Nombre del Usuario:

Juan Sebastian Mejia Rincon

Firma del Usuario:

Juan S. Mejia R.

Date:

25/11/15

Firma del Usuario:

Date: