
Estudio del Impacto de un Sistema Integrado de Detección de Patrones de Señales Biomédicas y de Generación de Pulsos Binaurales en la Calidad del Sueño de las Personas

Diego Alejandro Alegría Ochoa



UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería



**Estudio del Impacto de un Sistema Integrado de Detección de
Patrones de Señales Biomédicas y de Generación de Pulsos
Binaurales en la Calidad del Sueño de las Personas**

Trabajo de graduación presentado por Diego Alejandro Alegría Ochoa
para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Electrónica

Guatemala,

2021

Vo.Bo.:

(f) _____
Dr. Luis Alberto Rivera

Tribunal Examinador:

(f) _____
Dr. Luis Alberto Rivera

(f) _____

(f) _____

Fecha de aprobación: Guatemala, _____ de _____ de 2022.

El desarrollo de este trabajo de investigación es una suma de esfuerzos. Durante varias generaciones el Departamento de Ingeniería Electrónica y Mecatrónica de la Universidad del Valle ha liderado una línea de investigación en el estudio de la neuro-retroalimentación con estímulos para distintas aplicaciones. En este trabajo de exploración, diseño y evaluación, se aborda el problema de la calidad de sueño en las personas siendo este un factor que influye en el desempeño diario, la calidad de vida y la salud en general.

Uno de los desafíos más grandes es salir de la zona de confort, pensar fuera de la caja y tener la capacidad de trabajar con disciplinas ajenas a las ya conocidas según un plan de estudios determinado. Para esta investigación hubo un trabajo exploratorio bastante denso, una curva de aprendizaje sobre los aspectos del sueño, las etapas de sueño y como existen patrones con los que se pueden predecir, utilizando técnicas de predicción innovadoras como el aprendizaje automático. También, un esfuerzo de investigación y diseño sobre como ayudar a las personas con trastornos de sueño utilizando pulsos auditivos, una tecnología de bajo costo que promete ayudar en los trastornos de sueño y conseguir un sueño reparador.

Mi profundo agradecimiento a todas aquellas personas que estuvieron presentes en el camino, a mis padres Rodolfo y Jacqueline que no dudaron nunca en mi potencial, que creyeron en mí aún en días donde yo no lo hice y me entregaron todos los medios de apoyo que estuvieron en su posibilidad para lograr mis sueños. A mis hermanos Sebastián, Fátima, Ignacio y Rebeca por su amor incondicional y el eterno apoyo que me han otorgado.

Mi gratitud a las familias que me recibieron como un más en su mesa y me hicieron sentir que aunque mi familia biológica estaba lejos, tenía un lugar donde encontrar un hogar. la familia Leal Cahuex, Díaz Rubio y especialmente a la familia López Aldana quienes representaron un fuerte apoyo en los últimos pasos de esta parte importante de mi vida, María José, Marlen y Carlos Roberto, estoy eternamente agradecido.

Los amigos que la vida me dio, Pablo Leal, Pablo Yee, Guillermo Aldana, Ronel Argueta, Rodrigo Sandoval, Manolo y José Capilla, Alejandro Paz, Federico Ordoñez, Julio Samayoa, Jorge Súchite, Juan Carlos Morales, Mariano Rubio, Kenneth Catún, Andrés Villafuerte, Aldo y Jaime López, Erick Ríos y a todos aquellos que cuando la situación lo ameritó, me tendieron su mano.

Por último y no menos importante, un reconocimiento a todas aquellas personas que representaron un impacto en mi vida académica y profesional, desde el colegio Marilyn de Antonio, Sabrina Milián, Salvador Lemus, Américo Ordoñez y Alfredo Lobato. Los excelentes profesores universitarios Carlos Esquit, Pablo Oliva, Miguel Zea por enseñarme a disfrutar de la vida académica. A Paulo De León, Ricardo Rodríguez y Charles Hess por su apoyo y mentoría en el área profesional. Una mención especial al Dr. Luis Alberto Rivera por su admirable disciplina, la pasión con la que enseña y el apoyo que me dio durante esta investigación.

Me gusta pensar en esta línea de investigación como la idea de un transductor, pequeños dispositivos que convierten energías de otro tipo a señales eléctricas analizables, si encontramos el transductor correcto podemos ser capaces de comprender otros dominios.

| | |
|---|-------------|
| Prefacio | IV |
| Lista de figuras | VII |
| Lista de cuadros | VIII |
| Resumen | IX |
| Abstract | X |
| 1. Introducción | 1 |
| 2. Antecedentes | 2 |
| 3. Justificación | 4 |
| 4. Objetivos | 5 |
| 4.1. Objetivo General | 5 |
| 4.2. Objetivos Específicos | 5 |
| 5. Alcance | 6 |
| 6. Marco teórico | 7 |
| 6.1. Señales Electroencefalográficas (EEG) | 7 |
| 6.2. Variables utilizadas en la clasificación de actividad de señales electroencefalográficas (EEG) | 8 |
| 6.2.1. Frecuencia | 8 |
| 6.2.2. Amplitud | 8 |
| 6.2.3. Morfología | 9 |
| 6.2.4. Sincronía | 9 |
| 6.2.5. Periodicidad | 9 |
| 6.3. Obtención de señales electroencefalográficas (EEG) | 9 |
| 6.3.1. Electroodos | 9 |
| 6.3.2. Electro Cap | 10 |

| | | |
|------------|---|-----------|
| 6.3.3. | Electro Gel | 11 |
| 6.3.4. | Impedancia | 11 |
| 6.3.5. | Posicionamiento de electrodos (Sistema 10/20) | 11 |
| 6.4. | Open BCI | 12 |
| 6.4.1. | Cython Board | 12 |
| 6.5. | Arquitectura de las etapas del sueño | 13 |
| 6.5.1. | Ciclos de sueño para NREM y REM | 13 |
| 6.5.2. | Las cuatro etapas del NREM | 14 |
| 6.5.3. | Etapas 1 | 14 |
| 6.5.4. | Etapas 2 | 15 |
| 6.5.5. | Etapas 3 y 4 | 15 |
| 6.5.6. | Sueño REM | 15 |
| 6.6. | Aprendizaje automático | 16 |
| 6.6.1. | Aprendizaje supervisado | 17 |
| 6.6.2. | Aprendizaje no supervisado | 18 |
| 6.6.3. | Aprendizaje por redes neuronales | 18 |
| 6.6.4. | Principales clasificadores de <i>Machine Learning</i> según tipo de aprendizaje | 19 |
| 6.7. | Pulsos Binaurales | 19 |
| 6.8. | Pruebas estadísticas | 20 |
| 6.8.1. | Diseño completamente aleatorizado | 21 |
| 6.8.2. | Diseño de bloques aleatorizado | 21 |
| 6.8.3. | Experimento multifactorial | 22 |
| 7. | Metodología | 23 |
| 7.1. | Clasificador de Etapa de Sueños | 23 |
| 7.1.1. | Modelos de Aprendizaje automático | 23 |
| 8. | Resultados | 24 |
| 9. | Conclusiones | 25 |
| 10. | Recomendaciones | 26 |
| 11. | Bibliografía | 27 |
| 12. | Anexos | 29 |

Lista de figuras

| | | |
|-----|--|----|
| 1. | Actividad eléctrica cerebral [13] | 7 |
| 2. | Electrodos de acero inoxidable [13]. | 10 |
| 3. | Electro - Cap [13] | 10 |
| 4. | Electro - Gel [13] | 11 |
| 5. | Sistema de posicionamiento 10/20 [13] | 12 |
| 6. | Cython Board y USB Dongle [14] | 13 |
| 7. | REM Y NREM [15] | 13 |
| 8. | Etapas de NREM [15] | 14 |
| 9. | Aprendizaje de máquinas [17] | 17 |
| 10. | Aprendizaje supervisado de máquina. [17] | 17 |
| 11. | Neurona [17]. | 18 |
| 12. | Red neuronal artificial [17]. | 19 |

Lista de cuadros

1. Diferencias fisiológicas NREM-REM [15] 16

Este trabajo de investigación consistió en la integración de fases previas para el desarrollo de un sistema de clasificación automática de las etapas de sueño, que además produce pulsos binaurales para disminuir las afecciones producidas por trastornos del sueño. A estos módulos se les realizaron cambios fundamentales para el mejoramiento de desempeño y escalabilidad del sistema.

En el entrenamiento del clasificador de etapas de sueño se utilizaron vectores de características de las señales correspondientes a la complejidad, potencia espectral y entropía para determinar patrones y asociarlos con las etapas de sueño. Estos vectores de características fueron extraídos de datos de noches de sueño para un total de 60 personas sanas, provenientes de una base de datos pública. Un entrenamiento de tipo entre-sujetos permitió adquirir suficientes datos para mejorar la precisión sin necesidad de un estudio intra-sujeto debido a las restricciones producto de la pandemia del virus COVID-19.

Se realizaron modificaciones en el generador de pulsos binaurales añadiendo una pista de fondo que nos de un sonido agradable y estimule el sueño. Un proceso de rediseño fue necesario para ser reproducidos en la computadora, esto con la motivación de poder conectar audífonos inalámbricos buscando comodidad para el sujeto.

En la sección de experimentación estadística para la evaluación de impacto de pulsos binaurales se solicitó apoyo a la dirección de la maestría de neuropsicología de la Universidad del Valle. A través de este proceso se delimitó el grupo a estudiar, se elaboró un consentimiento informado con las buenas prácticas éticas de investigación con humanos y el respectivo protocolo de investigación para lectura y aprobación del comité de Ética.

This research consisted of the integration of previous phases for the development of an automatic classification system of sleep stages, which also produces binaural pulses to reduce conditions caused by sleep disorders. Fundamental changes were made to these modules to improve the performance and scalability of the system.

In the training process of the sleep stage classifier, features like complexity, spectral power and entropy were used to determine patterns and associate them with sleep stages. These feature vectors were extracted from data on nights of sleep for a total of 60 healthy people, from a public database. An inter-subject approach of training allowed to acquire enough data to improve precision without the need for an within-subject study due to the restrictions caused by the COVID-19 virus pandemic.

A redesign process was necessary for the binaural pulse generator module adding a background track that gives us a pleasant sound and stimulates sleep. In addition, a reengineering in the generation of pulses was necessary to be able to be reproduced on the computer, this with the motivation of being able to connect wireless headphones seeking comfort for the person.

In the statistical experimentation section of this investigation, for the evaluation of the impact of binaural pulses. Support was requested from the direction of the master's degree in neuropsychology at the Universidad del Valle. Through this process, the group to be studied was delimited, an informed consent was drawn up with good ethical research practices with a human and the respective research protocol for reading and approval by the Ethics committee.

CAPÍTULO 1

Introducción

Lorem ipsum dolor sit amet, consectetur adipiscing elit. Quisque eget consequat risus. Praesent a quam lacinia, consequat eros id, auctor tellus. Phasellus a dapibus arcu, vitae luctus leo. Aliquam erat volutpat. Suspendisse ac velit quam. Nullam risus nibh, lobortis vehicula elit non, pellentesque volutpat odio. Donec feugiat porta sapien gravida interdum. Cras odio nunc, lobortis sed pellentesque imperdiet, facilisis eu quam. Praesent pharetra, orci at tincidunt lacinia, neque nulla ornare lacus, ut malesuada elit risus non mi. Fusce pellentesque vitae sapien sed mollis. Curabitur viverra at nulla vitae porta. In et mauris lorem.

Vestibulum faucibus fringilla justo, eget facilisis elit convallis sit amet. Morbi nisi metus, hendrerit quis pellentesque non, faucibus at leo. Proin consectetur, est vel facilisis facilisis, arcu felis vestibulum quam, et fringilla metus neque at enim. Nunc justo mauris, egestas quis maximus eget, viverra vehicula nunc. Fusce eu nulla elementum, condimentum diam at, aliquam leo. Nullam sed sodales enim, eu imperdiet risus. Aliquam ornare augue leo, fringilla mattis nunc facilisis eget. Nam faucibus, libero a aliquet fermentum, magna arcu ultrices lacus, a placerat tortor turpis ut purus.

Integer eget ligula non metus egestas rutrum sit amet ut tellus. Aliquam vel convallis est, eu sodales leo. Proin consequat nisi at nunc malesuada gravida. Aliquam erat volutpat. Aliquam finibus interdum dignissim. Etiam feugiat hendrerit nisl, hendrerit feugiat ex malesuada in. Cras tempus eget arcu vitae congue. Ut non tristique mauris. Vivamus in mattis ipsum. Cras bibendum, enim bibendum commodo accumsan, ligula nulla porttitor ex, et pharetra eros nisl eget ex. Morbi at semper arcu. Curabitur massa sem, maximus id metus ut, molestie tempus quam. Vivamus dictum nunc vitae elit malesuada convallis. Donec ac semper turpis, non scelerisque justo. In congue risus id vulputate gravida. Nam ut mattis sapien.

La estimulación cerebral por pulsos binaurales ha sido un tema disruptivo en las últimas décadas por los hallazgos de como a través de procesos de sincronización el cerebro llega a estados cognitivos o de humor solo con escuchar pulsos de sonido que presentan distintas frecuencias para cada oído como lo plantea la investigación en [1]. Sumado a esto la evolución tecnológica ha permitido monitorear en tiempo real la reacción que el cerebro está teniendo a estos estímulos a través de interfaces de cerebro computador podemos entonces tener una idea más cercana de como este proceso de sincronización sucede y las mejoras que se pueden realizar a los métodos. Estas investigaciones sobre inducción de estados cognitivos han ido desde mejorar los procesos de creatividad y consolidación de memoria como en [2] hasta inducir estados de vigilancia como en [3].

En años anteriores se ha realizado un esfuerzo de investigación en la Universidad del Valle de Guatemala relacionado a las señales bioeléctricas asociadas a distintos estados neurológicos y como estas explican su comportamiento y calidad. En 2018 se realizan los primeros estudios [4] y [5], donde se buscan desarrollar sistemas en donde primero se recolectan las señales producidas por el cerebro a través del procedimiento médico de colección de señales bioeléctricas llamado encefalograma, luego a través de estas señales retro-alimentar al cerebro del sujeto de estudio para mejorar su respuesta a ciertos estados neurológicos como el estrés o cuando existe una necesidad de atención profunda.

En 2019 se continúan las investigaciones sobre como mejorar los procesos neuronales en [6], esta vez ya se enfocan específicamente en el estudio del sueño y se realiza análisis exploratorios de como combatir los problemas de sueño en atletas, estudio totalmente justificado en la dolencia que sufren para poder conciliar el sueño y esto provocando un déficit en su desempeño profesional. Las investigaciones empiezan a tomar un sendero relacionado a lo antes mencionado usando técnicas de neuro-retroalimentación con pulsos binaurales para poder centrar la frecuencia de operación de ciertas ondas cerebrales asociadas al sueño. Para esta parte del proyecto se empezaron a diseñar distintas partes del proyecto como lo son la interpretación de ondas cerebrales con algoritmos de clasificación de aprendizaje automático así como un dispositivo que pueda emitir estos pulsos que en aquel entonces fueron probados

desde la computadora.

Para el año de 2020 se unen dos estudiantes más al proyecto y dividen el trabajo en dos, el dispositivo clasificador, el cual fue entrenado con algoritmos de aprendizaje automático alimentado a través de un proceso intra-sujeto. La otra parte del trabajo fue el desarrollo de un dispositivo de producción de pulsos binaurales en una *Raspberry Pi* la cual nos permite movilidad y además una aproximación a un sistema embebido el cuál puede ser empotrado en clínicas de sueño para facilitar los análisis, pero con las restricciones de la arquitectura de computadora que este dispositivo tiene. En [7] y [8] podemos notar que son trabajos complementarios lo que abre espacio a esta investigación para un proyecto integrador y además de estudio de sus efectos.

El trabajo de las fases anteriores concluye con avances importantes pero dejando aún incógnitas como el diseño de un estudio cuantitativo o estadístico que valide la eficacia de los pulsos binaurales, la población a evaluar y las mejores prácticas para hacerlo. No se determinó en fases anteriores tampoco cuales son las mejores frecuencias para las distintas fases de sueño, seleccionar el mejor algoritmo clasificador según las necesidades. Por último y más importante realizar una integración del generador de pulsos binaurales con el módulo clasificador.

La deficiencia crónica de sueño, definida como el estado inadecuado o mínimo de sueño, es un factor determinante y infravalorado en lo que concierne al estado de salud según [9]. La privación de sueño contribuye en una gran parte al desarrollo de trastornos a niveles moleculares, inmunes y neurológicos, todos estos factores antes mencionados sirve para el desarrollo y exacerbación de enfermedades cardíacas y del metabolismo por lo tanto reduciendo la calidad de vida y la longitud de esta. He aquí una de las motivaciones fundamentales que conducen esta investigación, ya que con el sistema a desarrollar se estaría mejorando la calidad de sueño y por lo tanto de vida de las personas con trastornos de sueño.

En fases anteriores se realizaron importantes avances en esta línea de investigación, desarrollando los módulos que conforman a este sistema de estimulación por pulsos binaurales como lo son el generador de pulsos [8] y el clasificador con aprendizaje automático [7] por separado. Es entonces tarea de esta investigación completar el sistema realizando un trabajo integrador de módulos y validarlo a través de pruebas estadísticas.

Motivado por la integración final de este sistema, es de suma importancia evaluar el trabajo de los clasificadores estudiados en [7] y de otros algoritmos no estudiados para escoger el que presente el mejor desempeño, además que el clasificador anterior fue entrenado con datos intra-sujeto, es decir que este presenta una buena precisión de predicción pero para datos del mismo sujeto, es por ello necesario implementar un entrenamiento más variado. Esta evaluación se realizará no solo a través de datos para testear sino también comparar con estándares médicos sobre la clasificación que sugieren para los datos colectados.

En el estudio del generador de pulsos binaurales [8] se realizó el prototipo del módulo generador de pulsos binaurales mas no se definen frecuencias específicas para inducir las fases de sueño en el orden correcto, no existe una función para reproducir sin necesidad de antes guardar, esto generando una pérdida en el tiempo de procesamiento. A través de investigación y pruebas se realizarán recomendaciones acompañadas de una opinión profesional para luego evaluar con estudios cuantitativos si existe un impacto significativo en la calidad de sueño.

4.1. Objetivo General

Integrar el módulo de reconocimiento de patrones de señales biomédicas con el módulo de generación de pulsos binaurales, desarrollados en fases previas, y realizar un estudio del impacto del sistema en la calidad del sueño de las personas.

4.2. Objetivos Específicos

- Realizar un trabajo de integración del módulo de reconocimiento de patrones de señales biomédicas relacionadas a las etapas de sueño con el módulo de implementación de un sistema generador de pulsos binaurales para el estudio del impacto de los pulsos en la calidad de sueño propios de la fase anterior del proyecto.
- Mejorar los clasificadores de etapas de sueño basados en algoritmos de aprendizaje automático desarrollados en fases previas del proyecto, y validar los resultados mediante asesoría médica y comparación con estudios similares.
- Definir perfiles de individuos a estudiar y obtener señales bioeléctricas utilizadas en el análisis de etapas de sueño en una clínica.
- Realizar un análisis estadístico para determinar si hay un impacto significativo de los pulsos binaurales en las señales bioeléctricas asociadas a las etapas de sueño.

Este proyecto representa la tercera fase de una línea de investigación que pretende desarrollar y estudiar herramientas que mejoren la calidad de sueño en las personas y por consecuente la calidad de vida. En las fases anteriores [7] y [8] se estudiaron componentes claves para desarrollar un dispositivo generador de pulsos binaurales activado según la etapa de sueño que un clasificador automático determine al recibir las señales bioeléctricas provenientes de un casco con electrodos.

Motivado por la necesidad de una integración de etapas anteriores, en este trabajo se abordó la mejora del algoritmo clasificador de etapas de sueño utilizando técnicas de aprendizaje automático entrenando a este con la bases de datos públicas como Sleep-EDFX [10]. Se delimitó el uso de un solo canal para realizar la extracción de características y el entrenamiento de la red como en [11], esto debido a que el enfoque multicanal es afectado por el movimiento del paciente en cuestión provocando así una distorsión en los datos y por ende en la clasificación. Una de las ventajas que presenta utilizar un enfoque de canal único también es el bajo costo computacional de cálculos y la velocidad de estos.

Según [3] los pulsos binaurales conducen al cerebro a alinearse en las frecuencias del pulso, para ello entonces se realizó un trabajo de investigación sobre las frecuencias asociadas a las etapas del sueño en adultos jóvenes. Para ello se escogió una frecuencia transportadora y parámetros modificables según la necesidad.

Por último mencionar que dentro de los objetivos se planteó no solo el diseño del experimento estadístico sino también la ejecución de estos. Se desarrolló el protocolo de investigación, un consentimiento informado y una metodología para medir el impacto pero, debido a la pandemia del COVID-19 y las restricciones de movilidad y medidas de distanciamiento social no fue posible la ejecución del experimento y la recolección de datos.

6.1. Señales Electroencefalográficas (EEG)

El método de comunicación de nuestro cerebro es químico pero también eléctrico, lo cuál genera una gran ventaja debido a que esta actividad puede ser monitorizada desde métodos no invasivos tomando la información a través de electrodos que registren la actividad eléctrica y a través de distintos canales poder asociar las frecuencias de cada onda a estados del cerebro humano y las actividades relacionadas a este estado. Esta frecuencia de las ondas es el principal indicador del estado mental y se mide en Hercios (Hz) o ciclos por segundo con variaciones desde 0.5 hasta 38 Hz y una amplitud asociada a la intensidad de la onda. El procedimiento para la medición de estas ondas es denominada encefalograma o por sus siglas ECG [12].

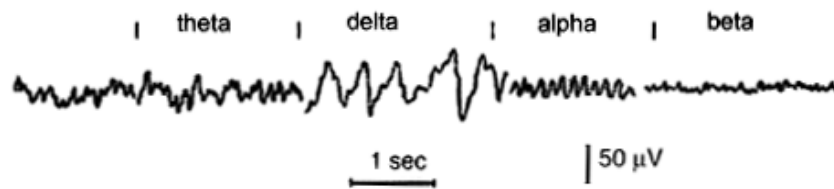


Figura 1: Actividad eléctrica cerebral [13]

Las ondas cerebrales se clasifican según los rangos de frecuencia donde se encuentran contenidas y las cuatro categorías son: Beta, Alfa, Theta y Delta.

- Ondas Beta: Estas se encuentran contenidas entre los 14 a 30 Hz, comúnmente se asocian a estados con una alta actividad mental en situaciones como estudio, resolución de problemas, ataques de ansiedad o concentración plena. Se asocia a una actividad in-

tensa del cerebro donde se encuentra despierto, con extroversión y una alta percepción por parte de los sentidos [12].

- Ondas Alfa: Se encuentran entre los 8 a 13.9 Hz, se pueden encontrar en momentos antes de dormir, relajación mental y no actividad. Presentan una mayor amplitud [12].
- Ondas Theta: Una mayor amplitud en relación a las alfa, estas se encuentran entre los 4 a 7.9 Hz y están asociadas con un estado de sueño, meditación profunda, con actividades creativas y que requieren inspiración [12].
- Ondas Delta: Son las ondas más lentas y además con mayor amplitud de todas, en estas se encuentran estados como el sueño profundo o una concentración plena en donde se requiere de una operación integral del cerebro [12].

6.2. Variables utilizadas en la clasificación de actividad de señales electroencefalográficas (EEG)

6.2.1. Frecuencia

Frecuencia se refiere a la tasa de repetición de un ciclo por unidad de tiempo, como antes se menciona para las señales electroencefalográficas se presentan distintas señales con distintos comportamientos, entre ellos podemos listar [13] :

- Rítmico: Actividad electroencefalográfica con señales de frecuencia constante [13].
- Arrítmico. Señales electroencefalográficas donde no hay un ritmo constante (frecuencia) [13].
- Disrítmico. Ritmos especiales no presentes en sujetos normales sino en pacientes con algún tipo de trastorno presente [13].

6.2.2. Amplitud

Amplitud, medido en voltios, es la cantidad de actividad eléctrica presente en una onda, esto puede depender de la técnica de medición [13].

- Atenuación (también supresión o depresión). es la reducción de la actividad eléctrica, cuando esta es disminuida a través de un estímulo se le llama señal bloqueada o que presenta un bloqueo [13].
- Hiper sincrnia. Es cuando se presenta un aumento en la actividad eléctrica o en el ritmo, entre las señales alpha, beta, o theta. El fenómeno se asocia a la cantidad de neuronas participando en la tarea [13].
- Paroxístico Actividad en donde se alcanza una alta amplitud en un corto período de tiempo para luego caer en una depresión abrupta a niveles normales. No necesariamente debe de ser una anomalía pero la mayoría de anomalías si las presenta [13].

6.2.3. Morfología

Refiere a la forma de la señal u onda. La forma de la señal está determinada por la frecuencia y el voltaje en conjunto. Los patrones se pueden definir como los siguientes [13] :

- Monomórfica. Patrón dominado por una actividad en específico [13].
- Polimórfica. Composición de varias formas para formar un patrón complejo constante [13].
- Sinusoidal. Con forma de función matemática seno. La actividad monomórfica es usualmente sinusoidal [13].
- Trasiente. Patrón aislado y completamente diferente a la actividad anterior [13].
 - Spike: Subida abrupta de amplitud que dura entre 20 hasta 70 msec [13].
 - Sharp wave: Subida abrupta de larga duración entre 70 hasta 200 msec [13].

6.2.4. Sincronía

Sincronía se refiere a la aparición simultanea y rítmica de varios patrones sobre distintas regiones, para este caso de las ondas cerebrales en distintas regiones siendo estas unilaterales o bilaterales [13].

6.2.5. Periodicidad

Periodicidad se refiere a la distribución de elementos de un patrón en una unidad de tiempo y si este se repite o es actividad inusual [13].

6.3. Obtención de señales electroencefalográficas (EEG)

6.3.1. Electrodos

Pequeños discos de un material metálico, usualmente acero inoxidable como se observan en la Figura 2 pero también se pueden encontrar de oro, plata o estaño. Los electrodos usualmente se cubren con materiales como polímeros o recubrimientos de gel, cada uno de estos se encuentra en una posición definida que se estandariza en el sistema internacional 10/20. Se utilizan las letras y números para etiquetar áreas del cerebro. El sistema 10/20 establece que la letra F se utiliza para reconocer el lóbulo frontal y la letra T para el lóbulo temporal, los números para denotar el lado del cráneo, es decir los números pares son para el lado derecho del cráneo y los números impares para el lado izquierdo.



Figura 2: Electrodos de acero inoxidable [13].

6.3.2. Electro Cap

El *Electro Cap* (Gorro de electrodos en español) es una técnica utilizada para realizar electroencefalogramas con una mayor densidad de señales puesto que se colocan más electrodos ordenados según el sistema 10/20 y obteniendo un bus de salida para analizar las señales [13].



Figura 3: Electro - Cap [13]

6.3.3. Electro Gel

Utilizado como una extensión maleable de los electrodos, esto ayuda a maximizar el contacto con la piel y a tener una menor resistencia en la lectura de las señales mejorando así la calidad de la medición [13].



Figura 4: Electro - Gel [13]

6.3.4. Impedancia

La impedancia es la medida de oposición a la corriente que pasa a través de un elemento a una frecuencia determinada, esta se mide en Ohms. A medida que la impedancia aumenta, esta presenta mayor resistencia a un flujo de corriente. Para el estudio de las señales biomédicas se desea una impedancia baja en los electrodos para que no exista una atenuación en la amplitud de las señales obtenidas y por ende estas sean de mejor calidad [13].

6.3.5. Posicionamiento de electrodos (Sistema 10/20)

El sistema se basa en dividir el cráneo medido desde la región *Nasión* que es el punto de intersección del hueso frontal y de dos huesos nasales llegando hasta la región *Inión* la cual es la proyección más prominente del hueso occipital en la parte posterioinferior del cráneo. A estas divisiones de los porcentajes se les asigna un nombre y un código empezando por el Polo Frontal (Fp), Central (C), Parietal (P), Occipital (O) y Temporal (T). Los electrodos ubicados en el centro del cráneo se les da la letra Z (Por el número cero, en inglés *Zero*. A los puntos en el hemisferio derecho se les asignan números pares y a los puntos del hemisferio izquierdo se les asignan números impares [13].

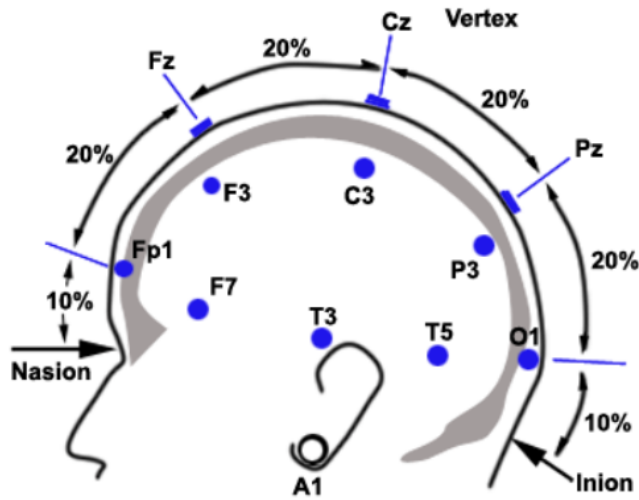


Figura 5: Sistema de posicionamiento 10/20 [13]

6.4. Open BCI

BCI por sus siglas en inglés *Brain Computer Interface* o Interfaz de cerebro computador, es un término acuñado en el estudio de señales electroencefalográficas y su aplicación en distintas ramas. Open BCI entonces es una plataforma de fuente libre la cuál se dedica a diseñar *Software* y *Hardware* especializado para tomar mediciones a señales biomédicas y luego visualizarlas en la computadora o utilizarlas para posterior control en aplicaciones embebidas, posee una gama de productos variada pero se han centrado en desarrollar tarjetas con circuitos embebidos especializados en procesamiento de señales bioeléctricas con amplificadores (puesto que estas señales son de baja amplitud) [14].

6.4.1. Cython Board

La *Cython Board* es una tarjeta con un microcontrolador compatible con la suite de Arduino, posee 8 canales de recepción de señales con procesador de arquitectura de 32 bits implementando un PIC32MX250F128B dando una apertura al procesamiento rápido de 250 Hz, una memoria local que satisface las necesidades y que además ya viene pre-instalado el *bootloader* con la última versión del *software* que esta organización ofrece. Con esta tarjeta podemos monitorear actividades electroencefalográficas, musculares y cardíacas, posee una comunicación inalámbrica gracias a su integración con un dispositivo *USB* llamado *Dongle* que implementa comunicación por radiofrecuencia. Además de ser compatible con el protocolo *Bluetooth Low Energy* o BLE abriendo la posibilidad de comunicación con cualquier otro dispositivo que tenga habilitado este tipo de comunicación [14].

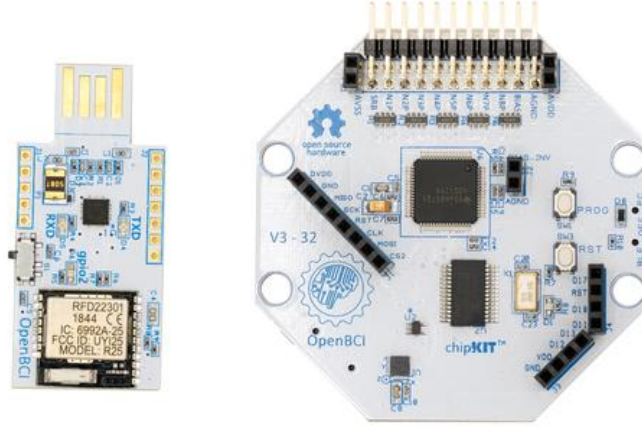


Figura 6: Cython Board y USB Dongle [14]

6.5. Arquitectura de las etapas del sueño

Arquitectura del sueño se refiere a la organización estructural básica de un sueño normal. Hay dos tipos de sueño, NREM por sus siglas en inglés (*Non-Rapid Eye Movement*), y REM por sus siglas en inglés (*Rapid Eye Movement*) la cual se divide en 4 etapas. Cada una de estas presenta patrones característicos en las ondas cerebrales, movimiento de los ojos, actividad muscular, etc.

Conforme va evolucionando el período de sueño, las etapas NREM y REM se alternan de forma cíclica, el motivo de esto aún no está bien explicado pero se cree que la intercalación irregular de estas etapas está asociado a desordenes de sueño. Como ejemplo podemos mencionar que una persona con narcolepsia en lugar de entrar en la etapa NREM como es usual, entran en una etapa REM. [15]

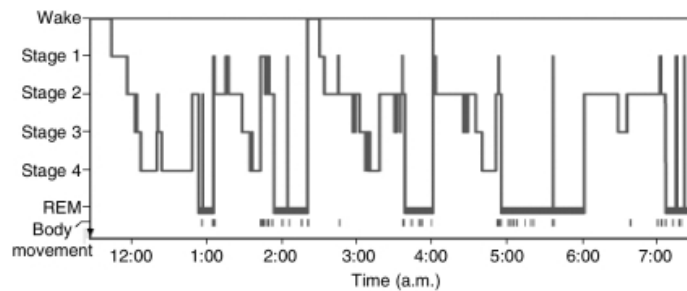


Figura 7: REM Y NREM [15]

6.5.1. Ciclos de sueño para NREM y REM

Un episodio de sueño comienza con un pequeño período de NREM en la etapa 1 progresando a la etapa 2 y por consecuente 3 y 4 hasta llegar a la etapa REM. Sin embargo, una persona no se queda en el ciclo REM el resto de la noche sino que comienza una intercalación

entre las etapas de NREM y REM durante la noche como lo vemos en la Figura 7. La etapa NREM constituye un 75 a 70 por ciento del total de la noche mientras que la etapa REM el resto de esta. El promedio de la primera fase NREM-REM dura alrededor de 70 a 100 minutos, las siguientes tienen un tiempo promedio de 90 a 120 minutos. [15]

6.5.2. Las cuatro etapas del NREM

Cada una de estas etapas está asociada con una distinta actividad cerebral como lo podemos observar en la Figura 8 en donde se muestran patrones característicos de cada etapa. También existen instrumentos para seguir la actividad de los ojos y músculos para complementar el etiquetado y caracterización de cada etapa. [15]

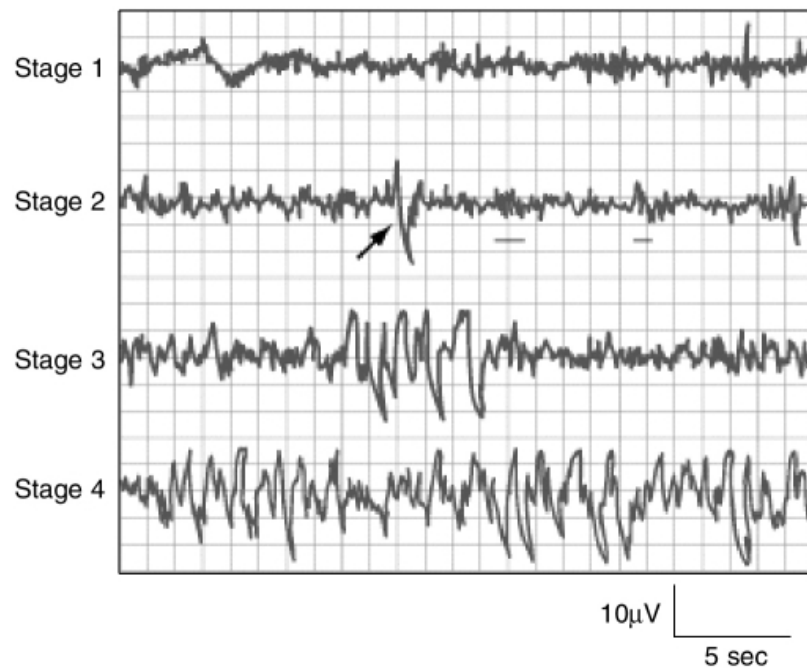


Figura 8: Etapas de NREM [15]

6.5.3. Etapa 1

La etapa 1 de la fase NREM juega un papel fundamental puesto que es la transición hacia dormir, sin contar a aquellas personas que presentan desordenes de sueño y recién nacidos, esta etapa es la primera etapa de todo el ciclo de sueño y dura de 1 a 7 minutos aproximadamente. Esta etapa es fácilmente interrumpida por ruidos fuertes y dado su naturaleza transitoria nos puede llevar a estar despiertos, la actividad cerebral en esta etapa 1 comienza en patrones que marcan la vigilia como lo son las ondas alfa con patrones rítmicos llegando a amplitudes bajas con frecuencias mezcladas. Las ondas alfa asociadas con el estado de una vigilia en relajación están caracterizadas por frecuencias de 8 a 13 ciclos por segundo (Hz). [15]

6.5.4. Etapa 2

Esta etapa dura aproximadamente de 10 a 25 minutos en su ciclo inicial y se va expandiendo con cada ciclo exitoso de sueño, eventualmente va a constituir de 45 a 55 por ciento del total del tiempo en el episodio de sueño completo. En esta etapa despertar es más difícil y se requieren estímulos más fuertes que en la etapa 1. La actividad de esta etapa muestra amplitudes bajas, frecuencias mezcladas caracterizadas por la aparición de husos, se considera que esta parte es importante para la consolidación de la memoria. Las personas que durante su día tuvieron la oportunidad de aprender una nueva tarea o habilidad tienden a presentar una mayor densidad de husos en los patrones de esta etapa. [15]

6.5.5. Etapa 3 y 4

La etapa 3 y 4 se tienden a agrupar en un estado denominado SWS por sus siglas en inglés *Slow-Wave Sleep* o sueño de ondas lentas, la mayoría de veces esta se presenta durante el primer tercio del episodio de sueño. Ambas etapas tienen patrones que les caracterizan, la etapa 3 dura solo unos minutos y constituye de 3 a 8 por ciento de todo el sueño, en esta etapa se presenta un incremento en la amplitud de las ondas y se presenta SWS.

La última etapa de la fase NREM, la etapa 4, se constituye de un tiempo de 20 a 40 minutos en el primer ciclo y representa un 10 a 15 por ciento de todo el episodio de sueño, es la etapa en donde se presenta una mayor actividad en la amplitud de las ondas SWS.[15]

6.5.6. Sueño REM

El sueño REM es definido por la presencia de ondas cerebrales de-sincronizadas con una amplitud baja y frecuencias mezcladas, movimientos rápidos de los ojos, presencia de patrones “Diente de Sierra”, una actividad fuerte en las ondas teta (3 a 7 Hz) además de una actividad lenta de ondas alfa que caracterizan al sueño REM.

Hay diferencias fisiológicas importantes entre las etapas REM y NREM y una de ellas es que durante el sueño REM se desactiva el movimiento del cuerpo (Atonía muscular) debido a que se asocia la fase REM con los sueños y para evitar que un individuo se mueva durante un sueño o pesadilla. Aproximadamente el 80 por ciento de los sueños vívidos resultan durante esta etapa del sueño, además la consolidación de la memoria se asocia durante el sueño REM. [15]

| Proceso fisiológico | NREM | REM |
|--------------------------------|----------------------------------|-------------------------------|
| Actividad Cerebral | Disminuye respecto a la vigilia | Aumenta respecto a vigilia |
| Pulso del Corazón | Realentiza respecto a la vigilia | Aumenta respecto NREM |
| Presión Sanguínea | Disminuye respecto a la vigilia | Aumenta respecto a NREM |
| Actividad del Nervio Simpático | Disminuye respecto a la vigilia | Aumenta respecto a vigilia |
| Tono muscular | Similar a la vigilia | Ausencia |
| Flujo sanguíneo al cerebro | Disminuye respecto a la vigilia | Aumenta respecto NREM |
| Respiración | Disminuye respecto a la vigilia | Aumenta respecto NREM |
| Airway resistance | Aumenta respecto a la vigilia | Aumenta respecto a la vigilia |
| Temperatura corporal | Menor que a la vigilia | No regulada, |
| Excitación sexual | No ocurre con frecuencia | Mayor que en NREM |

Cuadro 1: Diferencias fisiológicas NREM-REM [15]

6.6. Aprendizaje automático

El paradigma original del método científico plantea que si se introduce datos y reglas este dará como salida una respuesta esperada, esto según la evolución de la tecnología ha sido desafiado por el paradigma de la inteligencia artificial el cuál plantea que si introducimos datos y respuestas podamos entender las reglas del comportamiento de un fenómeno, es así como las ramas de la inteligencia como el aprendizaje automático, mejor conocido como *Machine Learning* es usado para enseñarle a máquinas (computadores) como manejar los datos de una forma más eficiente. Muchas veces los patrones contenidos en los datos no son observables desde un solo punto de vista, es por ello que aplicamos aprendizaje automático para observar la “foto completa”. Dentro de este campo del *Machine Learning* encontramos varias divisiones, para delimitar las que son importantes para esta investigación se consideraran tres de las más grandes, aprendizaje supervisado, aprendizaje no supervisado y redes neuronales. Estos algoritmos se han organizado según su taxonomía. [16]

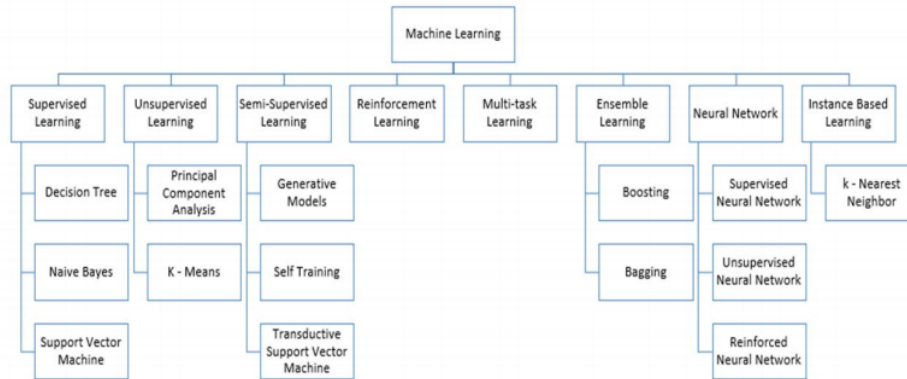


Figura 9: Aprendizaje de máquinas [17]

6.6.1. Aprendizaje supervisado

La principal característica de este tipo de algoritmos es que este genera una función de salida que mapea las entradas en salidas deseadas. El principal problema que se formula en los algoritmos no supervisados es el de clasificación, la unidad de aprendizaje tiene como meta aprender a mapear una función que mapea información sobre una entrada hacia una categoría. [17]

Se le llama supervisado porque usualmente esta función de mapeo a clasificaciones implementa categorías que se han determinado por el diseñador del algoritmo, es importante resaltar que cuando se diseñan este tipo de algoritmos tiene que ser fácil determinar las categorías dentro de los datos que obtenemos para realizar predicciones y mapear de forma correcta. Entre los principales algoritmos presentes en el aprendizaje supervisado tenemos las redes neuronales y los árboles de decisiones, podemos notar que en este tipo de algoritmos dependemos de forma completa de las entradas y de las categorías previamente diseñadas

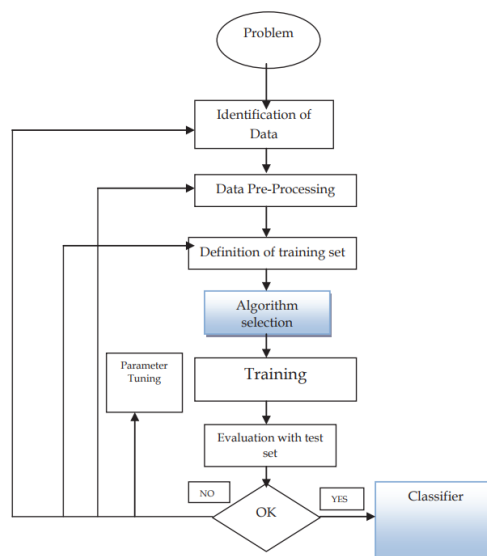


Figura 10: Aprendizaje supervisado de máquina. [17]

6.6.2. Aprendizaje no supervisado

Como su nombre lo sugiere, en este tipo de algoritmos se pretende que la computadora aprenda a realizar algo que no se le indica explícitamente, retomando el ejemplo de los clasificadores uno de los principales problemas en los cuáles se enfoca el *Machine Learning*, a los algoritmos de aprendizaje no se le va a dotar de categorías ya establecidas, en cambio se le va a indicar éxito con un sistema de recompensa haciendo referencia al mundo real donde de igual forma se recompensa el trabajo bien hecho o se penaliza el trabajo que no obtuvo los resultados esperados [17].

Uno de los principales algoritmos es el denominado *Clustering*, este algoritmo trata de buscar similitudes en los datos de entrenamiento del modelo. El presunto es que estos *clusters* o agrupaciones descubiertas van a coincidir con clasificaciones intuitivas sin embargo este no nos va a devolver nombres para las categorías, es aquí donde el diseñador examina los resultados y analiza si satisface sus necesidades. Es importante hacer mención que para utilizar este tipo de algoritmos se requiere la cantidad de datos para que nos de resultados fidedignos [17].

6.6.3. Aprendizaje por redes neuronales

El aprendizaje por redes neuronales (Comúnmente llamadas redes neuronales artificiales o ANN por sus siglas en inglés *artificial neural networks*) se deriva del concepto biológico de las neuronas. Una neurona es una estructura que funciona como celda en el cerebro, para entender como funciona una red primero debemos entender como funciona su unidad básica. Las neuronas tienen cuatro partes básicas que se pueden apreciar en la siguiente Figura 11 [17].

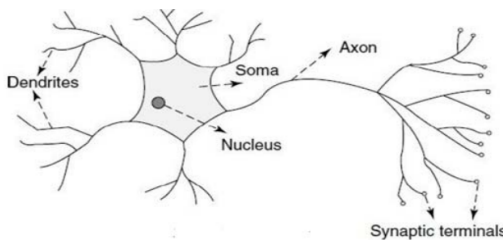


Figura 11: Neurona [17].

Las dendritas (*Dendrites*) reciben el impulso eléctrico, el soma lo procesa y la salida es guiada por el axón hacia la dendrita de otra neurona, la interconexión de varias neuronas es llamada red neuronal.

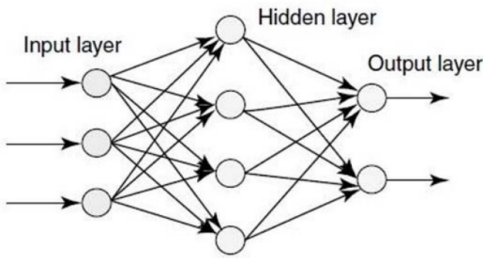


Figura 12: Red neuronal artificial [17].

Una red neuronal artificial se comporta de la misma forma. Existen tres tipos de capas, las de entrada (similares a las dendritas), las capas ocultas (similares al soma y el axón) y la capa de salida (similar a las terminales de las dendritas). Cada una de estas neuronas tiene una función que dependiendo de la entrada se activará o no y pasará esta información a la siguiente capa como se puede observar en la figura 12.

6.6.4. Principales clasificadores de *Machine Learning* según tipo de aprendizaje

- Supervisados según [16]
 - Árbol de decisiones
 - *Naïve Bayes*
 - Máquina de vector de soporte
 - *Random Forest*
 - *Gradient Boosting*
- No supervisados según [16]
 - *K-Means Clusters*
 - Análisis de componente principal
- Redes neuronales artificiales según [16]
 - Redes supervisadas
 - Redes no supervisadas
 - Redes neuronales reforzadas

6.7. Pulsos Binaurales

Los pulsos binaurales han sido utilizados en investigaciones [2] buscando mejorar diversos procesos cognitivos como la creatividad, concentración y también para mejorar la calidad de sueño, en algunos sitios de internet [2] se le ha llamado una “droga digital” bajo el supuesto que induce un estado cognitivo y de humor especial activando patrones en el cerebro. Un

pulso binaural es una ilusión auditiva que se activa cuando dos tonos a distintas frecuencias son presentados en los oídos, por ejemplo exponer un oído a un tono de 250 Hz y el otro a 260 Hz, por resultado obtenemos que el cerebro solo percibe un pulso binaural de 10 Hz que fluctúa de oído a oído en lugar de dos a frecuencias más alta.

La forma exacta en la que el cerebro percibe estos pulsos aún está indefinido pero parece que el sistema reticular de activación y el *colliculus* inferior juegan un rol principal [1]. En animales, el estímulo producido por pulsos binaurales ha mostrado una producción de patrones neuronales en ciertas frecuencias o una sincronización la frecuencia diferenciada que percibe el cerebro. Cabe mencionar que las frecuencias que pueden presentar interacción e inducir sincronización con estos pulsos son solo aquellas que son detectables al oído del individuo y que también se presentan en sus ondas electroencefalográficas, se ha demostrado que en los humanos esta interacción ha inducido estados cognitivos y de ánimo. [3]

Si los pulsos binaurales tienen un efecto sobre los procesos cognitivos a través de una sincronización neuronal, es entonces importante considerar que dependiendo de la frecuencia a la que se exponga tendrá efecto en distintos patrones neuronales y por consiguiente en estados cognitivos. Por ejemplo, la comunicación de corto rango en las áreas del cerebro están asociadas a la sincronización con frecuencias gamma mientras que las comunicaciones de rango mayor están asociadas con frecuencias más lentas. Entonces tenemos “frecuencias mensajeras” para control cognitivo. Por ejemplo la sincronización en frecuencias gamma tienen un papel en el control de la consolidación de memoria y que es utilizada para personas que desear estudiar y obtener una mejor retención. Otro ejemplo interesante es la sincronización en las frecuencias de la banda alfa la cual presenta una excitación cortical produciendo estados de cognición que aumentan el rendimiento en tareas de pensamiento divergente, entonces podemos notar que en la banda alfa y gamma se mejora el rendimiento de tareas de creatividad [1].

6.8. Pruebas estadísticas

Los estudios estadísticos se pueden clasificar como experimentales u observacionales. En un estudio experimental se realiza un procedimiento o experimento para generar datos, desde aquí definimos la variable de interés y luego se definen las variables que pueden ser de interés con nuestro objetivo y como influyen sobre la variable de interés. En cambio en un estudio observacional los datos se obtienen a través de encuestas por muestreo y no por un procedimiento controlado y aunque siempre se consideran las mejores prácticas para realizar este análisis en este tipo de investigación no es posible el control riguroso que se tiene en un estudio experimental que se diseña desde cero. [18]

Para esta investigación se consideran tres tipos de diseños de experimentos: diseño completamente aleatorizado, diseño de bloques aleatorizado y experimento factorial. Para cada uno de ellos se precisa la herramienta estadística conocida como análisis de varianza (ANOVA, por su acrónimo en inglés) y con ella analizar los datos disponibles, cabe mencionar que esta herramienta estadística también se puede utilizar con datos obtenidos a partir de un estudio observacional. Por ejemplo, se verá que en un diseño de experimentos completamente aleatorizado este procedimiento también sirve para probar la igualdad de tres o más medias poblacionales cuando se obtienen los datos mediante un estudio observacional. [18]

Para los análisis de varianza en donde deseamos comparar si la media de una población es igual a la de otra tenemos una premisa principal y se refleja en el planteamiento de una hipótesis nula y una hipótesis alternativa de la siguiente forma:

$$H_o : \mu_1 = \mu_2 = \mu_3 \dots = \mu_k$$

$$H_a : \text{no todas las medias poblacionales son iguales}$$

Donde k es el número de poblaciones presentes en el estudio y μ su media poblacional

El criterio de rechazo es si se obtiene un valor-p menor que el nivel de significancia (usualmente de 0.05) [18]

Existen supuestos requeridos que debemos de considerar para que las pruebas de varianza puedan aplicar en un experimento:

- En cada población, la variable de respuesta está normalmente distribuida
- La varianza de la variable de respuesta, denotada como σ^2 , es la misma en todas las poblaciones
- Las observaciones deben ser independientes

6.8.1. Diseño completamente aleatorizado

En este tipo de experimento se seleccionan los niveles de un factor como variable a las cuáles les vamos a llamar tratamientos y a cada una de las veces que ese experimento con los distintos niveles de tratamientos fue realizado le llamaremos replicación, cabe mencionar que la asignación de tratamientos es de forma aleatoria para cada unidad experimental. Este método nos ofrece ventajas como la flexibilidad de poder seleccionar la cantidad de tratamientos y replications siempre y cuando cumplamos con una cota mínima para que el experimento sea significativo además que a través del análisis de varianza podemos obtener de una forma rápida y precisa los resultados del experimento. [18]

6.8.2. Diseño de bloques aleatorizado

Este experimento es construido a partir de un diseño completamente aleatorizado pero esta vez se toma en consideración el error que puede inducir el orden de corrida del experimento así como también el error que inducen en las replications asociado a la singularidad de cada individuo, es un experimento más robusto puesto que al error se le extrajo los valores de los bloques (filas de datos o replications). [18]

6.8.3. Experimento multifactorial

Los diseños antes mencionados solo permiten analizar y formular conclusiones estadísticas acerca de un factor. Sin embargo, existe la necesidad muchas veces de formular conclusiones acerca de más de una variable o factor, entonces el experimento factorial resuelve este problema siendo un diseño que permite obtener conclusiones simultáneas acerca de dos o más factores. Se utiliza el término factorial porque también se considera la interacción entre factores. [18]

7.1. Clasificador de Etapa de Sueños

7.1.1. Modelos de Aprendizaje automático

X Gradient Boosting

Sea un vector de entrenamiento $\{(x_i, y_i)\}_{i=1}^N$, una función diferenciable de costo $L(y, F(x))$, un número M de aprendices débiles y una tasa de aprendizaje α

Se inicializa el modelo con un valor constante:

$$\hat{f}_{(0)}(x) = \arg \min_{\theta} \sum_{i=1}^N L(y_i, \theta).$$

Para $m=1$ hasta M :
Calcular los gradientes y *hessianos*:

$$\hat{g}_m(x_i) = \left[\frac{\partial L(y_i, f(x_i))}{\partial f(x_i)} \right]_{f(x)=\hat{f}_{(m-1)}(x)}.$$

$$\hat{h}_m(x_i) = \left[\frac{\partial^2 L(y_i, f(x_i))}{\partial f(x_i)^2} \right]_{f(x)=\hat{f}_{(m-1)}(x)}.$$

Algoritmo:

For m = 1 to M: Compute the 'gradients' and 'hessians':

$$\begin{aligned} \hat{h}_m(x_i) &= \left[\frac{\partial^2 L(y_i, f(x_i))}{\partial f(x_i)^2} \right]_{f(x)=\hat{f}_{(m-1)}(x)} . \text{Fit a base learner (or weak learner, e.g. tree) using the training set} \\ \hat{\phi}_m &= \arg \min_{\phi \in \Phi} \sum_{i=1}^N \frac{1}{2} \hat{h}_m(x_i) \left[-\frac{\hat{g}_m(x_i)}{\hat{h}_m(x_i)} - \phi(x_i) \right]^2 . \hat{\phi}_m = \arg \min_{\phi \in \Phi} \sum_{i=1}^N \frac{1}{2} \hat{h}_m(x_i) \left[-\frac{\hat{g}_m(x_i)}{\hat{h}_m(x_i)} - \phi(x_i) \right]^2 . \hat{f}_m(x) = \phi(x) \\ \hat{f}_{(m)}(x) &= \hat{f}_{(m-1)}(x) + \hat{f}_m(x) . \hat{f}_{(m)}(x) = \hat{f}_{(m-1)}(x) + \hat{f}_m(x) . \text{Output } \hat{f}(x) = \hat{f}_{(M)}(x) = \sum_{m=0}^M \hat{f}_m(x) . \hat{f}(x) = \hat{f}_{(M)}(x) \end{aligned}$$

CAPÍTULO 9

Conclusiones

CAPÍTULO 10

Recomendaciones

- [1] S. Kuwada, T. C. Yin y R. E. Wickesberg, "Response of cat inferior colliculus neurons to binaural beat stimuli: possible mechanisms for sound localization," *Science*, vol. 206, n.º 4418, págs. 586-588, 1979.
- [2] S. A. Reedijk, A. Bolders y B. Hommel, "The impact of binaural beats on creativity," *Frontiers in human neuroscience*, vol. 7, pág. 786, 2013.
- [3] J. D. Lane, S. J. Kasian, J. E. Owens y G. R. Marsh, "Binaural auditory beats affect vigilance performance and mood," *Physiology & behavior*, vol. 63, n.º 2, págs. 249-252, 1998.
- [4] J. Aguirre, "Diseño, Análisis, y Desarrollo de un Sistema de Entrenamiento para Mejorar el Desempeño de los Atletas del Comité Olímpico Guatemalteco," Tesis de Licenciatura, Universidad del Valle de Guatemala, 2018.
- [5] M. Godoy, "Sistema de Neurofeedback para mejorar el rendimiento de los Atletas del Comité Olímpico Guatemalteco. Diseño e implementación de módulo de recopilación de señales y módulo de retroalimentación," Tesis de Licenciatura, Universidad del Valle de Guatemala, 2018.
- [6] J. Muñoz, "Diseño de un sistema inteligente de monitoreo de ondas EEG y generador de pulsos binaurales para combatir desórdenes de sueño en los atletas," Tesis de Licenciatura, Universidad del Valle de Guatemala, 2019.
- [7] O. López, "Análisis y Reconocimiento de Patrones de Señales Biomédicas Relacionadas a las Etapas de Sueño," Tesis de Licenciatura, Universidad del Valle de Guatemala, 2020.
- [8] L. Guerrero, "Diseño e Implementación de un Sistema Generador de Pulsos Binaurales para el Estudio del Impacto de los Pulsos en la Calidad de Sueño," Tesis de Licenciatura, Universidad del Valle de Guatemala, 2020.
- [9] F. S. Luyster, P. J. Strollo, P. C. Zee y J. K. Walsh, "Sleep: a health imperative," *Sleep*, vol. 35, n.º 6, págs. 727-734, 2012.

- [10] S. A. Imtiaz y E. Rodriguez-Villegas, "An open-source toolbox for standardized use of PhysioNet Sleep EDF Expanded Database," en *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, IEEE, 2015, págs. 6014-6017.
- [11] M. M. Rahman, M. I. H. Bhuiyan y A. R. Hassan, "Sleep stage classification using single-channel EOG," *Computers in biology and medicine*, vol. 102, págs. 211-220, 2018.
- [12] C. A. Vinueza Bonilla y col., "Sistema para monitoreo de ondas cerebrales en estudios de pulsos binaurales con ritmo theta sobre los procesos cognitivos y emocionales," B.S. thesis, Quito: USFQ, 2016, 2016.
- [13] M. G. Melissa Vollrath, *The McGill Physiology Virtual Laboratory*, https://www.medicine.mcgill.ca/physio/vlab/biomed_signals/eeg_n.htm#:~:text=The%20recorded%20waveforms%20reflect%20the,amplitude%20and%20the%20slowest%20waves., [Online; accessed 30-March-2020], 2005.
- [14] J. LaRocco, M. D. Le y D.-G. Paeng, "A systemic review of available low-cost EEG headsets used for drowsiness detection," *Frontiers in neuroinformatics*, vol. 14, 2020.
- [15] B. M. Altevogt, H. R. Colten y col., "Sleep disorders and sleep deprivation: an unmet public health problem," 2006.
- [16] A. Dey, "Machine learning algorithms: a review," *International Journal of Computer Science and Information Technologies*, vol. 7, n.º 3, págs. 1174-1179, 2016.
- [17] T. O. Ayodele, "Types of machine learning algorithms," *New advances in machine learning*, vol. 3, págs. 19-48, 2010.
- [18] T. W. David Anderson Dennis Sweeney, *Estadística para negocios y economía*. Av. Santa Fe, núm. 505, piso 12 Col. Cruz Manca, Santa Fe C.P. 05349, México, D.F.: South-Western Cengage Learning, 2011.

CAPÍTULO 12

Anexos



FORMATO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PARTICIPACIÓN EN INVESTIGACIÓN

Este documento tiene el propósito de explicar todas las cuestiones relativas a la utilización y manejo de la información que se recabe durante las sesiones de evaluación y recolección de datos. Además, el de informar y solicitar su autorización para participar en el presente estudio de investigación. Léalo atentamente y consulte con el encargado de la investigación todas las dudas que tenga al respecto.

Información sobre la investigación

Nombre del estudio: Estudio del Impacto de un Sistema Integrado de Detección de Patrones de Señales Biomédicas y de Generación de Pulsos Binaurales en la Calidad del Sueño de las Personas

Lugar y fecha: Guatemala, agosto de 2021.

Número de participantes: 25.

Encargado de la investigación: Diego Alejandro Alegría Ochoa, estudiante del programa de Ingeniería Electrónica en la Universidad del Valle de Guatemala.

Propósito y objetivo del estudio

El presente estudio de investigación tiene como objetivo analizar el impacto en la calidad de sueño de un sistema de generación de pulsos binaurales integrado a un clasificador automático de etapas de sueño. Los resultados de este estudio permitirán obtener información preliminar sobre las terapias de neuro-retroalimentación y cómo estas pueden ser útiles para mitigar la privación de sueño. Esto es de mucha importancia ya que la privación de sueño contribuye en una gran parte al desarrollo de trastornos a niveles moleculares, inmunes y neurológicos.

Procedimiento

Las personas que decidan participar en la investigación recibirán un trato digno, respetuoso y atento durante todo el procedimiento, recibiendo asesoría de personal capacitado. Si usted acepta participar en este estudio, se le solicitará la utilización de un casco con electrodos de superficie no invasivos, los cuales permiten detectar actividad eléctrica del cerebro mientras usted duerme.

A continuación, se detalla la estructura del protocolo de evaluación y recolección de datos:

1. El estudio consta de una polisomnografía básica a través de un electroencefalograma el cuál se realiza preferiblemente durante la noche.
2. Antes de realizar el procedimiento de recolección de datos se realizará una evaluación conductual sobre la concepción del sueño.
3. El procedimiento consiste en la medición de la actividad eléctrica del cerebro a través de electrodos de superficie no invasivos, la colocación de audífonos inalámbricos para la escucha de los pulsos binaurales con un volumen moderado y ajustable según la necesidad tal que esto no represente incomodidades al participante.

4. Durante la recepción de la actividad eléctrica un clasificador automático predice la etapa del sueño y genera pulsos binaurales según la etapa que se detecte.
5. Al finalizar se realizará una encuesta y evaluación posterior sobre los efectos percibidos durante el estudio.

Uso y confidencialidad de los datos

Si usted decide participar en el estudio, se le garantiza que toda la información proporcionada será manejada con absoluta confidencialidad. Sus datos personales no serán publicados ni revelados a nadie. El encargado de la investigación se hace responsable de la custodia y privacidad de estos, y del riguroso cumplimiento del secreto profesional en el uso y manejo de la información obtenida. Los datos que se obtengan de su participación serán utilizados únicamente con fines científicos y académicos por el encargado de la investigación dentro del programa de Ingeniería Electrónica de la Universidad Del Valle de Guatemala.

Riesgos poco frecuentes asociados a su participación en el estudio

A pesar de la adecuada selección de la técnica y el proceso de investigación detrás de este estudio, se pueden presentar efectos no deseados. Entre estos efectos no deseados asociados al procedimiento se puede presentar:

- Irritación en la piel por el contacto con el gorro que contiene los electrodos la cuál desaparecería en horas o máximo un día.
- Dificultad para conciliar el sueño.
- Leve dolor de cabeza.

En el caso de presentarse alguna complicación asociada o no asociada al procedimiento el estudio será interrumpido de forma inmediata.

Beneficios asociados a su participación en el estudio

La deficiencia crónica de sueño, definida como el estado inadecuado o mínimo de sueño, es un factor determinante e infravalorado en lo que concierne al estado de salud, afectando de forma directa la longitud y calidad de vida de las personas. Su participación en este estudio es muy valiosa ya que los resultados servirán para explorar el tratamiento de trastornos de sueño a través de terapias de neuro-retroalimentación basada en pulsos binaurales. Con esta terapia se pretende ayudar a personas que tienen dificultad para conciliar el sueño, y personas cuyo sueño no sea reparador.

Voluntariedad

Su participación es voluntaria. Si usted decide no participar o desea retirarse del estudio en cualquier momento, aun cuando haya iniciado la evaluación, puede hacerlo ningún problema.

Declaración de consentimiento de participación

Yo, _____,
he leído el presente documento de consentimiento informado y he comprendido las explicaciones en él facilitadas acerca de la participación en la investigación. También he podido resolver todas las dudas y preguntas que he planteado al respecto. Además, comprendo que, en cualquier momento y sin necesidad de dar ninguna explicación, puedo revocar el consentimiento que ahora presento. Finalmente, he sido

informado/a de que mis datos personales serán protegidos y serán utilizados únicamente con fines científicos y académicos.

Tomando todo lo anterior en consideración y en tales condiciones, CONSIENTO participar en la investigación y que los datos que se deriven de mi participación sean utilizados para cubrir los objetivos especificados en el documento.

Declaración del encargado de la investigación

Yo, _____,
declaro no tener ningún conflicto de intereses y que he explicado la naturaleza y el objetivo de la investigación, y que el/la participante entiende en qué consiste su colaboración. He leído y explicado adecuadamente las partes del consentimiento informado. Así mismo, todas las preguntas que el/la participante ha hecho han sido contestadas de forma adecuada.

Fecha: ____/____/____

Firma de la Participante

DPI _____

Firma del Testigo

DPI _____

Firma del Investigador

DPI _____

Firma del Asesor

DPI _____

Contacto

Si tiene dudas puede comunicarse con:

Investigador

Diego Alejandro Alegría Ochoa

Teléfono: +502 5528-9474

Correo electrónico: ale15171@uvg.edu.gt

Comité de Ética en Ciencias Sociales

Universidad del Valle de Guatemala (UVG)

Teléfono: +502 2507-1500

Correo electrónico: eticaccss@uvg.edu.gt

Asesor

Dr. Luis Alberto Rivera

Departamento de Ingeniería Electrónica,
Mecatrónica y Biomédica

Universidad del Valle de Guatemala

Teléfono: +502 5385-3237

Correo electrónico: larivera@uvg.edu.gt

