

Universidad de Costa Rica
Escuela de Ingeniería Eléctrica

IE-9600 Seminario de Graduación

Retroalimentación Auditiva en la interfaz Cerebro Computador

Por:

Rivera Valverde, Francisco

Sánchez Blagoeva, Gabriel

Zavala Morales, Queene

Sede Universitaria Rodrigo Facio

2016

Retroalimentación Auditiva en la interfaz Cerebro Computador

Por:

Rivera Valverde, Francisco

Sánchez Blagoeva, Gabriel

Zavala Morales, Queene

Sometido a la Escuela de Ingeniería Eléctrica

de la Facultad de Ingeniería

de la Universidad de Costa Rica

como requisito parcial para optar por el grado de:

LICENCIADO EN INGENIERÍA ELÉCTRICA

Aprobado por el Tribunal:

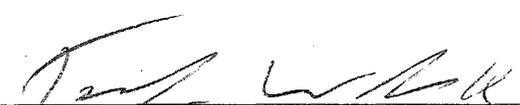
Randolph Steinvorth, Ph.D.

Director, Escuela de Ingeniería Eléctrica



Ing. Lochi Yu

Director, Comité Asesor



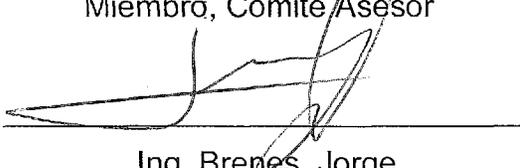
Ing. Willink Castro, Teodoro

Miembro, Comité Asesor



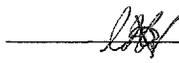
Ing. Coen Alfaro, Enrique

Miembro, Comité Asesor



Ing. Brenes, Jorge

Miembro, Comité Asesor



Ing. Barrantes, Emmanuel

Miembro, Comité Asesor

Dedicatoria

Queremos dedicar este trabajo a nuestras familias, profesores y a todas las personas que de una u otra forma nos han apoyado en el proceso que ha sido nuestro paso por la universidad.

Por una parte, a quienes nos enseñaron todo lo relacionado al mundo de la Ingeniería Eléctrica con paciencia y desde una perspectiva que no solo nos permitiera aprender sino también maravillarnos con la aventura en la que nos estábamos embarcando.

Y por otro lado a todas aquellas personas que estuvieron a nuestro lado, padres, hermanos, compañeros, parejas; que durante este tiempo nos apoyaron e hicieron siempre todo lo que estaba en su poder para ayudarnos a cumplir nuestras metas, sin esas personas no estaríamos aquí.

A todos ellos, gracias.

Resumen

El empleo de métodos no invasivos como el Electroencefalograma - EEG para comprender mejor el cerebro humano no es una práctica nueva, más poca es la investigación dedicada a la percepción e imaginación auditiva. Dicha área de sistemas de Interfaz Cerebro Computador - BCI que emplean EEGs para obtener datos ha tenido muchos problemas en distinguir apropiadamente percepción de la imaginación (Olthuis, 2011).

Si se pudiese comprender con detalle la manera en que el cerebro procesa el sonido, las aplicaciones de tal concepto, no solo comercialmente, sino para mejorar la vida de personas con limitaciones auditivas, hacen esta investigación atractiva.

En aras de proveer herramientas para la mejor interacción entre sistemas BCI y sistemas de sonido, se puede emplear el concepto de lazo de control cerrado por realimentación. Bajo dicho principio, un sistema alcanza el estado estable a un nivel deseado con mayor facilidad ya que la realimentación le permite saber al sistema cómo auto-corregirse para llegar al valor deseado.

Mapeando dicho concepto a las capacidades de un sistema BCI, se puede implementar en un sistema a tiempo real, un lazo de realimentación auditiva si se toma como entrada la tensión generada por un electrodo. Dicha tensión, puede mapearse a una serie de tonos, en el rango de voz humana, que luego se le provee a los sujetos de prueba mediante audífonos.

El presente documento analiza de manera cuantitativa si existe o no una afección de emplear realimentación auditiva mediante varios experimentos que juegan con la respuesta en frecuencia de la señal de los electrodos. Para realizar dichas mediciones cuantitativas, se emplean diferentes marcos de referencia como lo son señales de control binarias, referencias esperadas y criterios de estabilidad en el tiempo.

Los experimentos poseen un gran nivel de ruido en la percepción musical, por lo que diferentes técnicas de procesamiento de datos y de filtrado, espacial y por bandas, se emplean para tener una entrada limpia (con un mejor coeficiente señal a ruido medido en las transiciones de tonos de frecuencia) al algoritmo.

En los experimentos, al contrastar el empleo de realimentación auditiva contra la ausencia de la misma, no se percibe una mejora considerable de agregar la realimentación; inclusive en ciertas sesiones se observó una afectación por el ruido que causa la conversión de tensión de entrada del electrodo a tonos discretos.

Como conclusión no se recomienda el empleo de realimentación auditiva en pruebas a tiempo real, si en estas se hace imaginación auditiva. A lo largo del documento se justifica dicha afirmación a la vez que se recomiendan técnicas para mejorar la calidad de extracción de datos en una prueba a tiempo real.

Índice

1.	Introducción.....	1
1.1	Planteamiento del problema	3
1.2	Objetivos	7
1.2.1	Objetivo general.....	7
1.2.2	Objetivos específicos	7
1.3.	Justificación	8
2.	Marco Teórico	9
2.1.	Interfaz Cerebro Computador (BCI: BrainComputer Interface).....	9
2.1.1.	Componentes de un sistema BCI	10
2.2.	Electroencefalograma - EEG	13
2.2.1.	Electrodos	16
2.2.2.	Sistema 10-20.....	19
2.3.	Openvibe	20
2.4.	Métodos de extracción de datos	21
2.4.1.	Método de la transformada rápida de Fourier	21
2.4.2.	Método de la transformada Wavelet	22
2.4.3.	Vectores propios (Eigenvectores).....	24
2.4.4.	Distribuciones en el tiempo y la frecuencia (TFD).....	25
2.4.5.	Método autorregresivo (AutoregressiveMethod - AR).....	26

2.4.6.	Filtro espacial laplaciano (Surface Laplacian).....	27
3.	Metodología.....	31
3.1	Contribución individual de cada estudiante al seminario.....	33
4	Esquema de Investigación.....	34
4.1	Experimento 1.0 Determinación el mejor modelo de OpenVibe.....	48
4.1.1.	Planteamiento Experimental – Parte A: Definición de Canales	48
4.1.2.	Descripción de Resultados – Parte A: Definición de Canales.....	51
4.1.3.	Análisis de Resultados – Parte A: Definición de Canales	52
4.1.4.	Planteamiento Experimental – Parte B: Realimentación Discreta.....	53
4.1.5.	Descripción de Resultados – Parte B: Realimentación Discreta.....	55
4.1.6.	Análisis de Resultados – Parte B: Realimentación Discreta	56
4.2	Experimento 2.1 ww42 Determinación de frecuencias.....	56
4.2.1.	Planteamiento Experimental	56
4.2.2.	Descripción de resultados.....	59
4.2.3.	Análisis de resultados	60
4.3	Experimento 2.2 ww44 Realimentación con frecuencias de Fibonacci	60
4.3.1.	Planteamiento Experimental	60
4.3.2.	Descripción de Resultados	61
4.3.3.	Análisis de Resultados.....	61
4.4	Experimento 2.3 ww45 Realimentación con frecuencias 5 y 16	62
4.4.1.	Planteamiento Experimental – Parte A: Realimentación Discreta de tonos cortos	62

4.4.2.	Descripción de Resultados – Parte A: Realimentación Discreta de tonos cortos	63
4.4.3.	Análisis de Resultados – Parte A: Realimentación Discreta de tonos cortos	63
4.4.4.	Planteamiento Experimental – Parte B: Realimentación Continua de tonos largos	64
4.4.5.	Descripción de Resultados – Parte B: Realimentación Continua de tonos largos	64
4.4.6.	Análisis de Resultados – Parte B: Realimentación Continua de tonos largos	66
4.5	Experimento 2.4 16ww14 Barrido de frecuencias para ignorar Saltos con realimentación visual y auditiva	66
4.5.1.	Objetivo1 Percepción Musical por frecuencias	66
4.5.2.	Objetivo2- Referencia de percepción Musical	68
4.5.3.	Objetivo 3 Efecto de realimentación auditiva	70
4.6	Experimento 2.5 16ww25 Eliminar la realimentación visual	73
4.6.1.	Planteamiento Experimental	74
4.6.2.	Descripción de Resultados	74
4.6.3.	Análisis de Resultados	76
5	Conclusiones	77
6	Recomendaciones	79
7	Referencias Bibliográficas	81
8	Anexos	84
	Instalación de OpenViBe	84

Índice de figuras

Ilustración 2-1. <i>Componentes de un sistema BCI</i>	11
Ilustración 2-2. Etapas detalladas del procesamiento de las señales del EEG. (Al-Fahoum& Al-Fraihat, 2014).....	12
Ilustración 2-3. Representación y partes de una neurona (Teplan, 2002).....	15
Ilustración 2-4. <i>Electrodos adheridos</i> (Teplan, 2002).....	16
Ilustración 2-5. Electrodo de contacto (Talamillo, 2001).....	17
Ilustración 2-6. Electrodo de casco de malla. (Teplan, 2002).....	18
Ilustración 2-7. Electrodo de aguja (Talamillo, 2011).....	18
Ilustración 2-8. Electrodo quirúrgicos (Talamillo, 2011).....	19
Ilustración 2-9. Sistema 10-20 para la colocación de los electrodos (Teplan, 2002).....	20
Ilustración 2-10. Implementación de la descomposición de DWT. (Al-Fahoum& Al-Fraihat, 2014).....	24
Ilustración 4-1. Esquema de prueba en el laboratorio.....	37
Ilustración 4-2. Sujeto de prueba con electrodos en el laboratorio.....	38
Ilustración 4-3. Algoritmo gráfico de regresión	39
Ilustración 4-4. Clase de openVibe.....	40
Ilustración 4-4. Ayuda visual para el experimento 2.4	41
Ilustración 4-5. Sistema utilizado en el experimento 2.3	42
Ilustración 4-2. Esquema utilizado para filtrar la señales del EEG	44
Ilustración 4-3. Sistema de OpenVibe para experimento 2.0	50
Ilustración 4-5. Respuesta de la banda Alfa en el canal C3	51

Ilustración 4-6. Respuesta de la banda gamma en el canal Pz.....	52
Ilustración 4-7. Señal generada producto de la imaginación del sujeto.....	53
Ilustración 4-8. Seguimiento de señal de referencia.....	55
Ilustración 4-9. <i>Sistema OpenVibe para experimento 2.1</i>	58
Ilustración 4-10. Distribución de promedios de amplitud por componentes de frecuencia para el experimento 2.1	59
Ilustración 4-13. Comparación de aciertos y desaciertos del experimento 2.4.....	65
Ilustración 4-15. Resultados experimento 2.4 objetivo 1	67
Ilustración 4-16. <i>Realimentación visual del experimento 2.4 objetivo 2</i>	69
Ilustración 4-17. Resultados experimento 2.5 - sin realimentación	74
Ilustración 4-18. Resultados experimento 2.5 - con realimentación	75

Índice de tablas

Tabla 1. Experimentos realizados	35
Tabla 2. Bandas de EEG y sus Frecuencias. (Szafir, 2009)	48
Tabla 3. Frecuencias utilizadas en experimento 1.0	49
Tabla 4. <i>Distribución de aciertos vs fallos por sujetos</i>	56
Tabla 5. Resultados comparativos del experimento 2.2.....	61
Tabla 6. Resultados comparativos del experimento 2.4.....	63
Tabla 7. Tendencia de aciertos y desaciertos por frecuencia del experimento 2.4.....	65
Tabla 8. Resultados experimento 2.4 objetivo 2	69
Tabla 9. Resultados experimento 2.4 objetivo 3	71
Tabla 10. Diferencial de los resultados del experimento 2.4 objetivo 3.....	72
Tabla 11. Resultados comparativos del experimento 2.5.....	75

1. Introducción

La pérdida del habla en una persona genera la necesidad de un método alternativo de comunicación. En muchos casos el lenguaje de señas viene a solventar esta desventaja. Pero en casos más específicos se puede presentar acompañada de parálisis u otras condiciones que requieren una solución más elaborada. En estos se necesita de un mecanismo que permita a la persona darse a entender de la forma más específica posible basándose en aquellas habilidades de las que todavía dispone.

Nuestra propuesta busca ser un primer paso en la dirección de permitir a una persona recuperar el discurso hablado mediante la traducción de ondas del electroencefalograma en sonido.

Utilizando un algoritmo de regresión, se quieren interpretar las señales del EEG cuando la persona esté imaginando un sonido. Para simplificar el sistema se está apuntando a generar un tono puro y variar solo el componente en frecuencia. Se quiere poder generar ese tono de frecuencia y retroalimentar a la persona por medio de un audífono.

El objetivo es, que una persona pueda controlar el tono de frecuencia generado utilizando el sistema diseñado de manera consciente. Para hacer todo lo anterior se requiere que el sistema procese la información en tiempo real y un sistema de filtrado que limpie la señal de EEG.

Luego se quiere verificar si mediante la retroalimentación auditiva se facilita a la persona controlar este sistema modificando sus patrones cerebrales detectables por el EEG para variar su salida, dado que la evidencia sugiere que la retroalimentación auditiva puede afectar positivamente el control de habilidades motoras y lingüísticas.

A largo plazo se pretende sentar las bases para un sistema que permita a una persona con imposibilidad de comunicación vocal, generar un sonido para comunicación.

De igual forma se podría llegar a implementar una interfaz cerebro máquina que permita a una persona con impedimentos visuales y motoras comunicarse asistido por retroalimentación auditiva.

1.1 Planteamiento del problema

La retroalimentación en sistemas BCI no es una práctica nueva, inclusive puede considerarse como un método clínico documentado para tratar disfunciones como el tartamudeo, o en la detección de ataques epilépticos. Por ejemplo, Borsel y Reunes (Van *et al.*, 2003) emplearon la retroalimentación temporal como un método de entrenamiento para mejorar la condición de tartamudeo de nueve sujetos; para lograr esta empresa, durante tres meses se analizó el fallo en la repetición de un texto pre-memorizado, cuando se retroalimentaba el mismo al sujeto de prueba con un retraso temporal al igual que retroalimentación sin retraso como parámetro de comparación. Durante este tiempo, se repitió el experimento, punto en el cual se comparó el número de fallos antes de los tres meses así con el presente poniendo en evidencia que los sujetos si son capaces de entrenar y lograr mejoras permanentes con la retroalimentación.

El empleo de retroalimentación auditiva retardada es de igual manera común en estudios de adaptabilidad ante la misma; si bien permite tratar pacientes con tartamudeo es contraproducente en pacientes sin ninguna afección en cuanto a que como método de adaptación, los afectados tienden a acelerar el discurso después de someterse a pruebas al tipo de pruebas en discusión. Katz & Lackner (1977) realizan un estudio no invasivo a diez sujetos de pruebas que registran su voz en citas de grabación que luego es retroalimentada en escenarios de retroalimentación instantánea, retardada y retrasada prolongadamente. Los resultados de la prueba indican que existe una adaptabilidad denotada por la comparación de errores antes y después de la tarea de reglamentación prolongada. De igual forma, se comenta que, a diferencia de la retroalimentación visual, existen secuelas en experimentos incrementales; Los sujetos de prueba estaban conscientes de la existencia de un retraso, a diferencia de la retroalimentación visual en la que los sujetos de prueba no eran conscientes de cambios incrementales y por tanto no evocaban adaptación a los mismos.

De igual forma, la retroalimentación auditiva no es una práctica exclusiva en el quehacer diario de los humanos (Banton, 1995), la retroalimentación como herramienta de control de sistemas ha tenido más auge en el área visual, e inclusive se considera que su impacto es mayor; estudios interesantes comparan ambos tipos de retroalimentación, como el de Banton, en el que se busca emplear partituras de piano para estudiar los casos de retroalimentación visual y auditiva en presencia o ausencia de la misma. Para dicho fin, 15 sujetos tocaron un teclado electrónico en escenarios donde no veían sus manos, no se escuchaba lo que se tocaba y por último un escenario normal de interpretación. Los resultados indicaron que en el área musical, al igual que en otras áreas investigadas en otros trabajos, el rol de la retroalimentación auditiva no es tan determinante; de igual forma se concluyó que para aquellos sujetos cuya experiencia los convierte en malos intérpretes de partituras, la dependencia visual era mucho más notoria.

El empleo de retroalimentación en conjunto con electrodos se ha experimentado en diferentes ámbitos comerciales como lo es el suministro de la anestesia de pacientes en un lazo de control así como el tratamiento de ataques epilépticos. Por ejemplo, Sheng-Fu Liang (2010) elabora sobre un sistema de lazo cerrado que es capaz de emitir una descarga al detectar un ataque epiléptico de forma que pueda neutralizar dicho ataque; como entradas al sistema se utiliza una medición de entropía y dos de potencia en bandas de frecuencias preseleccionadas. Estas alimentan un clasificador lineal de mínimos cuadrados. El experimento muestra efectividad al 92% - 99% en detección de ataques y un rango de falsos positivos de 1.2% a 2.5%.

De igual forma, puede hablarse de otros objetos de retroalimentación como lo presenta el caso de Helmut y Schuttler (Schwilden *et al.*, 1987), los cuales proponen un sistema de control a lazo cerrado de la cantidad de anestesia suministrada a un paciente, normalmente se administra utilizando un control de lazo abierto. Para poder corregir la dosis de un individuo específico, el anestesiólogo debe modificar el sistema manualmente, y variar la concentración de la droga interactivamente. El estudio realizado en el artículo, utiliza un análisis cuantitativo del EEG para establecer un sistema de lazo cerrado que controle la administración de la

anestesia. Se utilizaron 13 voluntarios sanos a los cuales se les puso a escuchar música mediante audífonos para una ligera inducción a la anestesia. Durante el periodo de control se les expuso de manera aleatoria a 6 diferentes estímulos: sensaciones acústicas, comandos verbales, estímulos de frío, pinchazos de alfiler, pruebas en el párpado y el reflejo corneal, cada 1,5 minutos. Se tomaron pruebas de sangre de un capilar del lóbulo de la oreja, cada 20 minutos para análisis de gases en la sangre. El estudio permitió mantener el nivel de anestesia requerido en los voluntarios. Este nivel fue obtenido de estudios de lazo de control abierto.

Berenyi y Bellusco por su parte, mediante el uso de electrodos tripolares implantados en el cráneo de ratas realizan mediciones de LFPs y MUA a la hora de disparar un ataque epiléptico. El sistema de retroalimentación hace una lectura de la actividad cerebral y al detectar el ataque se genera un estímulo eléctrico intracraneal (TES). Un TES a 1Hz logró disminuir la amplitud de los patrones pero no tuvo influencia en la duración del evento. Luego se aplicaron ondas Gaussianas de 50 ms una vez detectado el evento se logró reducir la duración de los episodios epilépticos en función de su intensidad.

Si bien los artículos anteriores emplean la técnica de retroalimentación, no hacen así uso del medio auditivo para cumplir su objetivo. Existen algunos trabajos como el de Rutkowski (2010) que emplean las ondas del EEG para generar un tono de MIDI que es retroalimentado al sujeto; El artículo muestra cómo los autores toman la salida de un dispositivo BCI con electrodos, pre procesan la salida de los mismos convirtiéndola a música que es realimentada hacia los sujetos de prueba para mejorar el grado de concentración de los mismos. La prueba consistió en la medición del grado de concentración en ver un tablero de ajedrez parpadeante, donde la misma se tradujo a MIDI mediante los métodos de EMD (Empirical Mode Decomposition) y (BUS) Bump Modeling Signification. El artículo no detalla en los resultados finales de la prueba, más elabora en su preferencia de EMD como método predilecto de trabajo, ya que el tiempo en que tarda el procesamiento de BUS es computacionalmente muy costoso. De igual forma el documento no detalla en la selección de los sujetos de prueba a la

vez que detalla muy superficialmente el experimento realizado sin dilucidar de los resultados de los mismos.

Si bien los artículos anteriores tratan de cómo el control es una herramienta muy práctica no solo para la automatización de funciones, se limitan a un uso comercial de dicha técnica, sin aprovechar su capacidad científica. Es decir, la retroalimentación en la vida cotidiana nos permite corregir tareas que sin la misma sería muy complicado de elaborar, la vista es un claro ejemplo de cómo el cerebro se adapta a entradas correctivas para lograr un objetivo. La audición de igual forma es un sentido que típicamente no se auto-corrige, y es de interés investigar para comprender cómo el cerebro se comporta ante dicho estado. Inclusive, existen técnicas de control de lazo cerrado que permiten modelar un sistema de control que permitiría de manera efectiva predecir la respuesta del cerebro ante estímulos del mismo. Dicho modelo sería el primer paso para crear una interfaz auditiva cerebro computador para personas con discapacidades tales que la audición es su mejor opción para comunicarse.

Un algoritmo de regresión adecuado podría permitir el procesamiento de señales de EEG relacionadas al procesamiento e imaginación de un sonido y generar una salida auditiva que pudiera ser controlada por el usuario.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo general

Implementar un algoritmo de regresión que permita el procesamiento de señales de EEG relacionadas al procesamiento e imaginación de un sonido y traducirlas exitosamente a un tono en frecuencia, utilizando retroalimentación auditiva para complementar y facilitar el proceso al usuario del sistema.

1.2.2 Objetivos específicos

- Identificar los electrodos y componentes en frecuencia de las señales EEG que son más sensibles a estímulos sonoros.
- Implementar algoritmos de regresión para el procesamiento de señales obtenidas mediante EEG utilizando OpenVibè o Matlab.
- Validar el sistema basado en el algoritmo de regresión mediante el uso de sujetos de prueba.
- Analizar el desempeño del sistema con y sin retroalimentación auditiva para verificar la influencia de la misma en la regulación de la salida del sistema.

1.3. Justificación

Las redes neuronales y algoritmos de regresión se han venido utilizando en el procesamiento de señales de EEG en la medicina con muy buenos resultados, pero principalmente para clasificación de señales y sistemas con salidas dicotómicas y sistemas de lazo abierto.

Por otra parte, el trabajo relacionado al análisis de la actividad EEG producida por la escucha o imaginación de un sonido no ido más allá que la identificación de potenciales puntos de la corteza craneal donde se concentra la actividad eléctrica, y la comparación de esta entre la escucha y la imaginación de un sonido.

Se analizan algoritmos de regresión en un sistema de lazo cerrado para procesar señales de EEG en tiempo real y tratar de extraer de las mismas la información acerca del tono en frecuencia que el sujeto está escuchando o imaginando, a la vez que evaluamos la influencia de la retroalimentación auditiva para el control de la actividad EEG, queremos sentar un precedente en sistemas de lazo cerrado controlados por un usuario mediante la actividad EEG, además de establecer parámetros en cuanto al diseño del sistema, diseño del experimento, áreas de la corteza cerebral relacionadas a la actividad auditiva y asistencia de la retroalimentación auditiva en la actividad eléctrica de la corteza craneal.

El sonido que pretendemos utilizar como estímulo va a ser un tono en frecuencia pura para poder diseñar un sistema más simple. Eventualmente esperamos que en futuros trabajos de esta naturaleza desemboquen en permitir a una persona incapaz de hablar utilizar un sistema de este tipo para generar discurso hablado, además de otras posibles repercusiones que podría tener el sistema en medicina, como proveer a una persona con parálisis motora e impedimentos lingüísticos de un medio de comunicación efectivo.

2. Marco Teórico

La base de los experimentos de este trabajo de graduación es la interfaz cerebro computador, o BCI, del inglés "*Brain Computer Interface*". El desarrollo del marco teórico gira entorno a la descripción, desde lo general a lo específico de este sistema. Se define primero que es un sistema BCI, sus componentes principales, así como una breve historia del desarrollo de esta herramienta tan útil para la investigación, asistencia al ser humano e inclusive desarrollo de la industria de los videojuegos.

Gran parte de la adquisición de los datos utilizados en un BCI, se obtienen haciendo uso de un electroencefalograma; es por ello que se dedica la sección 2.2 a realizar una breve reseña historia del desarrollo de esta técnica, además de sus componentes principales. Aunado a ello, se describe el sistema 10-20 para la colocación de electrodos, pues cada sesión experimental se iniciaba con la colocación de electrodos al sujeto de prueba. También se analiza brevemente el software OpenVibe, utilizado como principal plataforma de diseño.

Luego de la obtención de datos, se necesita una fase de extracción. Existen varios métodos de extracción aplicables. Estos se describen a través de la sección 2.4. Cada uno de ellos se probó en las fases iniciales. Sin embargo, como se observa en los experimentos finales, el método de la transformada de Fourier y el filtro espacial Laplaciano fueron los que dieron mejores resultados.

2.1. Interfaz Cerebro Computador (BCI: Brain Computer Interface)

Una interfaz cerebro-computador (BCI) se refiere a un computador que posee un canal adicional de salida para el cerebro, el cual es independiente de los nervios periféricos o los

músculos. Se basa en la actividad neuronal generada por el cerebro. Dicha actividad puede ser recolectada utilizando técnicas tanto invasivas como no invasivas. El sistema cerebro computador requiere cierto nivel de control neuronal, pues el BCI utiliza la actividad neuronal voluntaria generada por el usuario para tomar acciones. La actividad neuronal generada durante un ataque epiléptico, por ejemplo, no provee información pertinente al sistema BCI (He, 2005).

Después del trabajo de Hans Berger en 1929 en el dispositivo que luego se conoció como el encefalograma (EEG), se empezó a especular que las grabaciones de los potenciales eléctricos generados de la actividad cerebral podrían utilizarse para controlar algún dispositivo. Durante años, permaneció como una especulación. En los años 1970s Wolpaw y sus colaboradores desarrollaron sistemas primitivos controlados por las señales eléctricas extraídas del cerebro humano. Posteriormente, la agencia DARPA fundó una organización encargada de desarrollar dispositivos biónicos que pudiesen ayudar a los soldados. De dichos estudios se derivan muchos métodos de autorregulación y retroalimentación cognitiva, pero ningún dispositivo viable. Posteriormente, James Vidal, de UCLA, demostró que mediante potenciales evocados visualmente, un usuario podía controlar un cursor en un campo bidimensional (He, 2005).

En la actualidad, las interfaces cerebro computador, no solo se utilizan como medios de asistencia antes discapacidades físicas o mentales, han ganado, además, interés en campos de los videojuegos, evaluación de la creatividad y como mecanismos de observación fisiológica no invasiva. Estas nuevas aplicaciones se han debido, en gran parte, al avance de la electrónica, sensores portátiles, desarrollo de algoritmos y software, que han propiciado un cambio hacia las aplicaciones típicas del BCI.

2.1.1. Componentes de un sistema BCI

Un sistema BCI se compone, básicamente de un módulo de adquisición de datos, un módulo de procesamiento de la señal y un módulo de aplicación por software y/o hardware.

En la figura 2-1 se muestra la relación entre estos 3 componentes principales y el detalle de componentes internos (Hermanto *et al.*, 2015).

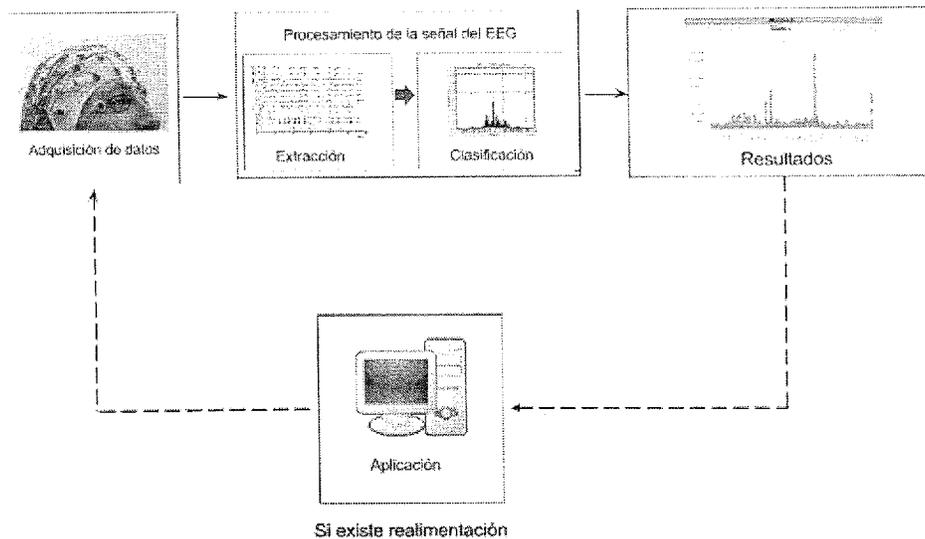


Ilustración 2-1. Componentes de un sistema BCI

o *Adquisición de datos*: la adquisición de datos se puede realizar utilizando imagen por resonancia magnética funcional (fMRI - *functional magnetic resonance imaging*, por sus siglas en inglés), tomografía por emisión de positrones (PET - *positron electron tomography*, por sus siglas en inglés), tomografía computarizada (CT - *computerized tomography*, por sus siglas en inglés), tomografía computarizada de emisión monofotónica (SPECT - *single photon emission computed tomography*, por sus siglas en inglés) o mediante encefalograma (EEG - *electroencephalography*, por sus siglas en inglés). (Hermanto *et al.*, 2015) Siendo el EEG el más utilizado por su practicidad. Se utiliza el sistema internacional de posicionamiento de electrodos 10-20.

o *Procesamiento de la señal EEG*: el preprocesamiento de la señal incluye la reducción de ruido de fondo, promedio de la señal, detección de bordes y mejoras en

general de la calidad de la señal. El procesamiento de las señales obtenidas del EEG se divide en dos:

- o Extracción: la extracción se puede realizar en el dominio del tiempo o la frecuencia. Se utiliza para ello la transformada de Fourier, transformada Wavelet, entre otras...
- o Clasificación: para la clasificación de las señales, comúnmente se hace uso de máquina de vectores, discriminante de Fisher, redes neuronales... entre otras.

Se pueden representar dichas etapas, mediante el diagrama mostrado en Figura 2.2:

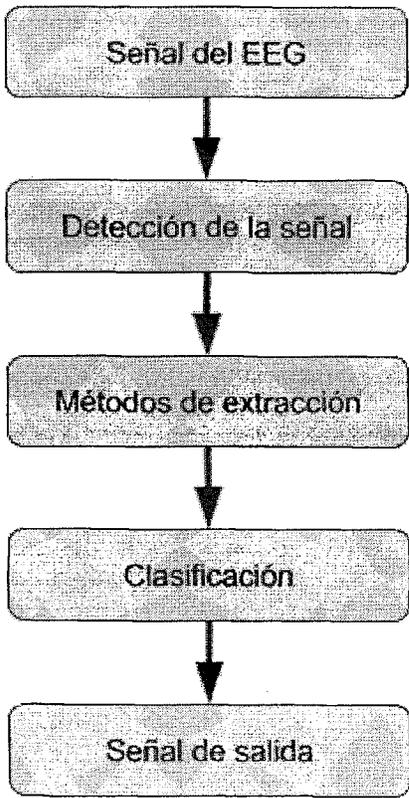


Ilustración 2-2. Etapas detalladas del procesamiento de las señales del EEG. (Al-Fahoum & Al-Fraihat, 2014)

- o *Aplicación:* el componente de aplicación se refiere al programa de software, circuito electrónico, componente mecánico, etc... que va a interactuar con el sujeto, paciente...

2.2. Electroencefalograma - EEG

En el año 1870, Fritsch y Hitzing, observaron que al estimular mediante corriente galvánica, determinadas áreas laterales de cerebros descubiertos, se producían movimientos en el lado opuesto del cuerpo. En 1875, Richard Caton observó el efecto de corrientes eléctricas en el cerebro expuesto de conejos y monos. En 1913, Prawdewizc-Neminski registró un “electrocerebrograma” de un perro, un intento de clasificar dichas observaciones. En 1924, Hans Berger, utilizó equipo de radio ordinario para amplificar las mediciones de actividad eléctrica del cerebro humano. Entonces, publicó sus hallazgos, los cuales indicaron que pequeñas señales eléctricas podían ser obtenidas sin necesidad de abrir el cráneo. Además, observó que dicha actividad cambiaba con el estado funcional del cerebro: mientras dormía, en anestesia, falta de oxígeno o epilepsia. Berger fue el primero en acuñar la palabra electroencefalograma para referirse a los potenciales cerebrales en seres humanos. (Teplan, 2002). A partir de las investigaciones en el campo del EEG han venido en aumento. En la actualidad, se utilizan EEG tanto en el campo de la medicina así como en investigaciones biomédicas con diferentes aplicaciones. Entre las cuales podemos mencionar:

- o Monitoreo del estado de alerta, de coma y muerte cerebral.
- o Localización de áreas dañadas como resultado de lesiones, golpes y tumores cerebrales.
- o Monitoreo de la participación cognitiva.
- o Control de la profundidad de la anestesia.
- o Pruebas del efecto de drogas contra la epilepsia.
- o Investigación de los desórdenes del sueño.

Se define entonces, electroencefalografía como la técnica de imágenes médicas que es capaz de leer la actividad eléctrica del cráneo, generada por las estructuras del cerebro. Electroencefalograma (EEG) se define como el registro de la actividad eléctrica de la superficie del cráneo, obtenido mediante electrodos de metal y un medio conductor. (Teplan, 2002)

Cuando las neuronas se activan, se producen corrientes localizadas. El EEG mide principalmente las corrientes que se produce durante la sinapsis de las dendritas de las neuronas del cerebro. Estas diferencias de potencial se produce por la suma de gradientes de potenciales postsinápticos de las células, específicamente, dipolos eléctricos que ocurre entre el soma (cuerpo de la neurona) y las dendritas (ver Figura 2-3). Las corrientes eléctricas producidas en el cerebro consisten principalmente en iones de Na^+ , K^+ , Ca^{++} y Cl^- que son bombeados a través de los canales en la membrana neuronal en la dirección que gobierne el potencial de dicha membrana.

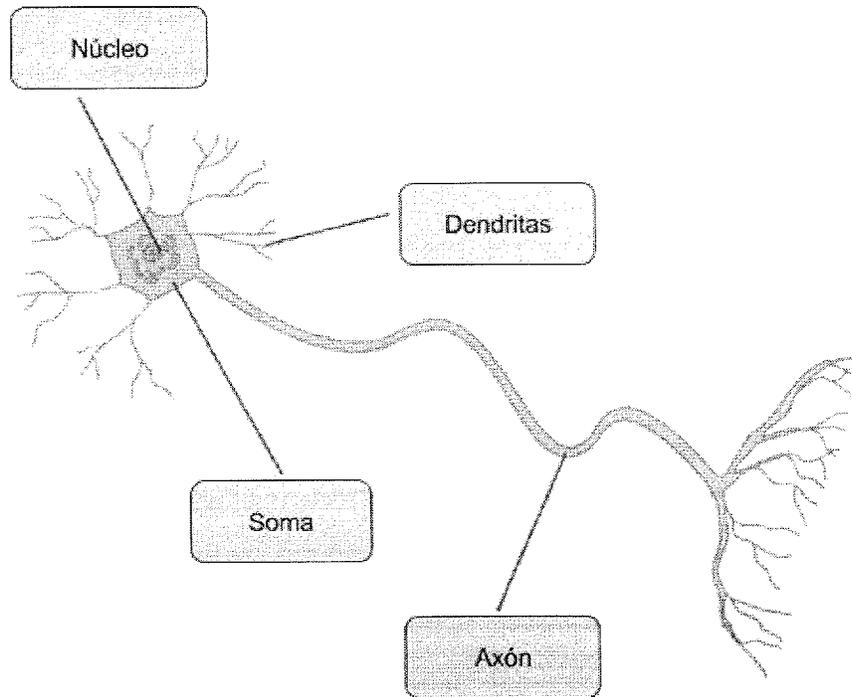


Ilustración 2-3. Representación y partes de una neurona (Teplan, 2002)

Para generar actividad eléctrica que sea apreciable mediante un encefalograma, se necesitan grandes poblaciones de neuronas activas, pues estos potenciales deben ser perceptibles al electrodo, el cual se encuentra después de varias capas de piel, el cráneo y otras capas del cerebro. Es por ello, que la actividad eléctrica debe ser amplificada.

Para la encefalografía se necesitan varios componentes:

- o Electrodos
- o Amplificadores con filtros
- o Convertidores A/D
- o Dispositivos de grabación de los datos

Los electrodos leen las señales desde la superficie de la cabeza. Los amplificadores toman las señales en microvoltios y la amplifican a un rango que pueda ser digitalizado

adecuadamente. Posteriormente, se convierte la señal analógica a una digital. Por último, un computador u otro dispositivo similar, toma los datos, lo muestra y almacena para su procesamiento.

2.2.1. Electrodo

Un electrodo es, básicamente, un conductor eléctrico. En un encefalograma, dicho conductor permite captar las señales eléctricas provenientes del cráneo de la persona, para su posterior procesamiento. (De la Torre, 2012) La captación de dichas señales se puede realizar de diferentes maneras: desde el cuero cabelludo, en la base craneal, con el cerebro expuesto o en localizaciones cerebrales profundas. Existen, por lo tanto, diferentes tipos de electrodos, según su material y uso.

2.2.1.1. Tipo de electrodos

Electrodos adheridos: son pequeños discos metálicos de 5 mm de diámetro, los cuales se adhieren con pasta conductora y se fijan con un aislante. Dan resistencias de contacto muy bajas.

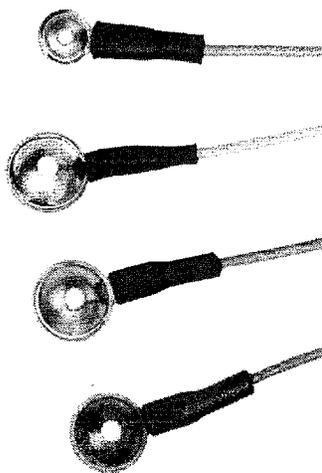


Ilustración 2-4. *Electrodos adheridos* (Teplan, 2002)

Electrodos de contacto: son pequeños tubos de plata clorurada adheridos a soportes de plástico. En su extremo de contacto se coloca una almohadilla que se humedece con solución conductora. Se sujetan al cráneo con bandas elásticas y se conectan con pinzas de cocodrilo. Son incómodos para el paciente.



Ilustración 2-5. Electrodo de contacto (Talamillo, 2001)

Electrodos en casco de malla: los electrodos se encuentran integrados a una especie de casco elástico o tela. Se pueden conseguir de diferentes tamaños, dependiendo la talla del paciente. Son de colocación muy sencilla.



Ilustración 2-6. Electrodo de casco de malla. (Teplan, 2002)

Electrodos de aguja: se emplean sólo en pacientes recién nacidos o en UCI. Pueden ser desechables o de uso múltiple.

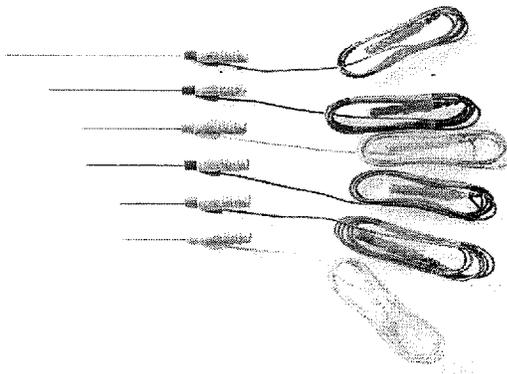


Ilustración 2-7. Electroodos de aguja (Talamillo, 2011)

Electrodos quirúrgicos: se utilizan y manipulan exclusivamente por el neurocirujano durante procedimientos quirúrgicos. Estos pueden ser duros, corticales o intracerebrales.

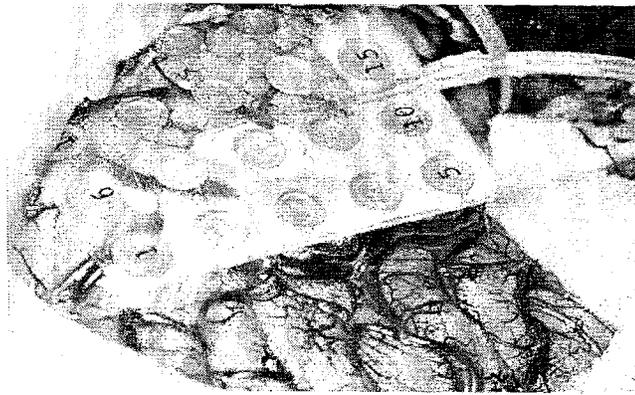


Ilustración 2-8. Electrodo quirúrgico (Talamillo, 2011)

2.2.2. Sistema 10-20

En 1958, La Federación Internacional en Electroencefalografía y Neurofisiología Clínica adoptó la estandarización del posicionamiento de los electrodos conocida como sistema 10-20. Este sistema estandariza el posicionamiento de los electrodos en el cerebro. La cabeza se subdivide en porciones equidistantes de regiones prominentes del cuero cabelludo, para proveer una cobertura adecuada del cerebro. El término 10-20 se refiere a que las distancias se realizan en incrementos porcentuales entre los oídos o la nariz y el electrodo a colocar. Sus nombres se designan de acuerdo a la región adyacente del cerebro: F para frontal, C para central, T para temporal, P para posterior y O para occipital. Se utilizan números impares para la parte izquierda del cerebro y números pares para la parte derecha.

Nación se refiere a la indentación entre la frente y la nariz. Inión se refiere a la protuberancia occipital. (Talamillo, 2011)

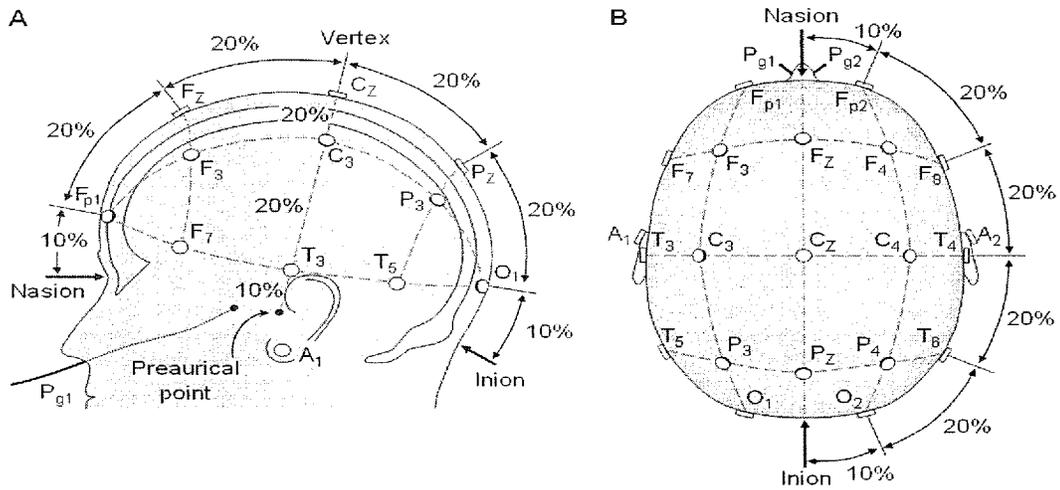


Ilustración 2-9. Sistema 10-20 para la colocación de los electrodos (Teplan, 2002)

2.3. Openvibe

OpenViBe es una plataforma de software que permite el diseño, prueba y uso de interfaces cerebro computador. Inicialmente su nombre se pensó para referirse a "Open Virtual Brain Enviroment" o entorno libre virtual del cerebro. Sin embargo, su uso ha dejado de ser simplemente virtual. Por lo que ha dejado de ser un acrónimo y ahora se trata como el nombre de la plataforma. La extensión de su uso ahora permite la adquisición, el procesamiento y la visualización de sistemas de EEG. Sin embargo, las técnicas no se limitan únicamente al electroencefalograma, aunque sí son las aplicaciones más comunes, por las razones discutidas anteriormente. (Rennes, 2015)

El desarrollo de OpenViBe inició en el 2006 y sigue siendo desarrollado por varios proyectos y desarrolladores. Ha sido utilizado por varios autores en diferentes contextos como imaginación motora y experimentos de retroalimentación neuronal. Su arquitectura modular permite la fácil integración de nuevas funcionalidades sin cambios significativos a las API.

Además, las contribuciones externas, para expandir las funcionalidades de OpenViBe son bien recibidas. (Rennes, 2015)

2.4. Métodos de extracción de datos

Posterior a la adquisición y preprocesamiento de las señales obtenidas en el EEG, se deben utilizar métodos de extracción de datos para poder determinar características distintivas que permitan caracterizar las señales obtenidas. Dicha caracterización se subdivide en características estáticas y características sintácticas. Se presenta un resumen de los 6 métodos más utilizados en la extracción de datos. (Al-Fahoum & Al-Fraihat, 2014)

2.4.1. Método de la transformada rápida de Fourier

Extensamente conocido por sus siglas en inglés FFT (*Fast Fourier Transform*), este método emplea herramientas matemáticas al análisis de datos obtenidos mediante EEG. Las características de las señales adquiridas se estiman mediante análisis de densidad espectral (*Power Spectral Density*, PSD por sus siglas en inglés) para seleccionar los datos más representativos de la señal. El PSD es calculado aplicando la transformada de Fourier a la autocorrelación estimada de la secuencia hallada por métodos no parametrizados. Uno de dichos métodos, es el método de Welch. (Al-Fahoum & Al-Fraihat, 2014)

La secuencia de datos se representa como:

$$x_i(n) = x_{(n+iD)}$$

Con $n = 0, 1, 2, \dots, M-1$

$$i = 0, 1, 2, \dots, L-1$$

Con D como el punto de inicio de la secuencia i . L la longitud y 2M el segmento de datos formado. El periodograma de salida estará dado por:

$$P_{xx}^{\approx(i)} = \frac{1}{MU} \left| \sum_{n=0}^{M-1} x_i(n) \omega(n) e^{-j2\pi f n} \right|^2$$

La función ventana U , permite extraer los vectores normalizados de potencia, y es elegida tal que:

$$U = \frac{1}{M} \sum_{n=0}^{M-1} \omega^2(n)$$

Donde $w(n)$ es a función ventana. El promedio del periodograma modificado nos da la densidad espectral de Welch de la siguiente manera:

$$P_{xx}^W = \frac{1}{L} \sum_{i=0}^{L-1} P_{xx}^{\approx(i)}(f)$$

2.4.2. Método de la transformada Wavelet

La transformada Wavelet (WT) comprime la variación en el tiempo de la señales biomédicas, de manera que se obtienen pocos parámetros que permiten representar la señal. Una señal de un EEG es una señal no estacionaria, por lo tanto, la mejor manera de realizar la extracción de los datos en bruto, es mediante el uso de métodos en el dominio del tiempo y la frecuencia como WT en la cual, cualquier función puede ser expresada mediante una serie infinita de ondas. Si se desea obtener una resolución más fina de baja frecuencia, se usan ventanas más grandes en el tiempo. Y si se desea obtener información de altas frecuencias, se utilizan ventanas pequeñas en el tiempo. Existen 2 categorías para la transformada Wavelet, una continua y una discreta. (Al-Fahoum & Al-Fraihat, 2014)

2.4.2.1. Transformada Wavelet Continua (Continuous Wavelet Transform - CWT)

Se puede expresar de la siguiente manera:

$$CWT(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \Psi_{a,b}^+(t) dt$$

En donde,

$x(t)$ se refiere a la señal no procesada del EEG,

a se refiere a la dilatación del factor,

b se refiere a la traslación del factor,

$\Psi_{a,b}(t)$ denota un conjugado completo, que puede ser calculado mediante:

$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \Psi\left(\left|\frac{t-b}{a}\right|\right)$$

en donde Ψ representa la onda.

La mayor debilidad de este método, es que el parámetro escalar a y el parámetro de traslación b cambian continuamente, por lo que se consume mucho esfuerzo y hay mucha información producida, no utilizada. (Al-Fahoum & Al-Fraihat, 2014)

2.4.2.2. Transformada Wavelet Discreta (*Discrete Wavelet Transform - DWT*)

Para poder solucionar la debilidad de la CWT, la DWT se ha definido sobre la base de la representación multiescalar. Cada escala bajo representación, se representa con un único grosor de la señal pura del EEG. Se muestra la descomposición de la señal en la Figura 2.10:

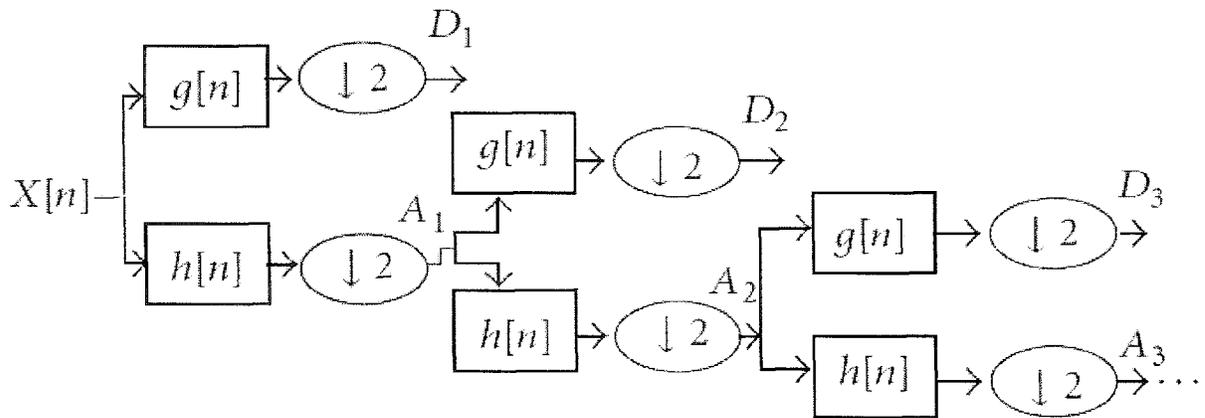


Ilustración 2-10. Implementación de la descomposición de DWT. (Al-Fahoum & Al-Fraihat, 2014)

Como se muestra en la Figura 2.10, la salida de cada etapa provee detalles de la señal D y una aproximación de la señal A . El número de niveles en los cuales se descompone la onda se elige dependiendo de la frecuencia dominante de la señal del EEG. Se utiliza un filtro pasa bajos. (Al-Fahoum & Al-Fraihat, 2014) La relación entre WT y el filtro h , se puede expresar mediante:

En donde $H(z)$ representa la transformada z del filtro h . El filtro pasa altos complementario se puede expresar mediante:

2.4.3. Vectores propios (Eigenvectores)

Estos métodos son usados para calcular las frecuencias y la potencia de señales que provengan de mediciones dominadas por artefactos. El potencial de los vectores propios para

correlacionar, inclusive señales dañadas, es la principal fortaleza de estos métodos. Dos de estos métodos se incluyen a continuación. (Al-Fahoum & Al-Fraihat, 2014)

2.4.2.1. Método Pisarenko

Este método es ampliamente usado para evaluar el análisis de densidad espectral. Para calcular el PSD, se utiliza $A(f)$:

$$A(f) = \sum_{k=0}^m a_k e^{-j2\pi f k}$$

En donde,

a_k es un coeficiente de la ecuación definida,

m define el filtro propio del orden de $A(f)$.

Este método usa la ecuación de la señal deseada para estimar la señal del PSD de un vector propio para el mínimo valor propio, de la siguiente manera:

$$P_{Pisarenko} = \frac{1}{|A(f)|^2}$$

2.4.2.2. Método MUSIC

Este método elimina los problemas relacionados con falsos ceros mediante la ayuda de promedio equivalente del espectro del subespacio de vectores propios. (Al-Fahoum & Al-Fraihat, 2014) El PSD resultante es:

$$P_{MUSIC}(f) = \frac{1}{\left(\frac{1}{k}\right) \sum_{i=0}^{k-1} |A(f)|^2}$$

2.4.4. Distribuciones en el tiempo y la frecuencia (TFD)

Estos métodos requieren señales sin ruido para dar buenos resultados. Por lo que su preprocesamiento es muy riguroso, para poder limpiar la señal completamente. Se define la TFD para la señal $x(n)$ como:

$$—$$

En donde,

$$— \quad - \quad -$$

A (θ, τ) es popularmente conocida función ambigua y $\Phi(\theta, \tau)$ se refiere al kernel de distribución, mientras r y w son variables de tiempo y frecuencia. (Al-Fahoum & Al-Fraihat, 2014)

2.4.5. Método autorregresivo (Autoregressive Method - AR)

Los métodos autorregresivos estiman el PSD del EEG utilizando una aproximación paramétrica. Como consecuencia, no presentan fuga espectral y producen una mejor resolución de frecuencia. La estimación del PSD se logra calculando coeficientes, que son los parámetros del sistema lineal bajo consideración. Se describen dos métodos comúnmente utilizados para estimar los parámetros de los modelos AR. (Al-Fahoum & Al-Fraihat, 2014)

2.4.2.1. Método Yule-Walker

Los parámetros AR son estimados mediante:

$$\begin{bmatrix} r(0)_{xx} & r(-1)_{xx} & \dots & r(-p+1)_{xx} \\ r(1)_{xx} & r(0)_{xx} & \dots & r(-p+2)_{xx} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ r(p-1)_{xx} & r(p-2)_{xx} & \dots & r(0)_{xx} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} a(1) \\ a(1) \\ \vdots \\ a(p) \end{bmatrix} = \dots$$

En donde r_{xx} se puede definir por:

$$r_{xx}(m) = \frac{1}{N} \sum_{N=0}^{M-m-1} x^*(n)x(n+m), \quad m \geq 0$$

Los coeficientes AR se pueden obtener mediante:

$$P_{xx}^{BU}(f) = \frac{\sigma_{\omega p}^2}{|1 + \sum_{k=1}^P \hat{a}_p(k)e^{-j2\pi f k}|^2}$$

2.4.2.2. Método Burg

Es una estimación espectral que se basa en la reducción de errores de predicción de adelanto y atraso para satisfacer la recursión de Levinson-Durbin. Este método estima el coeficiente de reflexión sin necesidad de calcular la función de correlación. Su mayor fortaleza es que puede calcular el PSD de manera que los datos luzcan exactamente igual que los datos originales. (Al-Fahoum & Al-Fraihat, 2014) Para ellos necesita que las señales tengan un nivel mínimo de ruido. El PSD, entonces, se calcula mediante:

$$P_{xx}^{BU}(f) = \frac{\widehat{E}_p}{|1 + \sum_{k=1}^P \widehat{a}_p(k)e^{-j2\pi f k}|^2}$$

2.4.6. Filtro espacial laplaciano (Surface Laplacian)

El uso de filtros espaciales laplacianos en el estudio de los EEG se deriva de la ley de Ohm. De esta ley, se establece una relación entre la superficie laplaciana del potencial del

cerebro y el flujo de corriente eléctrica asociado a la actividad cerebral. (Carvalhaesa & De Barros, 2014)

Recordando la ecuación del campo eléctrico, tenemos:

$$E(r) = \frac{1}{q} F_E(r)$$

En donde,

E se refiere al campo eléctrico

q se refiere a una partícula de carga

F se refiere a la fuerza eléctrica que actúa sobre la carga **q**

Además, según la ley de Coulomb, se describe el potencial eléctrico V_{AB} entre dos puntos, A y B como:

$$V_{AB} = - \int_{r_A}^{r_B} E(r) dr = V(r_B) - V(r_A)$$

La relación entre estos dos, se obtiene mediante el uso del operador gradiente ($\text{Grad } V(r)$), en coordenadas cartesianas, a saber:

$$\text{Grad}(V(r)) = \frac{\partial V(r)}{\partial x} \hat{i} + \frac{\partial V(r)}{\partial y} \hat{j} + \frac{\partial V(r)}{\partial z} \hat{k}$$

En donde **i**, **j** y **k** son los vectores ortogonales básicos. Es fácil probar que existe una relación entre el campo eléctrico y el Gradiente del campo eléctrico, tal que:

$$E(r) = -\text{Grad}(V(r))$$

En un volumen conductor, como lo es el cerebro, la relación entre el potencial eléctrico y la densidad de corriente j se da por:

$$E(r) = \rho j(r)$$

En donde

$\rho=1/\sigma$ es la resistividad (inverso de la resistividad).

Se debe tomar en cuenta también, la ley de Gauss, que en su forma diferencial dada por Maxwell se escribe como:

$$Div(E) = 4\pi\rho Q$$

En donde ρQ es la densidad de carga. Aquí $Div(E)$ es la divergencia del campo eléctrico E . La divergencia, expresada en coordenadas cartesianas se expresaría como:

$$Div(E) = \frac{\partial E_x}{\partial x} + \frac{\partial E_y}{\partial y} + \frac{\partial E_z}{\partial z}$$

Se puede interpretar la divergencia de E como la medida local de la diferencia entre cuanto campo se introduce dentro de un volumen infinitesimal en los alrededores del punto de estudio, y cuanto sale de él. Ahora, se tiene que,

$$Div(E) = -Div(Grad(V))$$

La divergencia del gradiente, $Div(Grad(V))$, se define como el Laplaciano de V , denotado como $Lap(V) \equiv Div(Grad(V))$. Tras esta definición, se puede reescribir como:

$$Lap(V) = -4\pi\rho Q$$

Una suposición muy común es que la fuente de corriente de interés de un EEG proviene de dentro del cráneo, y que no hay fuentes en la superficie del cráneo en sí.

$$Lap(V) = 0$$

En coordenadas cartesianas:

$$\frac{\partial^2 V}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 V}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 V}{\partial z^2} = 0$$

Si elegimos un sistema de coordenadas tal que el cráneo está en el plano x, y , se puede reescribir la ecuación anterior como:

$$\frac{\partial^2 V}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 V}{\partial y^2} = \frac{\partial E}{\partial z}$$

$$\frac{\partial^2 V}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 V}{\partial y^2} = \rho \frac{\partial j_z}{\partial z}$$

$$Lap_S(V) = \frac{\partial^2 V}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 V}{\partial y^2}$$

En resumen, el uso de filtros espaciales laplacianos estima la densidad de corriente que es radial a ese punto, para mejorar la resolución espacial del EEG. Elimina la información del electrodo de referencia y circunscribe con mayor precisión el origen de la actividad eléctrica.

3. Metodología

El trabajo en discusión busca realizar un estudio experimental de la respuesta controlada del cerebro humano ante estímulos auditivos en el mismo; es decir, mediante el método empírico-analítico se estudia cómo la variación de un estímulo auditivo induce un cambio en la variable dependiente censada por un electroencefalógrafo en las regiones del cerebro humano.

Para esto, se quiere aislar la actividad cerebral relacionada a la escucha e imaginación de sonidos, y emplear dicha entrada en la realimentación. La determinación de qué regiones del cerebro responde a las tareas de percepción e imaginación auditiva, se determinará mediante referencias bibliográficas debido a la limitante de tiempo del presente trabajo. De igual forma, el hardware con que se cuenta en el laboratorio LIIB estuvo limitado al empleo de seis electrodos pasivos con tarjetas de procesamiento Olimex, así como el software electo por practicidad en el laboratorio fue OpenVibe.

Puntualmente y empleando el método científico para investigar la hipótesis de que la realimentación afecta la percepción musical, se procede con los siguientes hitos de investigación,

- Se investiga en primera instancia el software OpenVibe para entender las limitaciones no sólo en cuanto a la programación de escenarios, sino a su interacción con el hardware. Esto bajo el principio que se emplearán algoritmos de regresión en tiempo real, que computacionalmente demandan muchos recursos, por lo que debe de hacerse un balance en la implementación del escenario de prueba del experimento, mejorando la experiencia del usuario y los resultados obtenidos.
- En segunda instancia se procede a experimentar qué frecuencias son las que se asocian a una percepción musical. Para demostrar el efecto de la realimentación, es necesario determinar qué electrodos se deben de emplear,

cuantos y en qué localización. Dicho experimento consistió en la recopilación de amplitudes, en el dominio de la frecuencia, de la respuesta de los cinco electrodos funcionales disponibles en el laboratorio como producto de un barrido de tonos puros de 100 a 1000 Hz para con el sujeto de prueba.

- La calidad de los experimentos subsecuentes se encuentra ligada directamente a la extracción de información de la señal de los electrodos, por lo que se dedica un tiempo considerable al manejo digital de las señales. Se experimentaron diferentes técnicas tanto en el dominio del tiempo como de la frecuencia, y particularmente es preciso mencionar diferentes tipos de filtrado y manipulación matemática de la señal de los electrodos. Se culmina con un sistema de procesamiento de las señales que convierte la salida de 5 electrodos a una única señal promediada, manteniendo una índice de señal a ruido aceptable.
- Seguidamente, al determinar que electrodos y que frecuencias son pertinentes de emplear, se diseña un escenario de prueba en OpenVibe con la capacidad de funcionar en tiempo real, capaz de adaptar la respuesta de percepción de un sujeto de prueba y realimentar tonos al sistema BCI.
- Tras tener un algoritmo de regresión delimitado, se prueban diferentes configuraciones para evidenciar si en las condiciones detalladas en el presente trabajo, es cuantificable el efecto de la realimentación para con los sujetos de prueba. Dichas configuraciones, son modificaciones a la entrada del algoritmo de regresión (amplitudes relacionadas a la respuesta de los electrodos), que en el presente experimento se delimitan a ser frecuencias que se excitan con mayor (fundamental) o menor (26 Hz) intensidad en el espectro de frecuencias.

3.1 Contribución individual de cada estudiante al seminario

- Francisco Rivera: Diseño del algoritmo de regresión. Prueba y calibración del algoritmo de regresión. Diseño del sistema de retroalimentación auditiva.
- Queene Zavala: Encargada de obtención de datos de entrenamiento y prueba. Filtrado de las señales de EEG. Análisis de resultados obtenidos a partir del sistema.
- Gabriel Sánchez: Diseño del entorno y procedimiento de recolección y prueba. Diseño del sistema de retroalimentación visual usado como referencia en la generación de sonido.

4 Esquema de Investigación

Como primer pilar de la investigación, es necesario aclarar que este trabajo es de carácter científico-tecnológico, lo que implica que se ahonda en un área donde el resultado no es determinístico; se pretende emplear el método científico en conjunto con diversas herramientas tecnológicas para probar una hipótesis que si bien puede ser cierta, puede no serlo y brindar conocimiento de cómo no abordar el problema original.

Para probar nuestra hipótesis, primero se deben identificar los electrodos que responden a la percepción e imaginación auditiva. Seguidamente, de estas señales, que frecuencias son más útiles para nuestros propósitos y después diseñar experimentos que nos permitan definir cuál es el comportamiento normal sin realimentación contra el comportamiento con retroalimentación.

Un sistema BCI basado en EEG es capaz de percibir los cambios de tono en audio (Shamma & Micheyl, 2010), los cuales se procesan en tiempo real como un conjunto de amplitudes y frecuencias después de diferentes métodos de extracción de información (más comúnmente utilizados son filtros de Butterworth y FFT) (Auzou *et al*, 1995). La toma de señales con un sistema BCI para con un sujeto percibiendo música generada de manera determinística y externa al comportamiento del sujeto se considera como la referencia del experimento.

Se define realimentación como el efecto de tomar la señal salida de un electrodo del sujeto de prueba percibiendo sonido, y cerrar el lazo realimentando sonido en función del comportamiento del electrodo al oído del sujeto. A lo largo de la descripción experimental, se describe el algoritmo y los supuestos seguidos para generar dichos sonidos retroalimentados.

Si bien no se desea hacer un sistema clásico de control automático, (Kuo, 1981) existen ciertos conceptos importantes que se deben de tomar en cuenta. En primera instancia se reconoce el sistema, el cerebro, como una caja negra con la que se interactúa y se censa a través del EEG. La primera parte del esquema se dedicará a verificar que el sistema de

censado es viable y que el ruido de la señal no imposibilita la extracción de datos. Posteriormente se hablará de la creación del actuador de audio sobre el sistema de cerebro y cómo se diferencia el sistema sin realimentación del realimentado.

Diferentes experimentos se realizaron para validar la hipótesis; los mismos se registran en la Tabla 3-1 que ordena la lógica llevada a cabo en dichos experimentos. Los mismo se enumeran en orden de realización y por facilidad para con los autores se detalla la semana en que los mismos se realizaron bajo la nomenclatura wwXX (donde ww representa “work week o semana de trabajo por sus siglas en inglés”, y “XX” una de las 52 semanas del año).

Tabla 1. Experimentos realizados

Nombre del Experimento	Justificación
Experimento 1.0: Determinación del mejor modelo de uso de OpenVibe	Es necesario definir qué electrodos responden de mejor manera a la percepción e imaginación, pero de igual forma cuales cajas programadas son requeridas para tener una respuesta con la mejor relación señal a ruido.
Experimento 2.1: ww42 Determinación de frecuencias	Al tener un sistema de extracción de señales, es posible determinar la calidad en la percepción musical con las herramientas presentes en el laboratorio pero adicionalmente determinar qué frecuencias se pueden usar como entrada del algoritmo de realimentación.
Experimento 2.2: ww44 Realimentación con frecuencias de Fibonacci	Tras determinar cuáles frecuencias son de interés para la prueba, se procede a seleccionar algunas de ellas con mucha y poca variabilidad. El primer set de frecuencias con las cual experimentar son: 1, 1, 2, 3, 5, 8
Experimento 2.3: ww45	Realimentar el sonido de vuelta al usuario

Realimentación con frecuencias 1 y 5	empleando las frecuencias 1 y 5 por ser las más predominantes en las transiciones de tonos.
Experimento 2.4: 16ww14 Barrido de frecuencias para ignorar Saltos con realimentación visual y auditiva	Mucho ruido y outliers por artefactos justifican la necesidad de definir la sensibilidad del algoritmo de reproducción musical y hacer un reavalúo de la calidad de frecuencias percibidas por el usuario. Tras definir ciertos márgenes de calidad se procede a realizar un experimento con la frecuencia 26 como entrada por su cambio atenuado entre tonos.
Experimento 2.5: 16ww25 Eliminar la realimentación visual	Eliminar la realimentación visual en el experimento por su gran predominancia en sistemas BCI

Cada experimento consiste en una iteración sobre la información obtenida en el experimento anterior, de manera que se logren identificar las posiciones adecuadas de los electrodos, las frecuencias adecuadas para trabajar dentro de las señales de EEG, los algoritmos de procesamiento con más-respuesta a las variaciones.

Cabe destacar que cada experimento mide un parámetro diferente descrito en la columna de justificación, por lo que se muestra un análisis de resultado de cada uno de los experimentos por aparte.

Si bien OpenVibe como plataforma de desarrollo de experimentos para BCI ofrece una interfaz muy rica de bloques multifuncionales, la programación de eventos y señales mediante LUA se queda corta en cuanto a flexibilidad para con los usuarios.

Para lograr una mayor personalización del experimento, se procede a usar un controlador basado en Python (empleando la caja de simular de scripting de OpenVibe) tal que coordine la ejecución de las diferentes cajas del experimento en simulación, a tiempo real y de manera dinámica. Inclusive, a como se detallará en futuras secciones, el empleo de

Python como controlador permitió la incorporación de un sistema multinúcleo para hacer el ambiente de desarrollo y prueba no solo más rápido, sino que brindando una mejor experiencia al usuario (la capacidad de procesamiento uni-core hacía que el sistema se parase y el tono llegará segundos después).

En primera instancia se comienza a hablar del escenario de pruebas, el cual será usado análogamente durante todos los experimentos del siguiente trabajo. La única variación al modelo, es en los experimentos en los que se elimina el componente visual, tal que el sujeto tiene sus ojos cerrados.

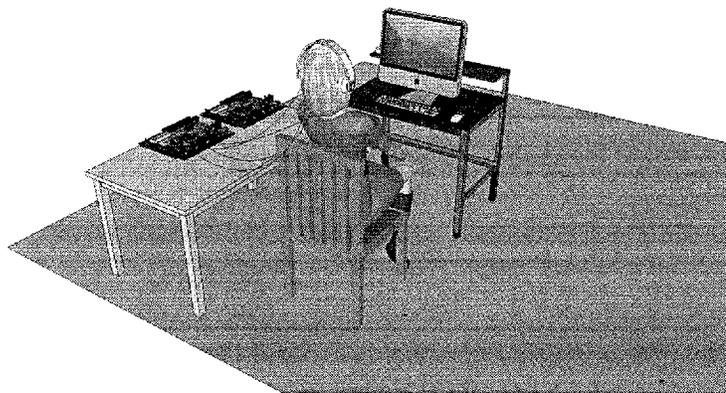


Ilustración 4-1. Esquema de prueba en el laboratorio

Se intentó disminuir las interrupciones al mínimo cerrando las ventanas cercanas, evitando sonidos innecesarios durante la prueba y tratando de tener un ambiente ergonómico de toma de datos. El sujeto se encontraba frente a un monitor LCD de 27 pulgadas durante la prueba con brillo medio para no cansar la vista. Se emplearon audífonos BOSE noise cancelling Q5 para minimizar el ruido que el sujeto de prueba percibe.

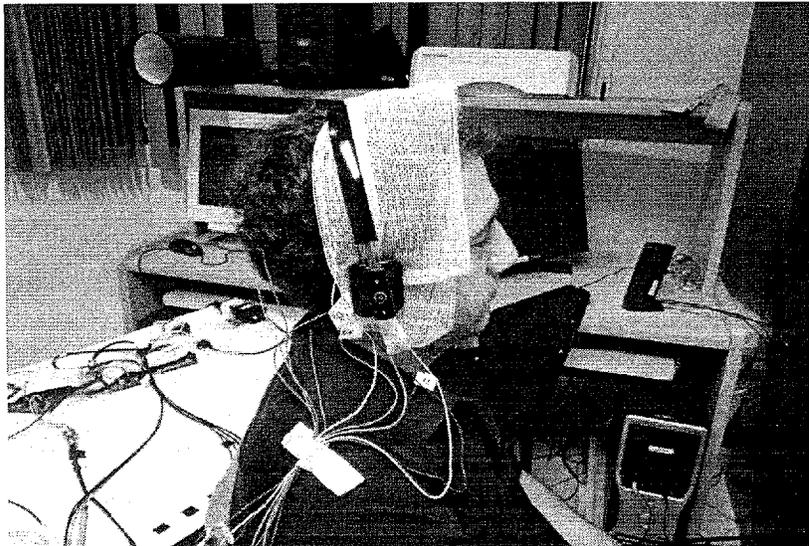


Ilustración 4-2. Sujeto de prueba con electrodos en el laboratorio.

En experimentos de índole online, se cuenta con diferentes sujetos cuyo comportamiento es inherentemente diferente. Como el objetivo es usar un mismo algoritmo y sistema para los sujetos de prueba, se procede entonces a describir una manera de adaptar en tiempo real la generación de tonos para un usuario arbitrario.

La tarea que se desea lograr es mapear una tensión en el EEG a un tono musical. Por facilidad, se cuenta con un número de tonos discretizados, cuya definición se encuentra ligada a determinar cuánto es la tensión máxima y cuanto es la tensión mínima. Al entender los rangos de tensión, es fácil mapear un tono grave a un nivel de tensión bajo, y un tono agudo a un nivel de tensión alto. De tal forma se propone iniciar los experimentos con un proceso de percepción en el que se mide la respuesta del sujeto actual ante tonos agudos ante tonos bajos de la siguiente manera.

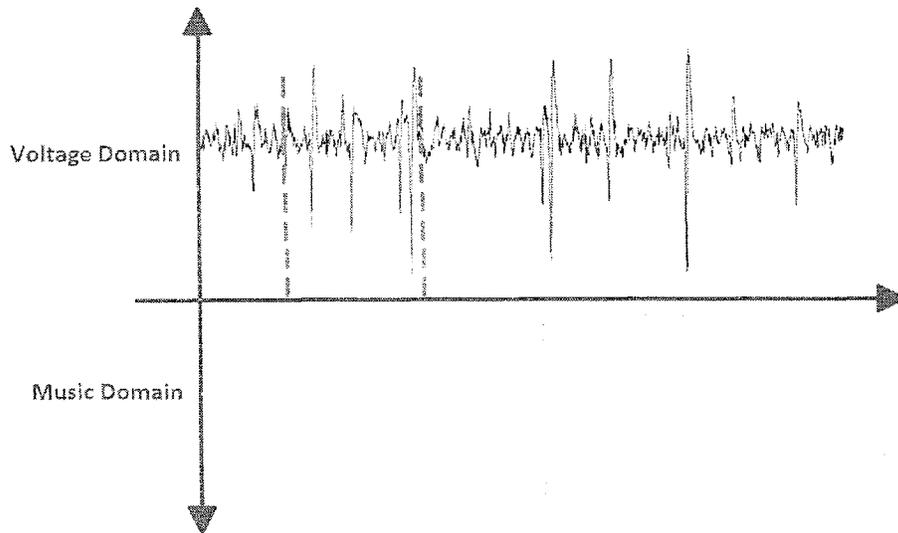


Ilustración 4-3. Algoritmo gráfico de regresión

Se pretende entonces presentar al usuario un tono agudo y grave al inicio de la prueba (en el rango de 100 a 1000 Hz), para registrar cual es el nivel de tensión máximo y mínimo registrado durante el experimento.

Si se observa algún valor superior al previamente identificado como máximo, el mismo valor de tensión se recorta y asume como máximo valor el previamente obtenido de la parte inicial de percepción.

El tiempo inicial que se le dedica a esta tarea debe ser muestralmente representativo, y debe involucrar tanto tiempos de percepción aguda como grave. El tono en percepción musical empleado tiene una duración de 10 segundos en alto (tono agudo de 800 Hz) y diez en bajo (tono grave de 300 Hz).

OpenVibe, para realizar su interfaz con python, emplea el concepto de programación orientada a objetos, en el cual se le provee al usuario la posibilidad de interactuar con una caja de programación. Dicha caja cuenta con la posibilidad de definir un periodo de ejecución del "script" (o código ejecutable por su definición en inglés) y el código mismo a ejecutar.

La señal proveniente del EEG es un objeto de la clase denominada "señal" que cuenta con las siguientes características,

```

class OVSignalHeader(OVStreamedMatrixHeader) : the header chunk for the signal stream
> .samplingRate : int - Signal sampling frequency

Methods
OVSignalHeader(startTime, endTime, dimensionSizes, dimensionLabels, samplingRate) : constructor

```

Ilustración 4-4. Clase de openVibe

Dicha clase señal es heredada de una clase llamada “chunk” que contiene la información de tanto componentes de amplitud como la frecuencia de cada componente producto de la transformada rápida de Fourier. Chunk, como objeto, se puede acceder mediante la librería numpy de python como un array cuya llave es una frecuencia y valor un nivel de amplitud.

Durante el tiempo de percepción en alto se recolectan en cada instante de muestreo (definido por el periodo de la caja de procesamiento Python en openvibe), los datos de amplitud de todas las frecuencias del objeto Chunk. Al final del periodo, se determina cuál fue el valor muestral de amplitud, más alto obtenido y se asocia el tono más agudo a este. Se hace de manera análoga con el valor de amplitud más bajo (típicamente el tono más grave se asocia a cero).

Para la ejecución del mapeo, se emplea la función de numpy.interp, la cual permite traducción un número de entrada en el dominio de [amplitud_baja, amplitud_alta] a un número en el dominio de [frecuencia_grave, frecuencia_aguda], esto internamente con una simple regla de interpolación.

Existen 3 preguntas que se deben contestar para validar la hipótesis, siendo estas:

- ¿Es necesaria la realimentación, o un sujeto de prueba nativamente puede controlar una señal mapeada fuera del EEG a su voluntad, en lo que se denomina caso de referencia?
- ¿Existe una afectación de la realimentación al comportamiento de referencia?

- ¿Los experimentos realizados tienen una tendencia similar en lo que respecta que consolidan un criterio para asertivamente decir que la realimentación no funciona, o son inclusive estos productos de aleatoriedad?

En aras de poder contestar dichas preguntas, y poder evidenciar que la realimentación no solamente tuvo un efecto, sino que mejora la calidad del experimento, se debe de crear una referencia cuantificable.

Se propone contar el número de aciertos y desaciertos según una onda esperada, donde el sujeto tratará de seguir una referencia (amarilla en la imagen siguiente) de manera visual, al compararse con la respuesta percibida de tonos por los electrodos (azul). Así un experimento sin realimentación (entiéndase sin realimentación auditiva) es aquel donde existe una referencia binaria amarilla y el sujeto visualmente intenta aumentar o disminuir la respuesta de la onda azul sin ningún sonido en sus electrodos. Por el contrario un experimento de realimentación, el usuario puede escuchar la respuesta de la onda azul en tiempo real como ayuda para aumentar o disminuir el valor de la amplitud de dicha señal azul.

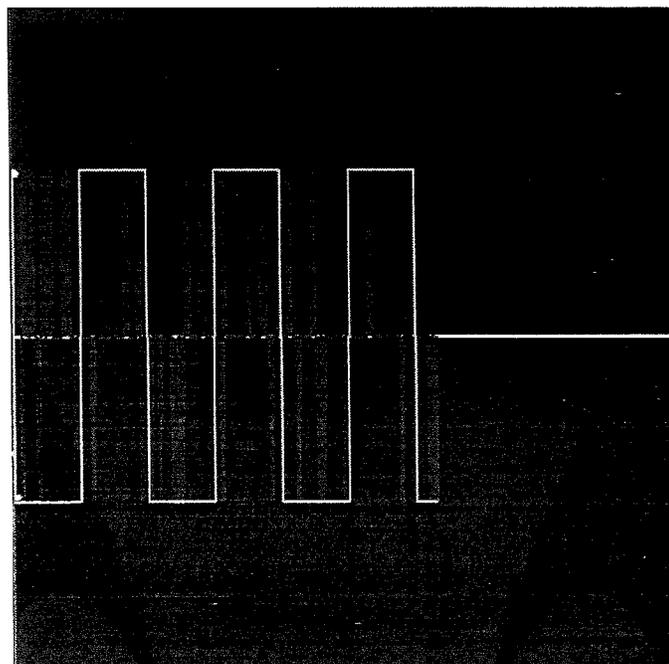


Ilustración 4-5. Ayuda visual para el experimento 2.4

Inicialmente se busca identificar la posición de los electrodos, sin embargo, una vez pasada esta etapa, se constituye un sistema BCI que es mostrado a continuación:

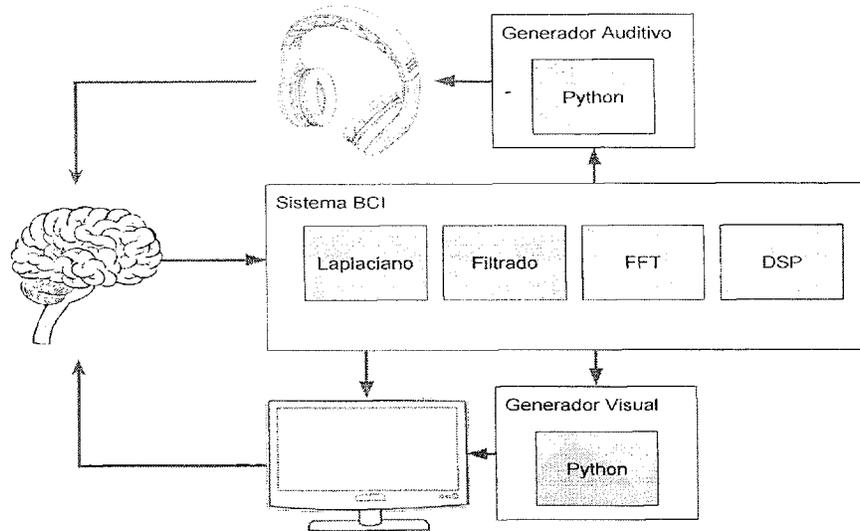


Ilustración 4-6. Sistema utilizado en el experimento 2.3

Desde una perspectiva funcional, deben de considerarse ciertas características técnicas de trabajar con los diferenciales de tensión obtenidos de los electrodos. La señal cruda es sumamente ruidosa debido no solo a la impedancia de los electrodos y del camino resistivo que tiene que seguir la señal, sino que el cerebro se encuentra trabajando en múltiples funciones a la vez, y por tanto sus neuronas están constantemente emitiendo impulsos eléctricos. Se plantea el siguiente esquema conceptual para disminuir estos fenómenos.

El sistema BCI emplea un filtro espacial, usando la transformada de laplace, con el fin de reducir el ruido de artefactos y localizar la señal del EEG a dos electrodos.

Dicho filtro espacial, de la mano con el filtro temporal vienen a reducir el alto ruido que presentaba la señal proveniente de los electrodos. De manera particular, el filtro espacial a

como se detalló en la sección de marco teórico, viene a ponderar con base en la curvatura de la cabeza humana, la respuesta de los electrodos ante estímulos. Para el caso del experimento en discusión, se seleccionó ya que empíricamente se determinó que múltiples electrodos tenían una respuesta ante el sonido, por lo que era necesario ponderar la misma. Un filtro temporal solamente remueve frecuencia, mientras que el filtro laplaciano extrae la respuesta de un área superficial, que es la operación que más información permite recaudar. Nótese que igual se emplea un filtro temporal para disminuir los efectos del ruido en alta frecuencia.

Se emplea además un filtro temporal para ignorar las frecuencias altas y suavizar la salida del laplaciano. Se emplea la transformada rápida de Fourier, y se emplea el cuadrado de la señal para disminuir los cambios pequeños a causa del ruido de procesamiento.

Eventualmente se tiene que recibir la señal del EEG, procesarla, discretizarla y generar un tono para retroalimentar al sujeto. Para lograr esto sin que se tuvieran un retraso en la reproducción del sonido, inherente a la alta capacidad de procesamiento, se emplean librería de comunicación paralela de Python. Se crean tres hilos, uno para el control, otro para el sonido y otro para la representación visual, que se comunican entre sí por una cola de tareas.

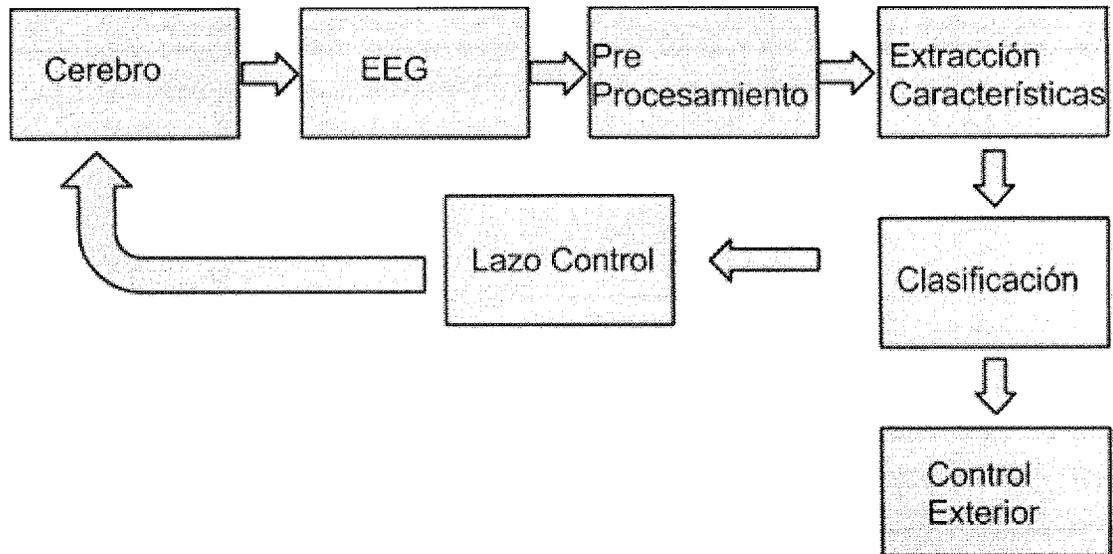


Ilustración 4-7. Esquema utilizado para filtrar la señales del EEG

El primer bloque que se desea detallar es el de los EEG. El laboratorio cuenta con 5 electrodos diferenciales, y tarjetas Olimex para el procesamiento de la interfaz con el computador. Dichos electrodos eran de bronce, pasivos y contruidos a mano.

Uno de los métodos más comunes de extracción de datos de un sistema BCI es el ERSP (potencial de respuesta por eventos, por sus siglas en inglés), donde para facilidad del realizador de la prueba, un evento en el tiempo se mapea a un evento en la frecuencia. Ante tal principio, se desea estudiar el efecto de la calidad de un sonido cambiante en el registro de salida del EGG ante condiciones de realimentación y no realimentación; pero es necesario determinar si el sistema de cerebro percibe, a criterio del EEG, características de sonido como el tono, o timbre con una diferencia notoria y cuantificable. Es decir, como primer paso es necesario determinar si es posible, mediante alguna característica del sonido (tono, timbre, intensidad) diferenciar estados o eventos de tiempo en la vida del experimento.

Otros estudios, han demostrado que cambios en la intensidad del sonido no afecta considerablemente la respuesta del EEG a la vez que se ha demostrado que la percepción de diferentes frecuencias es notable en las bandas alfa y gamma. No existe mucha documentación en la afectación del timbre sobre la percepción, y la existente refleja respuestas complejas que no son de interés para el presente estudio.

Si bien se decide emplear el tono, existe un infinito número de posibilidades dentro de las cuales es aún necesario limitar la investigación a cierto espectro de frecuencias. El ser humano está acostumbrado a escuchar múltiples tonos, e inclusive ha desarrollado complejas estructuras para el procesamiento del mismo, pero está especialmente acostumbrado a actuar en el rango de frecuencia de voz humana. Empleando dicho conocimiento,

En primera instancia se diseña un experimento para medir la respuesta en frecuencia de un sujeto de prueba ante dichas tonalidades en piano, y que tan determinista es dicha respuesta en repeticiones en el tiempo. Tales datos permitirán el diseño de un actuador que reaccionará ante tal entrada.

Como prueba de concepto, se realizaron diferentes experimentos de adaptación de los electrodos donde la metodología consistió en determinar un único electrodo que sensara el comportamiento del cerebro ante la percepción de audio como entrada para el algoritmo de generación de música (que se emplearía en la realimentación). Se pudo determinar que la señal que tenía cambios de amplitud más prominentes era la obtenida de la diferencia entre la referencia y el electrodo C3. Si bien el comportamiento de la señal proveniente de dicho electrodo era la más notoria (con diferencias más apreciables), era también aleatoria, muy susceptible a artefactos como el pestañeo del sujeto de prueba e inclusive en algunos de los experimentos la relación de señal a ruido fue considerablemente baja.

En aras de poder generar una señal realimentada de valor, es necesario determinísticamente asociar una señal de EEG a una respuesta del usuario (no es de interés del presente estudio modelar el cerebro, pero si tener resultados determinísticos en la generación del sonido con base en la entrada del cerebro). De tal forma, se procedió a

investigar mejores métodos de extracción de datos, valiéndose de herramientas de software más poderosas que los enfoques tradicionales (de empleo de EEGs con referencia y filtrado básico).

Diferentes estudios demuestran que el filtrado espacial es una mejor técnica de selección de datos supeditada al conocimiento previo de una zona de prueba; de tal forma, al tener conocimiento de la reacción de diferentes puntos de prueba de los electrodo, en lugar de un único, se puede suprimir de mejor manera los artefactos como pestañeo, a la vez que se puede reducir con más criterio el ruido.

OpenVibe trae consigo un escenario de toma de datos done implementa dicho filtro, y el cual se usa como base para el mostrado en la figura anterior.

La extracción de datos se realiza entonces con un programa en Python el cual tiene como objetivo el registro de los valores (amplitud y frecuencia) a la salida de los electrodos, guardando información de interés del experimento.

El objetivo del experimento a desarrollar es poder cualificar la respuesta en frecuencia del sujeto de prueba, y que tan determinístico es el cambio en la misma ante diferentes tonos alimentados por audífonos canceladores de ruido. Se pretende entonces, tener de dicho análisis, márgenes de reacción, para poder decidir cuándo un cambio en la amplitud representa un cambio en el tono a realimentar.

Se elige cuantificar la respuesta del cerebro con 10 tonos (a saber sonidos a piano con frecuencias de 100-1000 Hz en pasos de 100 Hz) registrando cada 1 ms la amplitud por frecuencias según la transformada rápida de Fourier.

Se reitera que tras finalizado este experimento se cumple con dos objetivos vitales para el proyecto, aseguramos que el cerebro responde de manera diferente y perceptible ante tonos piano de 100 a 1000 Hz y que en un porcentaje significativo la respuesta del sistema no es producto de cambios aleatorios.

Para poder montar un sistema retroalimentado, era necesario poder diferenciar las señales o componentes de las señales que reaccionan de forma más adecuada a estímulos

sonoros. Para esto diseñó un experimento en el cual se conectaron electrodos a P_z, F_z, C_z, C₃ y C₄ con la intención de identificar los componentes en frecuencia más útiles para nuestros objetivos.

Bajo el esquema de investigación, cabe destacar la manera en que se llevaron a cabo las sesiones experimentales, para así conocer mejor y familiarizarse con las actividades que el grupo llevo a cabo. Para llevar a cabo cada sesión experimental, los archivos y demás instrumentos eran llevados al laboratorio. Ahí se daban instrucciones al sujeto de prueba.

Al inicio de la sesión, se le media al sujeto su cabeza, con el fin de determinar las posiciones correctas de los electrodos, según el sistema 10-20. Dichos datos se almacenaban para cada sujeto, para solo realizarlo una vez por individuo. Luego de ello, se le colocaban los electrodos en su cabeza, así como las referencias, en la pierna o tobillo.

Luego, a cada sujeto, se le explicaba en que iba a consistir la prueba. Se explicaban elementos tales como duración de la misma, cantidad de posibles tonos a escuchar, imágenes y graficas a observar, y lo más importante, el objetivo de la prueba. Estos objetivos bien podían ser seguir una curva, imaginar un tono o simplemente escuchar una serie de tonos.

Una vez que el sujeto tenía la información clara, se le colocaban los audífonos con cancelación de sonido, se pagaban las luces de laboratorio y se iniciaba la sesión. En caso de que la sesión fuese muy extensa o agotadora, cada 3 pruebas, el sujeto podía distraerse con un juego mental o alguna otra actividad que le permitiera dar descanso a cerebro en la actividad del experimento.

4.1 Experimento 1.0 Determinación el mejor modelo de OpenVibe

4.1.1. Planteamiento Experimental – Parte A: Definición de Canales

Uno de los factores más críticos viene dado por la calidad de la señal de EEG, comprendida en dos aspectos: la ubicación de los electrodos y el post procesamiento de los mismos. En cuanto al primer punto, se desea medir como se puede influenciar el córtex auditivo, y para esto se colocan los electrodos en las posiciones C_3 , C_4 (son los electrodos espacialmente más ideales para medir la percepción por parte del córtex auditivo), C_z , P_z y F_z (son las regiones de mayor auge en tensión al percibir e imaginar música) (Barry *et al.*, 2004).

Para discutir del segundo punto de interés, el del post-procesamiento de los datos es necesario describir la señal de salida del electrodo. La señal de los electrodos se obtiene en el dominio del tiempo, más por facilidad se mapea al dominio de la frecuencia empleando la transformada rápida de Fourier. En cualquiera de los casos, existe mucha variación tanto del nivel de tensión como del periodo de las señales, muy similar al ruido gaussiano.

Para obtener una señal de valor, se emplea el mismo principio que se hace con la realimentación motora, que es el de filtrar hacia una banda de frecuencias para poder censar más directamente cambios deseados en el experimento. Un ejemplo de este filtrado por bandas se muestra en la Tabla 3-2.

Tabla 2. Bandas de EEG y sus Frecuencias utilizadas para el experimento 1.0. (Szafir, 2009)

Banda	Frecuencia (Hz)	Estado Mental y Condiciones
Delta	1-4	Sueño, inconsciente
Theta	4-7	Intuitividad, creatividad, fantasía e imaginación

Alfa	7-13	Relajación, tranquilidad
Beta	13-30	Enfocado, integrado, alerta
Gama	30+	Funciones motoras

La documentación no establece de manera definitiva la mejor banda para filtrar percepción-imaginación auditiva, entre Delta, Theta, alfa, beta y gamma, por lo que se realiza un experimento analizando todas las bandas posibles.

Se diseñó un experimento que muestra dos pantallas, una con los seis canales en el dominio de la frecuencia y otra imagen que muestra los 6 canales en su espectro de amplitud.

Tabla 3. Frecuencias utilizadas en experimento 1.0

alfa	beta	Gamma	delta
Tiempo Intervalo 1/2 s			
Tiempo Intervalo 1 s			
Tiempo Intervalo 3 s			
Frecuencia Fundamental	Frecuencia Fundamental	Frecuencia Fundamental	Frecuencia Fundamental

Frecuencia - F + 3 Armónica			
--------------------------------	--------------------------------	--------------------------------	--------------------------------

Un tono de 500 Hz se le proveía al usuario como entrada, binario de 10 segundos, y se buscaba registrar en qué rango de frecuencia y en qué electrodos se tenía una respuesta más predominante. Se registran visualmente la respuesta de los electrodos, a la vez que se imprime un CSV para posterior comparación cualitativa.

El sistema en OpenVibe para filtrado se muestra en la Figura 3.2

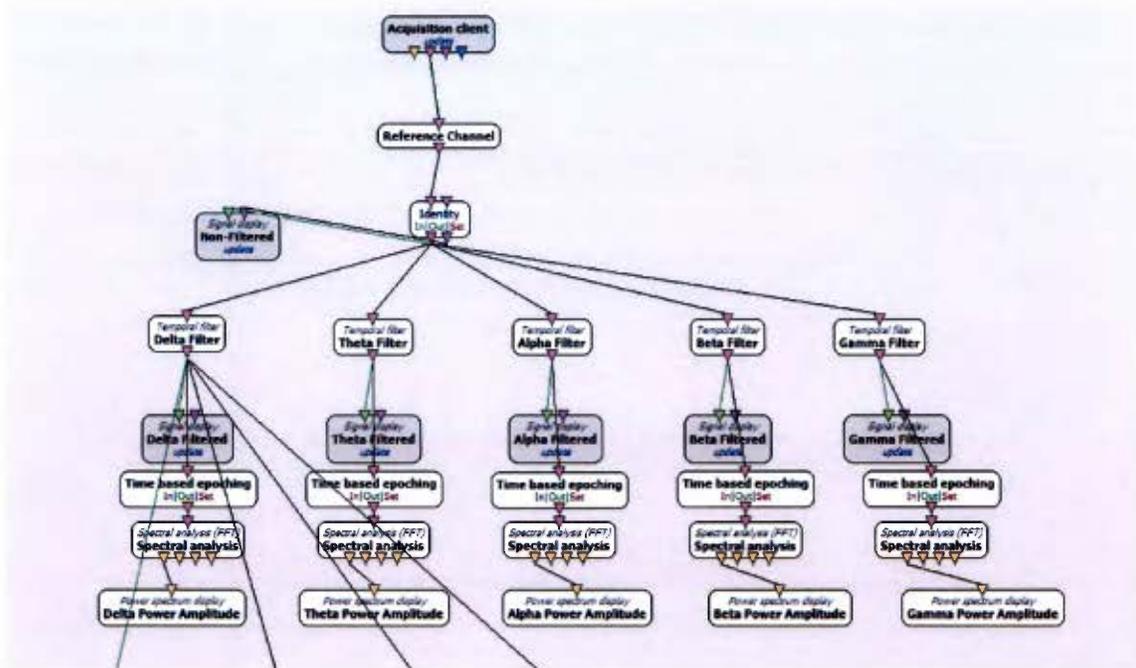


Ilustración 4-8. Sistema de OpenVibe para experimento 2.0

4.1.2.Descripción de Resultados – Parte A: Definición de Canales

Se muestra a continuación, de manera gráfica, la respuesta de los 5 canales disponibles en el laboratorio (para el momento de la prueba, uno de los 6 electrodos disponibles no estaba funcionando de manera adecuada, por lo que para todo el trabajo se emplearon solamente 5 electrodos).

Como se trata del primer experimento en pensar el nivel de respuesta del cerebro, adicionalmente de encontrar inclusive cual canal-electrodo da una respuesta más sensible se observa la misma de manera cualitativa.

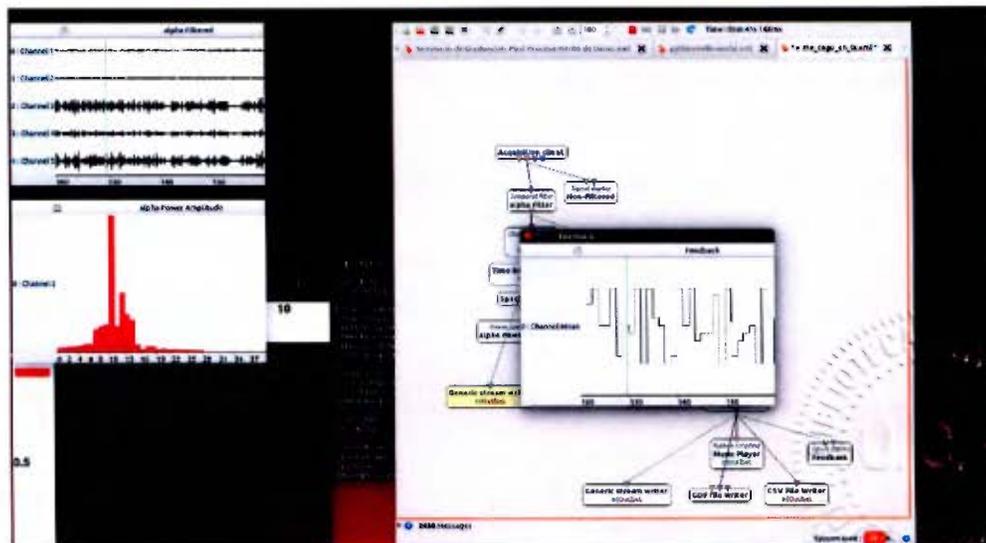


Ilustración 4-9. Respuesta de la banda Alfa en el canal C3

4.1.4. Planteamiento Experimental – Parte B: Realimentación Discreta

Tras una selección de las bandas de frecuencia, se puede entonces determinar el promedio de las frecuencias encontradas en el rango en cuestión y generar una señal producto de la imaginación de los sujetos de prueba. Dicha señal es el elemento de realimentación tanto visual como auditiva que el usuario recibirá para observar o no si existe un efecto de proveer realimentación.

El rango de respuesta de la amplitud de la señal de los electrodos se puede mapear o discretizar en niveles y mostrar al usuario a como sigue.

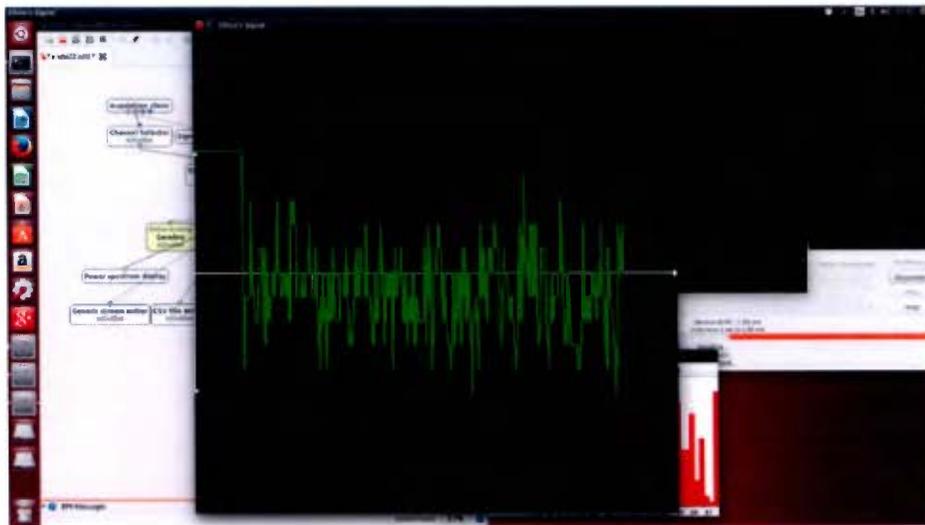


Ilustración 4-11. Señal generada producto de la imaginación del sujeto.

Dicha señal es discretizada a 10 niveles de tensión, como se muestra anteriormente; la razón de esto está ligada al hecho de que se desea hacer realimentación de frecuencias y compilar una a tiempo real; esto en Python es muy costoso y crea retardos perceptibles que se prefieren evitar. De tal forma se tiene un error de cuantización a 10 valores, y se asume el error de no proveer realimentación continua por las limitaciones de procesamiento actual.

Técnicamente, OpenVibe trabaja con diferentes clases de objetos, en el dominio de programación orientada a objetos (OOO, por sus siglas en inglés), donde la clase “señal”

cuenta con una lista ligada de elementos de frecuencia a tensión; es decir, para cada valor de frecuencia existe un nivel de tensión que el usuario puede leer. Al seleccionar una frecuencia, por ejemplo la fundamental, se puede acceder en diferentes instantes de tiempo, a conocer el valor de tensión que el electrodo retorna.

Con la ayuda del módulo Numpy de Python que puede manejar dichas listas ligadas de una manera práctica, y de la mano con Pygame como software para graficar la señal, se puede obtener la señal mostrada con anterioridad. Nótese que la complejidad computacional reside en el procesamiento inteligente de la lista provista por OpenVibe hacia Python.

Desde la perspectiva de creación de un tono musical, al tener 10 niveles discretos, enteros, comenzando en cero, la tarea de reproducir música es simplemente mapear 10 tonos en el rango audible humano a dichos niveles originales. Se recalca de nuevo que la discretización de tonos es producto de la capacidad de procesamiento en tiempo real del ordenador empleado en el laboratorio. El escenario ideal hubiese sido generar una respuesta continua de los electrodos, pero el solo hecho de generar los tonos con Pygame Music generaba retardos intolerables para el usuario; de tal forma, aunque si se creó el software para cumplir con este acometido, se prefirió no usarlo para mejorar la experiencia de usuario.

Bajo este esquema, se crean dos experimentos para contrastar el efecto de tener realimentación proveniente de los electrodos o bien forzada por el ordenador a modelo de percepción. En el primer caso de la realimentación proveniente de los electrodos, se toma el promedio de las frecuencias localizadas entre 4 y 30 Hz, y se realiza un mapeo a tonos de la siguiente manera: se toman los niveles de tensión promediados de la transformada rápida de Fourier, y se obtiene el mayor valor de tensión registrado en el experimento y se cataloga este como la frecuencia más aguda. Luego, se interpolan de cero a 1000 Hz los valores de tensión restantes.

Si bien con este flujo se puede obtener una señal limitada a 10 valores discretos, para poder cuantificar si la realimentación de la misma funciona, se procede a generar una señal de referencia. Dicha referencia es una señal de seguimiento, se espera que el usuario piense en

un tono agudo si la referencia esta en alto y en un tono grave si la referencia se encuentra en un valor bajo.

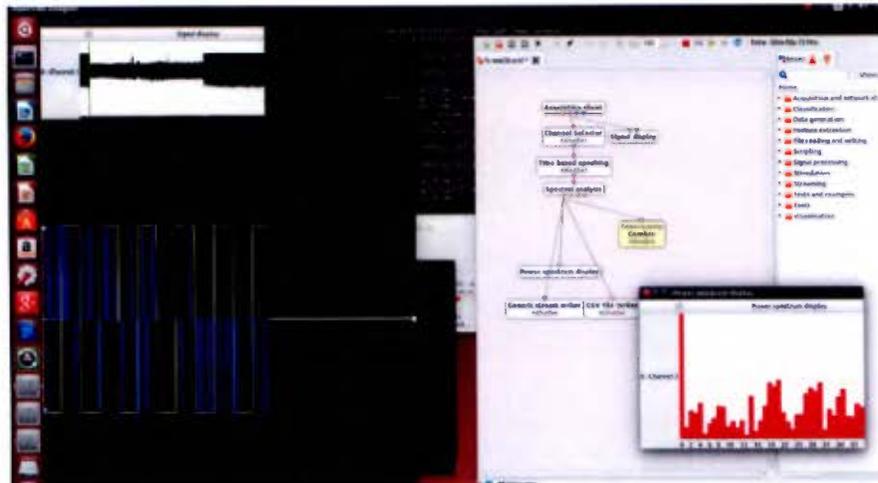


Ilustración 4-12. Seguimiento de señal de referencia.

La señal amarilla de la imagen anterior, viene a ser el parámetro de comparación tal que si la señal azul, respuesta proveniente de los electrodos, sigue efectivamente a la referencia (amarillo) se podrá cuantificar el número de aciertos en el tiempo.

De tal forma, se procede a realizar un experimento con 3 sujetos de prueba donde mediante tres sesiones se registra el número de aciertos ya sea con la realimentación forzada y con la realimentación proveniente de los electrodos.

De nuevo, se llama realimentación forzada al hecho de proveer un tono en alto o en bajo al usuario, tal que empleando percepción asociada a imaginación, se controle la señal en respuesta de los electrodos (azul). Por en cambio se denomina realimentación real cuando los tonos que el usuario escucha son producto de un algoritmo de mapeo de tensión de los electrodos a frecuencias entre 100 y 1000 Hz.

4.1.5. Descripción de Resultados – Parte B: Realimentación Discreta

Se registra en un CSV el nivel de tensión esperado y el obtenido del electrodo de los sujetos de prueba. Con tal información, y teniendo una tolerancia de 25% en la diferencia entre el valor esperado y obtenido, se enlista los porcentajes de acierto y desacierto en la prueba.

Tabla 4. Distribución de aciertos vs fallos por sujetos

Experimento	Porcentaje de Aciertos Cerebro Fuente Sonido	Porcentaje de Aciertos sonido Forzado
Prueba 1 - Sujeto 1 - Sonido Cerebro	11.8%	9.5%
Prueba 2 - Sujeto 1 - Sonido Cerebro	10.5%	11.5%
Prueba 3 - Sujeto 1 - Sonido Cerebro	7.4%	11.4%
Prueba 1 - Sujeto 2 - Sonido Cerebro	10.1%	10.1%
Prueba 2 - Sujeto 2 - Sonido Cerebro	12.0%	10.2%
Prueba 3 - Sujeto 2 - Sonido Cerebro	5.8%	9.7%

4.1.6. Análisis de Resultados – Parte B: Realimentación Discreta

El número de aciertos obtenidos es considerablemente bajo, y esto porque el algoritmo de conversión de señal del EEG a tonos es muy sensible a los cambios de esta señal de entrada. Típicamente, se considera funcional un sistema que al menos en un 80% de las ocasiones se obtenga un acierto. Es necesario la determinación de una mejor estrategia de preprocesamiento de datos para siquiera obtener datos más confiables de si la realimentación funciona o no. Los siguientes experimentos buscan denotar la lógica de procesamiento digital de señales implementada con este fin.

4.2. Experimento 2.1 ww42 Determinación de frecuencias

4.2.1. Planteamiento Experimental

Para poder montar un sistema retroalimentado, era necesario poder diferenciar las señales o componentes de las señales que reaccionan de forma más adecuada a estímulos sonoros. Para esto diseñó un experimento en el cual se conectaron electrodos a P_z , F_z , C_z , C_3 y C_4 con la intención de identificar los componentes en frecuencia más útiles para cumplir con los objetivos.

De nuevo se utilizaron 10 tonos para discretizar la señal, variando de forma escalonada a manera que el tono cambiara cada 10 segundos, como entrada para estimular la audición del sujeto. Se capturaron las señales de los electrodos y se analizó la sensibilidad de respuesta de los diferentes componentes en frecuencia de las señales ante cambios en el estímulo auditivo. A partir de este experimento se incluyen una serie de elementos a OpenVibe para facilitar el procesamiento de la señal. Esta pasaba por un filtro de Surface Laplacian que aplicaba un componente proporcional a la señal de cada electrodo de forma que la primera y última señal son multiplicadas por 0, la segunda por 4, la tercera por -1 y la cuarta por 4, y seguidamente se sumaban para obtener una sola señal de salida. Dichos componentes del filtro laplaceano se toman del algoritmo de imaginación motora ya que empíricamente mejora la calidad de la señal. Esta señal era elevada al cuadrado utilizando una caja de "Simple DSP" para reducir el ruido de la misma.

A partir de este experimento, el esquema de OpenVibe permaneció prácticamente igual para todas las pruebas subsecuentes.

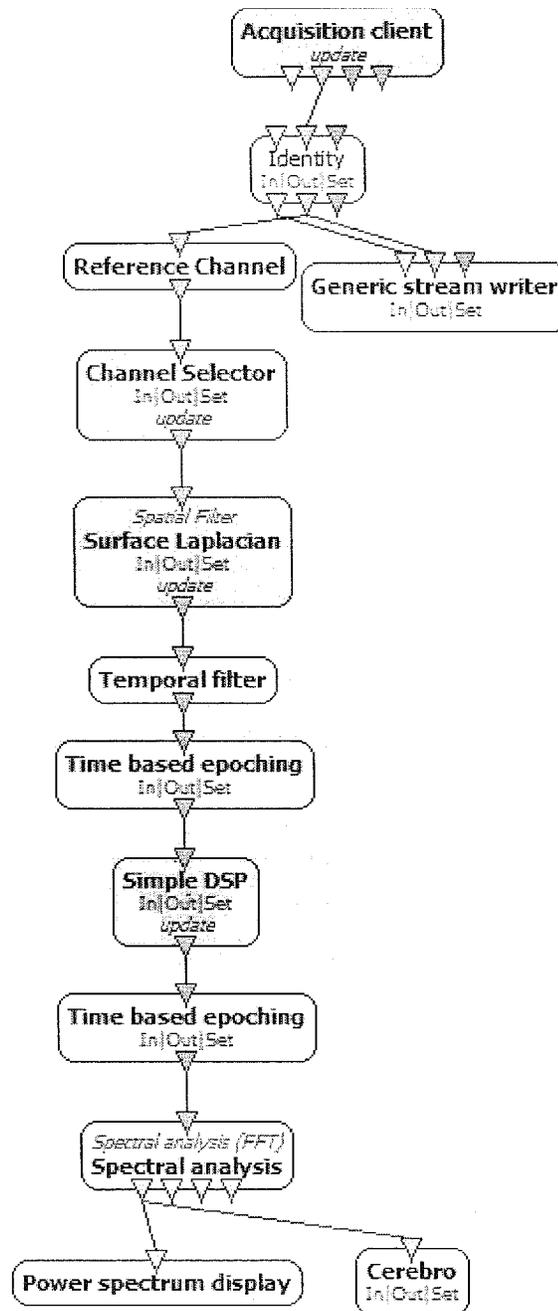


Ilustración 4-13: Sistema OpenVibe para experimento 2.1

Se tomaron los componentes en frecuencia desde 1hz hasta el 127hz. Y para cada tono que se usó de entrada se midió la variabilidad total del voltaje para cada componente en frecuencia.

4.2.2.Descripción de resultados

Se procede a graficar la respuesta en tensión de los electrodos contra diferentes valores de frecuencia para identificar cual es el valor en Hz que más se adecua a las necesidades del trabajo.

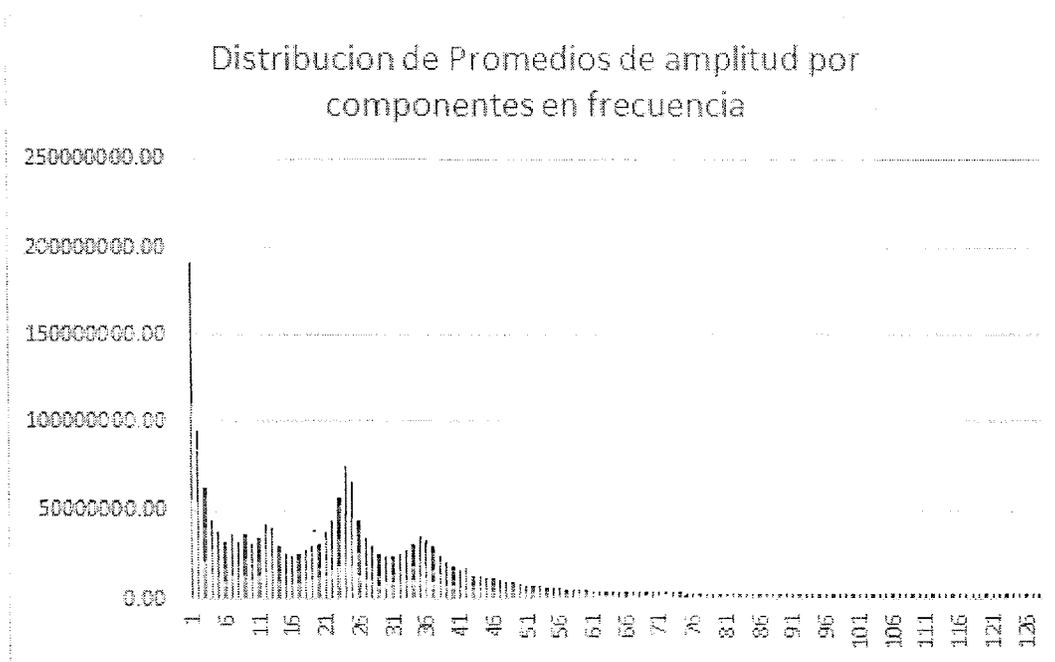


Ilustración 4-14. Distribución de promedios de amplitud por componentes de frecuencia para el experimento 2.1

Esta distribución se usó como base para experimentos posteriores para elegir las frecuencias con las que se iba a trabajar.

4.2.3. Análisis de resultados

Se pudo observar que la fundamental y los primeros 11 armónicos ocurren debajo de los 26Hz por lo que se decidió tomar ese valor como nuestro límite superior para los componentes en frecuencia que se iban a emplear para el análisis. De forma ilustrativa se puede apreciar en el gráfico como para todos los tonos alrededor de los 26hz, los componentes en frecuencia de la señal empiezan a decaer rápidamente en magnitud.

De igual forma se puede notar que la fundamental tiene un nivel de tensión respuesta sumamente alto, y para efectos de los experimentos siguientes se pretende entender si la fundamental o frecuencias cercanas a los 26 Hz dan una mejor respuesta del sistema de realimentación.

4.3 Experimento 2.2 ww44 Realimentación con frecuencias de Fibonacci

Teniendo la posición de los electrodos y frecuencias con más respuesta a estímulos sonoros de los 2 experimentos anteriores. Se procede a diseñar una prueba para comparar aciertos con y sin retroalimentación auditiva.

4.3.1. Planteamiento Experimental

Para este experimento se realizaron tanto lecturas retroalimentadas en tiempo real como no retroalimentadas del sistema para tratar de cuantificar si se producía alguna diferencia entre el uso o no de la retroalimentación. Se decidió intentar utilizando la suma de los componentes en frecuencia correspondientes a la serie de Fibonacci como algoritmo de procesamiento, dado que es un patrón altamente recursivo en la naturaleza. De nuevo, este trabajo es de carácter científico y por tanto, no se tiene información previa de que la selección de frecuencias de Fibonacci sea el mejor criterio de selección. Sin embargo, si se observa la Ilustración 4-14 con los resultados del experimento 2.1, se puede observar que las 5 primeras componentes de la secuencia de Fibonacci, que se mapean a la espiral de Fibonacci, tienen

un comportamiento similar a la pendiente en caída de dicha ilustración, por lo que se decide experimentar con dicha secuencia. De manera que se generó la señal retroalimentada a partir de la suma de la magnitud de los componentes 1, 2, 3, 5 y 8.

El escenario es prácticamente el mismo de la prueba anterior, “Laplacian Surface”, seguido de un “Simple DSP”, la diferencia principal se da en que se habilitó la generación del tono retroalimentado a partir de señales de EEG, y se seleccionaron componentes en frecuencia específicos para la prueba.

4.3.2. Descripción de Resultados

Se realizaron 2 iteraciones del experimento sin retroalimentación seguida cada una por 2 iteraciones con retroalimentación. En el primer caso se notó una mejora entre el caso sin retroalimentar contra las dos pruebas retroalimentadas, mejorando del 18% al 26% y luego al 29% respectivamente.

Para la segunda prueba no se notó una variación clara entre la prueba retroalimentada y la no retroalimentada. En este caso se dio una caída en la cantidad de aciertos en la segunda iteración retroalimentada.

Tabla 5. Resultados comparativos del experimento 2.2

Experimento	Total de Muestras	Total de Aciertos	%	Tendencia
Fibonacci No Retroalimentado iter 1.0	2800	507	18	Sin Tendencia
Fibonacci No Retroalimentado iter 2.0	3418	947	28	Sin Tendencia
Fibonacci Realimentado iter 1.1	4838	1275	26	Mejora
Fibonacci Realimentado iter 1.2	3417	997	29	Mejora
Fibonacci Realimentado iter 2.1	5692	1575	28	Sin Tendencia
Fibonacci Realimentado Iter 2.2	2738	653	24	Empeora

4.3.3. Análisis de Resultados

Para obtener estos valores se consideró como un acierto una diferencia del 25% o menor entre el valor esperado y el generado. En la primera iteración se nota una ligera mejora en los aciertos del 18% al 26% al incluir retroalimentación, sin embargo en la segunda iteración no se notó mejora, al pasar de 28% a 29% y luego empeorar a 24%. Inclusive con este nivel de tolerancia, el porcentaje de fallos es considerablemente alto, por lo que las frecuencias de Fibonacci no representan una solución aceptable.

4.4 Experimento 2.3 ww45 Realimentación con frecuencias 5 y 16

4.4.1. Planteamiento Experimental – Parte A: Realimentación Discreta de tonos cortos

El objetivo del experimento fue cuantificar en el tiempo, el impacto de la realimentación auditiva en el control de una señal artificial obtenida de un sistema BCI. Dicha señal artificial fue el producto de la extracción de la respuesta del cerebro ante tonos de sonido en el rango de frecuencia de voz humana. Como señal realimentada, se empleó la señal artificial, mapeada a un tono entre 100 y 1000 Hertz.

Con base en la realimentación del experimento predecesor, se sabe que la fundamental y el quinto componente armónico son las frecuencias que mayor excitación tienen al percibir música. Por eso se decidió realizar una prueba en la que el sujeto de prueba escuchara por 20 segundos un tono 300 Hz, el cual después de estos 20 segundos iniciales, cambiaba como onda cuadrada de 300 a 800 Hz con un periodo de 10 segundos.

Se recalca de nuevo que la idea era poder seguir la referencia, mostrada anteriormente en amarillo como guía para el tono esperado, utilizando la señal de salida del sistema discretizada representado por una onda azul que discretamente cambiaba entre alto, bajo o nivel medio si la señal proveniente de los electrodos estaba cerca ($\pm 25\%$) del nivel respectivo.

4.4.2.Descripción de Resultados – Parte A: Realimentación Discreta de tonos cortos

Se toman los datos del experimento creando la señal azul primero con la entrada de la fundamental y segundo con la quinta frecuencia del espectro. Se tiene un acierto cuando la señal azul se encuentra al menos al 25% del valor de la señal de referencia amarilla.

Tabla 6. Resultados comparativos del experimento 2.4

Frecuencia	Promedio de Error	Desviación Estandar del Error	Porcentaje de Aciertos
Fundamental	44.51%	31.15%	26%
Frecuencia 5	49.20%	32.95%	49%

4.4.3.Análisis de Resultados – Parte A: Realimentación Discreta de tonos cortos

Puede notarse que el número de aciertos es significativamente bajo, dando un porcentaje de error muy alto. Se considera error estar en el nivel medio, es solo acierto seguir a la referencia.

El problema con el experimento en cuestión es que trabajaba con una frecuencia azul demasiado discreta tal que el sujeto de prueba no podía ver si estaba más cerca de alcanzar el tono deseado o no. De igual forma, el periodo de 10 segundos de la onda cuadrada era sumamente rápido y no facilitaba una respuesta apropiada para con el sujeto, por lo que era necesario aumentar dicho tiempo.

4.4.4.Planteamiento Experimental – Parte B: Realimentación Continua de tonos largos

Con la ayuda de un programa en Python, se crea un escenario gráfico que muestra una señal producto de tomar la frecuencia deseada, y continuamente ver cómo cambia la tensión de los electrodos. De igual forma se mapea dicha señal a tonos discretos entre 100 y 1000 Hz, en pasos de 100 Hz.

Se le solicita al usuario tratar de modificar dicha salida de la fundamental pensando en un tono de frecuencia bajo correspondiente a generar puntos bajos en la gráfica, y un tono alto o agudo para puntos altos en la gráfica, y así seguir la onda binaria de referencia cambiante en el tiempo (similar a un reloj secuencial). De nuevo se toma como acierto el instante en el tiempo en que la onda fundamental logró seguir a dicha onda forzada dentro de un margen de tolerancia de $\pm 25\%$. De nuevo, el diferencial acá es que se tiene mucho mayor tiempo entre flancos de la señal de referencia (15 segundos) y una visualización continua del tono.

4.4.5.Descripción de Resultados – Parte B: Realimentación Continua de tonos largos

En primera instancia se grafican los niveles de tensión deseados y obtenidos del experimento, para denotar visualmente el porcentaje de eficiencia en el tiempo.

Comparación Entre aciertos y Desaciertos

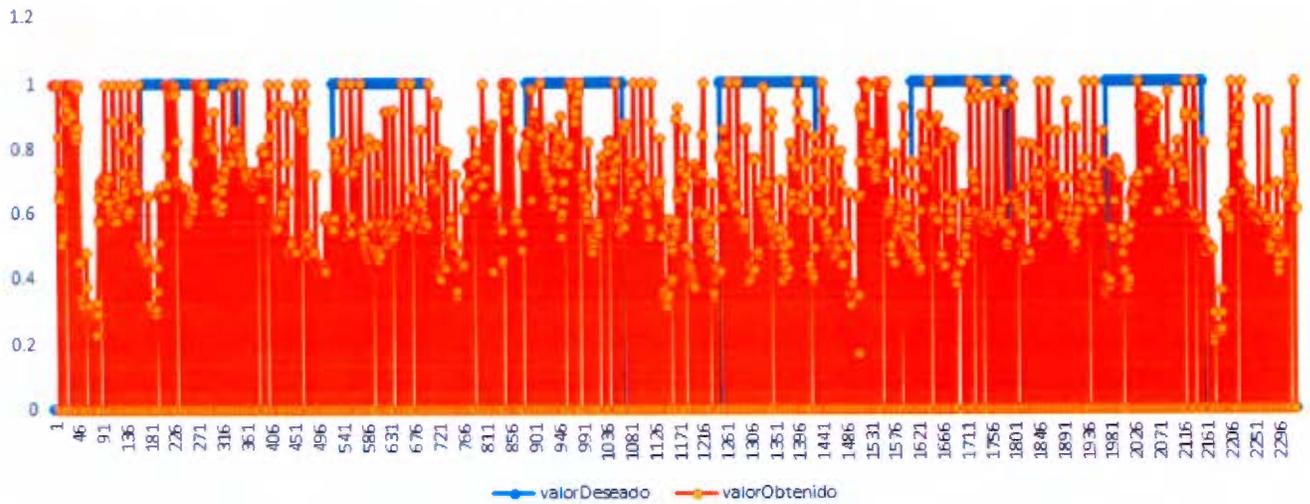


Ilustración 4-15. Comparación de aciertos y desaciertos del experimento 2.4

Del gráfico de la Figura 3.12, es importante recalcar una tendencia de los valores obtenidos de estar al centro; de los 2300 datos muestreados en el tiempo, 1211 son válidos y esto debido al redondeo en la comparación. Nunca se observa una tendencia en el tiempo tal que la realimentación del sonido mejore significativamente la capacidad de acertar del usuario.

Tabla 7. Tendencia de aciertos y desaciertos por frecuencia del experimento 2.4

Frecuencia	Total de Muestras	Total de Aciertos	% Aciert.	Tendencia
Fundamental	2300	1211	52.60%	No hay cambio
5 Hz	1843	938	50.80%	No hay cambio
16 Hz	2748	1474	53.60%	No hay cambio

Se define tendencia como la comparación en el tiempo de aciertos, es decir, si la mayoría de aciertos ocurre al final de la prueba, se dice entonces que se tiene una tendencia positiva y que la realimentación mejora la capacidad del usuario.

4.4.6. Análisis de Resultados – Parte B: Realimentación Continua de tonos largos

Es claro que el experimento no logra dilucidar claramente el beneficio o inclusive afección de la realimentación en la prueba y es por tanto necesario buscar un enfoque diferente. En su totalidad, la prueba se realiza por más de 1 hora en diferentes iteraciones para intentar evidenciar si en el tiempo, la realimentación puede proveer un beneficio, lo cual no se observa definitivamente. De igual forma, no existe nunca un nivel de acierto en algún momento de la prueba que se llegue al 80%.

4.5 Experimento 2.4 16ww14 Barrido de frecuencias para ignorar Saltos con realimentación visual y auditiva

Se procede con un experimento dividido en 3 partes. El propósito fundamental es cuantificar el efecto de la realimentación auditiva en comparación con un accionar sin la misma. Se procede en primera instancia a caracterizar la respuesta de cada sujeto con un barrido de percepción musical que se detalla en la subsección titulada “Objetivo1- Percepción Musical por frecuencias”. Luego se procede a crear una referencia para tener un parámetro de comparación, a como se detalla en la subsección “Objetivo2- Referencia de percepción Musical”. Se concluye con la adición de realimentación musical en el marco experimental del objetivo dos, es decir cuantificar contra la referencia la realimentación; esto a como se expone en la subsección titulada “Objetivo3- Efecto de realimentación auditiva”.

4.5.1. Objetivo1 Percepción Musical por frecuencias

Se tienen 3 sujetos de prueba, dos hombres y una mujer, de los cuales se tiene experiencia musical variada (un guitarrista profesional, un trompetista no practicante y una persona con poca exposición musical). Fundamentalmente es de interés como con seis electrodos de prueba, que es el hardware con que cuenta el laboratorio, cada sujeto

experimenta la música, ya que ante una respuesta impredecible de la percepción musical, poco provecho se puede tener para reproducir el experimento.

Empleando un barrido de diferentes frecuencias piano entre 100 y 1000 hz (en pasos de 100 Hz), y su percepción mediante electrodos, se puede caracterizar la señal de salida del sistema BCI. Cabe destacar que a como se mencionó en experimentos anteriores se emplea filtrado tanto espacial para reducir artefactos de medición como Butterworth para eliminar ruido armónico.

4.5.1.1. Descripción de Resultados

Se muestra la respuesta procesada de los electrodos de 3 sujetos, extrayendo la frecuencia fundamental mediante una transformada rápida de Fourier. Dicha muestra es el promedio de tres sesiones de extracción de datos para un total de nueve muestras.

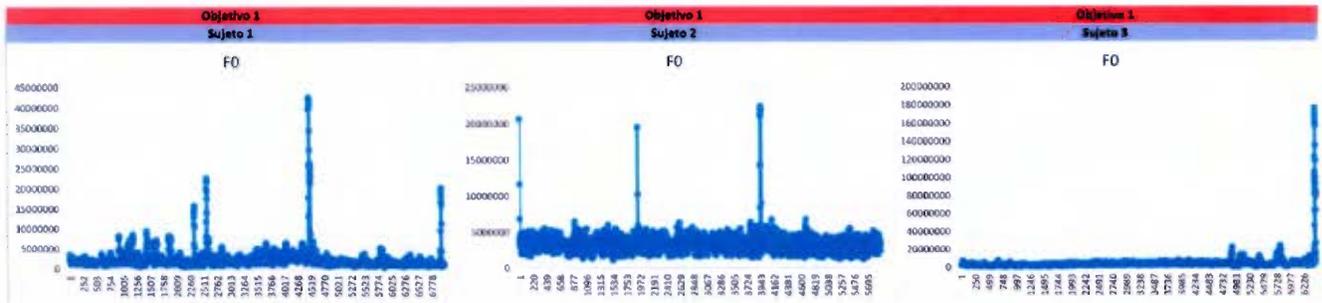


Ilustración 4-16. Resultados experimento 2.4 objetivo 1

4.5.1.2. Análisis de Resultados

Es importante notar picos periódicos en todas las ondas de los sujetos de prueba menos en el sujeto 3. Dicho sujeto es el que más ha empleado el sistema, y tiene acumulado más de un año de emplear el sistema. A como se ahondará en la sección de conclusiones es

interesante entender cómo el cerebro se acopla en lo que varios autores han llamado plasticidad.

De la gráfica se puede notar que existe un gran nivel de tensión asociado no solamente con los picos sino con el valor promedio de los datos a causa de los mismos. Es difícil construir un sistema de detección de picos ya que se pueden ignorar datos de interés pero de igual forma es imperativo conocer el máximo y mínimo nivel de tensión a esperar para poder mapear los mismos a un tono musical.

Independientemente, el presente sistema busca cualificar, no cuantificar, la respuesta de los electrodos ante la percepción musical ya que cuando se proceda con la realimentación será necesario tener una entrada con sentido al algoritmo de conversión musical. Existe mucha variación pico a pico, no es posible asociar de manera determinista un nivel de tensión a una frecuencia que se mantenga entre experimentos, pero sí es posible emplear los cambios en la tensión como un cambio musical con una tolerancia al cambio de 5% para prevenir mucha oscilación en la música.

4.5.2. Objetivo2- Referencia de percepción Musical

Para con esta segunda clase de experimento, el objetivo es construir una referencia para contrastar el efecto de la realimentación. Es preciso tener una manera de cuantificar la mejora o perjuicio de añadir dicho lazo en el sistema y para esto, por facilidad, se propone el empleo de una onda deseada que el sujeto de prueba tiene que seguir. Dicha onda consiste en una realimentación visual, binaria, que el sujeto deberá intentar igualar a como se detalla a continuación.

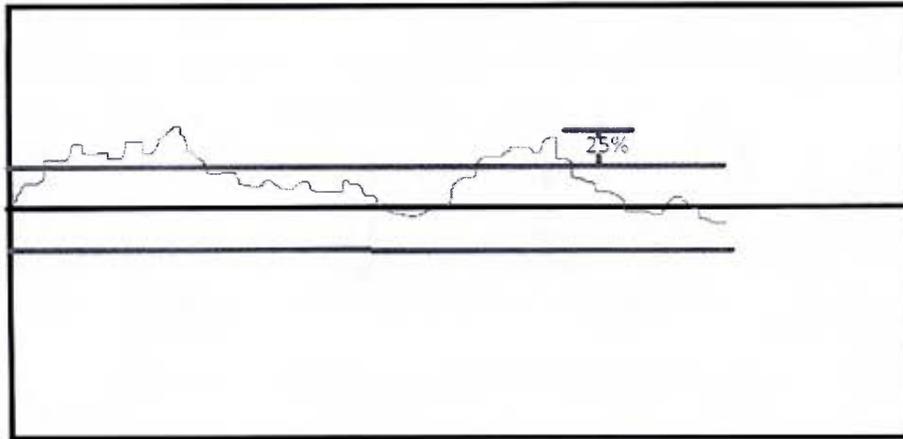


Ilustración 4-17. Realimentación visual del experimento 2.4 objetivo 2

Se ejemplifica con una onda azul, señal proveniente del cerebro y producto del procesamiento mediante electrodos de la respuesta del cerebro. Dicha onda, para esta segunda parte experimental, es producto únicamente de la imaginación del sonido que un sujeto de prueba realiza posterior a escuchar un tono de entrada. El sujeto de prueba debe guiarse entonces por una onda amarilla provista en lo que se traduce experimentalmente a reducir o disminuir la onda azul con base al tono originalmente escuchado. Si el sujeto logra variar la señal azul lo suficiente tal que se encuentre al 25% del valor actual de la onda amarilla se considera un acierto. Si la señal se encuentra a $\pm 25\%$ de eje de coordenadas se ignora dicha medición bajo el principio de margen de aceptación.

4.5.2.1. Descripción de Resultados

Al finalizar el experimento se extraen los datos y cuantifican de la siguiente manera,

Tabla 8. Resultados experimento 2.4 objetivo 2

Objetivo 2	Iteración	Aciertos	Desaciertos	Ignorados
Sujeto 1	Iteración 1	30%	36%	35%

	Iteración 2	31%	27%	41%
	Iteración 3	26%	30%	45%
Sujeto 2	Iteración 1	28%	23%	48%
	Iteración 2	26%	26%	48%
	Iteración 3	27%	30%	43%
Sujeto 3	Iteración 1	29%	30%	40%
	Iteración 2	25%	28%	47%
	Iteración 3	23%	25%	52%

4.5.2.2. Análisis de Resultados

Sin realimentación auditiva alguna más que el tono inicial, no existe, de manera representativa, el número de aciertos suficientes para decir que el sujeto de prueba pudo controlar la onda de entrada. De hecho en ninguna de las iteraciones se alcanza más del 50% de aciertos e inclusive en cada iteración se tienen menos de ellos.

Desde una perspectiva cualitativa, los sujetos de prueba comentaron que era muy difícil seguir la onda cuadrada, a que cambiaba a extremos de una manera tan rápida que era imposible seguirla. De igual forma, cada una de las sesiones de toma de datos dura alrededor de 1 minuto, tiempo en el que el tono original percibido se olvida.

4.5.3. Objetivo 3 Efecto de realimentación auditiva

Para la tercer clase de prueba, se procede de igual manera que el experimento dos, solo que en lugar de esperar únicamente percepción-imaginación, se retroalimenta sonido artificialmente generado de la onda azul proveniente de los electrodos del sujeto. Se procede a tomar los mismos datos en igualdad de condiciones a, y posteriormente a cuantificar el número de aciertos tras la incorporación del nuevo lazo de realimentación.

El sonido retroalimentado se genera utilizando la caja de Surface Laplacian para generar una sola salida a partir de las entradas del EEG y seguidamente elevando la señal al cuadrado para incrementar el peso de los componentes de mayor amplitud por sobre el nivel del ruido antes de realizar el análisis espectral de la señal (Transformada Rápida de Fourier). La media de la serie de componentes en frecuencia especificado, que para este caso se utilizaron los componentes de 26 Hz y menores, se discretiza en uno de 10 valores y se procede a reproducir uno de los 10 tonos en frecuencia (de 100 a 1000 Hz).

4.5.3.1. Descripción de Resultados

Se procede entonces a cuantificar el número de aciertos y desaciertos, de igual forma con una tolerancia a la diferencia del 25%.

Tabla 9. Resultados experimento 2.4 objetivo 3

Objetivo 3	Iteración	Aciertos	Desaciertos	Ignorados
Sujeto 1	Iteración 1	29%	26%	45%
	Iteración 2	30%	30%	40%
	Iteración 3	26%	30%	44%
Sujeto 2	Iteración 1	27%	26%	47%

	Iteración 2	27%	25%	47%
	Iteración 3	25%	28%	47%
Sujeto 3	Iteración 1	26%	31%	43%
	Iteración 2	28%	30%	42%
	Iteración 3	27%	30%	43%

Análogamente a la segunda parte del experimento, no existe una cantidad de aciertos en ninguna de las sesiones, que valide que el sujeto puede seguir la onda de referencia amarilla. Pero es de interés cuantificar si existe una afectación al introducir la realimentación en el escenario de prueba, por lo que se procede a extraer el diferencial.

Tabla 10. Diferencial de los resultados del experimento 2.4 objetivo 3

Diferencial	Iteración	Aciertos	Desaciertos	Promedios
Sujeto 1	Iteración 1	-2%	-27%	-3%
	Iteración 2	-4%	10%	
	Iteración 3	2%	1%	
Sujeto 2	Iteración 1	-5%	12%	-1%
	Iteración 2	5%	-2%	
	Iteración 3	-7%	-6%	
Sujeto 3	Iteración 1	-11%	3%	8%
	Iteración 2	12%	8%	

	Iteración 3	17%	17%
--	-------------	-----	-----

4.5.3.2. Análisis de Resultados

Los datos son sumamente variables y no demuestran una tendencia notable para el tercer sujeto, pero para el primero y segundo existe una clara afección más de manera negativa. La introducción de la realimentación afecta el desempeño de los sujetos de prueba.

La cantidad de variación, ruido y distracción introducida por la realimentación impidieron que los sujetos de prueba se concentren y pudieran seguir de manera clara la referencia amarilla.

Uno de las recomendaciones que obtuvimos al consultar con personas con experiencia en el campo radica en eliminar la retroalimentación visual. Hasta este momento la veníamos utilizando como una guía para el sujeto en conjunto con el audio retroalimentado generado a partir del programa de Python. Sin embargo, se nos sugirió que cuando hay retroalimentación visual y auditiva, la retroalimentación visual va a prevalecer (D. Dajles, comunicación personal, 2016), lo cual va a generar interferencia a la hora de retroalimentar el sistema auditivo que no podemos cuantificar en qué medida afecta el resultado.

Debido a esto, para el siguiente experimento se diseñó una prueba que prescindiera de la retroalimentación visual y que nos permitiera realizar este mismo análisis solo usando retroalimentación auditiva.

4.6 Experimento 2.5 16ww25 Eliminar la realimentación visual

4.6.1. Planteamiento Experimental

El experimento con realimentación tanto auditiva como visual, si bien no provee datos conclusivos de que la realimentación beneficie la toma y clasificación de datos, se quiere ver la afectación proveniente únicamente del lazo auditivo a como se determinó en los objetivos del experimento.

De tal forma, se ideó realizar un experimento donde se percibiera un tono de alrededor de 800 Hz por un periodo de 15 segundos, y que los sujetos de prueba, con los ojos cerrados, al terminar de escuchar la música, intentasen imaginar el tono que se acaban de escuchar. Lo mismo se realizó con y sin realimentación, observando la similitud de la onda de salida durante la percepción y durante la imaginación.

4.6.2. Descripción de Resultados

Se busca entonces de manera cuantitativa evidenciar si existe una inferencia de la realimentación visual, por lo que se grafica el comportamiento de la percepción e imaginación a como sigue,



Ilustración 4-18. Resultados experimento 2.5 - sin realimentación



Ilustración 4-19. Resultados experimento 2.5 - con realimentación

Las gráficas anteriores deben interpretarse como una superposición de la siguiente manera: la gráfica azul, que denota el nivel de tensión procesado de los electrodos durante el intervalo de percepción es el primer evento en el tiempo de la prueba; seguido de la percepción, la onda anaranjada muestra la respuesta de la imaginación que debió haber comenzado en el tiempo cuando la onda azul termina. Se sobrepone la imaginación sobre la percepción para tener una manera de cuantificar el efecto de la realimentación auditiva y si permite mejorar la respuesta con el tiempo.

sesiones experimentales que se contaron.

Tabla 11. Resultados comparativos del experimento 2.5

Iteración	Promedio de Error Percepción	Desviación Estandar Percepción	Promedio de Error Percepción	Desviación Estandar Percepción
1	-4.646401947	8.952611803	-3.152128595	10.36224345
2	-3.054377032	5.394940105	13.48243643	37.26587961
3	1.162179753	16.15059133	-8.416848594	17.69261912

4.6.3. Análisis de Resultados

Es claro que cuando existe solo percepción, durante las sesiones se observó que existe una mayor concentración por parte de los sujetos, la cual se ve afectada por la inclusión de un sonido realimentado. El sujeto tiene que ahora preocuparse por recordar el tono original mientras percibe múltiples otros. Aunque se removiera la realimentación visual, como un propiciador de ruido-evento no deseado en los electrodos, se tiene de igual forma mucha interferencia por parte del algoritmo de realimentación auditiva. Lo mismo se trata de promediar para las 9

Desde una perspectiva numérica, existe mucha menos variación en los datos cuando no existe realimentación, tomando el dato de desviación estándar, lo cual sugiere que la misma no provee una mejora que justifique su incorporación en futuros experimentos de percepción-imaginación.

Desde una perspectiva de resultado, ningún experimento logra alcanzar siquiera un 50% de aciertos, que inclusive se considera un número sumamente bajo. Adicionalmente, la realimentación como una herramienta para mejorar el funcionar de los sistemas BCI, en las condiciones descritas en el presente experimento no viene a aportar una mejora significativa del porcentaje de aciertos. Los datos anteriores inclusive muestran un deterioro a la calidad de las pruebas cuando la realimentación visual o auditiva está presente.

5 Conclusiones

- El sistema diseñado permite convertir frecuencias en una serie de tonos discretos en tiempo real definidos previamente por el usuario. La etapa de filtrado de la señal se puede variar de forma que se pueda agregar cualquiera de las utilidades de filtrado de OpenVibe, mientras que el algoritmo desarrollado mediante Python permite procesar de varias formas la señal procesada, Es en esta percepción que surge el principal problema de limpiar la señal proveniente del EEG y seleccionar los componentes en frecuencia que tengan una variabilidad adecuada. Cada artefacto como respirar o pestañear, crean una distracción que se ve reflejada como un pico que se procesa como un cambio de tono. Si bien diferentes estrategias de filtrado se emplearon, siempre existieron picos que cambiaban innecesariamente el tono de prueba.
- Se determinó que existe dependencia de la magnitud del cambio en tono que experimenta el usuario, por lo que tonos de mayor diferencia en el espectro ocasionan cambios bruscos en la señal del EEG, a como también lo evidencio Makeig (2004).
- Los experimentos realizados muestran que existe poca afectación al introducir la realimentación en el experimento, e inclusive dicha afectación es contraproducente para la etapa de percepción. Lo mismo se relaciona al principio que el sujeto debe de recordar el tono original durante la percepción y tratar de reproducirlo durante la imaginación, lo cual se dificulta por la variación auditiva introducida por la realimentación.
- A pesar de que los experimentos se realizaron de forma extendida (por más de un año), no se crea una destreza en el uso del sistema, en cada experimento deterministamente se tiene mucha variación en el procesamiento de los datos.

- Se pudo notar que, en los primeros experimentos, la discretización de tonos y de igual forma de la onda visual afectó la extracción de resultados. Cuando se mostró una señal visual continua se notó una mejora de aciertos en promedio del 5% mas por el hardware que se contaba en el laboratorio nunca se pudo hacer continuo la señal de audio realimentado. Se puede concluir, que la discretización tiene un efecto en la continuidad del funcionar de un sistema BCI online.
- El empleo en conjunto de realimentación visual y auditiva de ondas tanto deseada como esperada, en contraste con solo realimentación auditiva no muestra diferencia significativa en cuanto al número de aciertos. Se nota que inclusive eliminar la realimentación visual, en los instantes cercanos al final de la prueba, el sujeto ha olvidado el tono inicial por lo que muestra mucha oscilación en la respuesta.
- Tomar la señal de tensión del electrodo, y convertirla en un tono de música discreto no mejora considerablemente la capacidad del usuario de acertar una referencia deseada. Inclusive variando diferentes respuestas en frecuencia, algoritmos de procesamiento de datos y variables temporales no es posible mejorar notablemente el número de aciertos de los sujetos de prueba. Mediante el algoritmo descrito en el presente trabajo, no es posible demostrar que la realimentación mejore ni en el tiempo ni instantáneamente la respuesta del usuario ante sistemas BCI.

6 Recomendaciones

En primera instancia, si se fuera a repetir este experimento, se sugiere minimizar la discretización de tonos. El documento trato de varios experimentos donde se emplearon únicamente 10 tonos de frecuencia entre 100 y 1000 Hertz los cuales limitaban la realimentación real que obtenía el usuario. De igual forma, se pudo notar que se ocupaba un mínimo de 15 segundos para que el usuario pudiese procesar la realimentación y hacer uso de ella, tiempo que se recomienda extender para evitar comprometer la comparación de datos. Por ejemplo en el experimento de realimentación con lazo visual, donde se emplea una señal amarilla visual de referencia, los cambios entre alto y bajo deben de prolongarse más.

Para otros experimentos de una índole similar, que empleen percepción e imaginación auditiva se enlistan los principios que los autores emplearon como métodos recomendados:

- Emplear un DRL en la rodilla disminuye considerablemente el ruido sin detrimento a la calidad en la toma de datos.
- Colocar de los electrodos de referencia estratégicamente para obtener el diferencial deseado, es decir para los electrodos colocados en la parte frontal y parietal se uso la base de la cabeza cerca del lóbulo occipital. Por en cambio para los electrodos en la parte temporal, se empleó la base de la oreja como referencia. Esto permitió obtener la diferencia de potencial deseada, pero incrementó un poco el ruido entre electrodos.
- Usar audífonos noise canceling fue de mucho uso para evitar resonancias no deseadas.
- Emplear una tarea para distraer y relajar al usuario. Los experimentos con mayor variabilidad se obtenían cuando el sujeto de prueba se notaba mentalmente

cansado de un día de trabajo, por lo que se recomienda tomar las medidas al comenzar el día de pruebas.

Por último, no se recomienda adicionar realimentación a sistemas de imaginación auditiva por la cantidad de ruido y variabilidad que estos adicionan a un experimento que de construcción involucra mucha incertidumbre.

7 Referencias Bibliográficas

- [1] Alberti, P. (NA). The anatomy and physiology of the ear and hearing. University of Toronto, Canada.
- [2] Al-Fahoum, A. & Al-Fraihat, A. (2014). Methods of EEG Signal Features Extraction Using Linear Analysis in Frequency and Time-Frequency Domains. ISRN Neuroscience, 2014, 7.
- [3] Antal Berényi; Mariano Belluscio; Dun Mao; György Buzsáki. Closed-loop control of epilepsy by transcranial electrical stimulation. *Science*, 337:735–737, August 2012.
- [4] Auzou, P. et al (1995). "Topographic EEG activations during timbre and pitch discrimination tasks using musical sounds." *Neuropsychologia* 33.1: 25-37.
- [5] Banton, L. (1995) The role of visual and auditory feedback during the sight-reading of music. *Psychology of Music*, 23:3–16.
- [6] Barry, R. J., Rushby, J. A., Johnstone, S. J., Clarke, A. R., Croft, R. J., & Lawrence, C. A. (2004). Event-related potentials in the auditory oddball as a function of EEG alpha phase at stimulus onset. *Clinical Neurophysiology*, 115(11), 2593-2601.
- [7] Carvalhaesa, C, De Barrosb, J. (2014) The Surface Laplacian Technique in EEG: Theory and Methods. *International Journal of Psychophysiology*, CA, USA.
- [8] De la Torre, J.. (2012). *Procesado de señales EEG para un Interfaz Cerebro-Máquina (BCI)*. Leganés, España: Universidad Carlos III de Madrid
- [9] He, B.. (2005). *Bioelectric Engineering*. NY, USA.: Kluwer Academic
- [10] Hermanto, B., Mengko, T., Indrayanto, A & Prihatmanto, A.. (2013, Noviembre 7-8). Brain Signal Reference Concept Using Cross Correlation Based for Brain Computer Interface. 2013 3rd International Conference on Instrumentation, Communications, Information Technology, and Biomedical Engineering (ICICI-BME), 2013, 4.
- [11] Jaromr Kukal Ales Prochazka. Wavelet transform use for feature extraction and eeg signal segments classification. Institute of Chemical Technology in Prague Department of Computing and Control Engineering, - (-):4, - -.

- [12] Jozef. (2011). Build Instructions. Junio 26, 2016, de OpenViBe Sitio web: <http://openvibe.inria.fr/build-instructions/>
- [13] Katz, J. & Lackner, D. (1977) Adaptation to delayed auditory feedback. *Perception & Psychophysics*, 22(5):476–486.
- [14] Kuo, B. C. (1981). *Automatic control systems*. Prentice Hall PTR.
- [15] López, L. (2010). *Temas de Física*. Imprenta Gamma, España.
- [16] Lucia Dreiseitl, Stephan; Ohno-Machado. Logistic regression and artificial neural network classification models: a methodology review. *Journal of Biomedical Informatics*, 35:352–359, February 2002.
- [17] Peter Desain Rebecca S. Schaefer, Rutger J. Vlek. Music perception and imagery in eeg: Alpha band effects of task and stimulus. *International Journal of Psychophysiology*, 82:254-260, September 2011.
- [18] Rennes, I. (2015). Frequently Asked Questions. Junio 25, 2016, de OpenViBe Sitio web: <http://openvibe.inria.fr/faq/>
- [19] Schwilden, H., Schuttler, J. & Stoeckel, H. (1987) Closed-loop feedback control of methohexital anesthesia by quantitative EEG analysis in humans. *Anesthesiology*, 67:341–347.
- [20] Shamma, S. A., & Micheyl, C. (2010) "Behind the scenes of auditory perception." *Current opinion in neurobiology* 20.3: 361-366.
- [21] Sheng-Fu Liang; Fu-Zen Shaw; Chung-Ping Young; Da-Wei Chang; and Yi-Cheng Liao. A closed-loop brain computer interface for real-time seizure detection and control. In 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS, Buenos Aires, Argentina, August 2010. IEEE, IEEE.
- [22] Szafir, D. (2009). *Non-invasive BCI through EEG* (1st ed., Vol. 1, p. 4). Boston.
- [23] Talamillo, T. (2011). Manual basico para enfermeros en electroencefalografía. *Enfermería docente*, 94, 5. 2016, Junio 3, De Junta de Andalucía Base de datos.
- [24] Teplan, M.. (2002). Fundamentals of EEG measurement. *Measurement science revie*, 2, 11. 2016, Julio 1, De Measurement in Bioscience Base de datos.

- [25] TomaszM. Rutkowski, Francois Vialatte, Andrzej Cichocki, DaniloP. Mandic, and AllanKardec Barros. Auditory feedback for brain computer interface management an eeg data sonification approach. Knowledge-Based Intelligent Information and Engineering Systems, 4253:1232–1239, 2006
- [26] Van, J., Reunes, G.& Van der Bergh, N.(2003) Delayed auditory feedback in the treatment of stuttering: clients as consumers. International Journal of language and communication disorders, 38(2):119–129.
- [27] Vrandt, M. E., Jansen, B. H., & Carbonari, J. P. (1991). Pre-stimulus spectral EEG patterns and the visual evoked response. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section, 80(1), 16-20.

8 Anexos

Instalación de OpenViBe

OpenVibe puede ser instalado tanto en el sistema operativo Windows, como en distribuciones de Linux.

Instalacion Windows: descargar el instalador de la página oficial de OpenViBe <http://openvibe.inria.fr/downloads/> y seguir el proceso regular de instalación de un programa. Las dependencias necesarias, como Python, Pygame y otras, deben de ser instaladas de manera separada. (Jozef, 2011)

Instalacion Linux: descargar el código fuente de la página oficial de OpenViBe, citada previamente. En el directorio de scripts/ correr el archivo provisto de linux-install_dependencies para instalar las dependencias externas y linux-build para compilar el software. Esto va a generar varios archivos, openvibe-[application-name].sh lanzará la aplicación. (Jozef, 2011)

En la página oficial se pueden encontrar tutoriales, descripciones y soluciones a problemas frecuentes. Dicha documentación se puede acceder mediante el enlace: <http://openvibe.inria.fr/documentation-index/>.