

**TRABAJO FIN DE MÁSTER**

MÁSTER UNIVERSITARIO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

ANÁLISIS NEUROLÓGICO DEL TRATORNO DÉFICIT DE ATENCIÓN

**RICARDO REGUEIRO GONZÁLEZ**

2017

**TRABAJO FIN DE GRADO**

**Título: Análisis neurológico del trastorno déficit de atención**

**Autor: D. Ricardo Regueiro González**

**Tutor: D. Diego Moreno Blanco**

**Ponente:**

**Departamento: Departamento de tecnología fotónica y biongeniería.**

**TRIBUNAL:**

**Presidente: D. el nombre del presidente**

**Vocal: D. el nombre del vocal**

**Secretario: D. el nombre del secretario**

**Suplente: D. el nombre del suplente**

Fecha de lectura:

Calificación:

**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID**

**ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR**

**DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN**



**TRABAJO FIN DE MÁSTER**

**MÁSTER UNIVERSITARIO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA**

ANÁLISIS NEUROLÓGICO DEL TRASTORNO DÉFICIT DE ATENCIÓN

RICARDO REGUEIRO GONZALEZ

2017

Resumen

El proyecto que se va a desarrollar es el diseño y desarrollo de un software para el análisis de ondas electroencefalográficas. El proyecto se va a llevar a cabo dentro del “Grupo de Bioingeniería y Telemedicina” (GBT).

El objetivo principal del proyecto será el análisis y parametrización de bancos de registros de EEG (electroencefalografía) a fin de poder obtener patrones significativos que nos permitan diferenciar entre niveles de atención.

En primer lugar, se hará una evaluación del estado de arte actual, haciendo especial hincapié en los parámetros y métodos identificados en otros estudios, así como en la relevancia de los mismos.

La segunda fase consistirá en diseñar y desarrollar un algoritmo basado en los parámetros identificados en la fase anterior para tratar de discernir entre diferentes niveles de atención y concentración.

También se discutirá su posible validez para diagnóstico en la patología de déficit de atención, para lo cual se contará con la ayuda del equipo de neuropsicólogos del Institut Guttmann.

Palabras clave (Glosario)

Deben reflejar el contenido del trabajo, deberían servir para localizar el TFG mediante búsqueda bibliográfica...

Summary

No more than 500 words.

Keywords

Indice

[1 Introducción 1](#_Toc485838221)

[1.1 Presentación del trabajo 1](#_Toc485838222)

[2 Antecedentes 2](#_Toc485838223)

[2.1.1 Déficit de Atención 2](#_Toc485838224)

[2.1.2 Señales Biomédicas 6](#_Toc485838225)

[2.1.3 Potenciales de acción en las neuronas 7](#_Toc485838226)

[2.1.4 Electroencefalograma 10](#_Toc485838227)

[3 Justificación y objetivos 22](#_Toc485838228)

[3.1 Justifición 22](#_Toc485838229)

[3.2 Objetivos 23](#_Toc485838230)

[4 Metodología y Materiales 23](#_Toc485838231)

[4.1 Introducción 23](#_Toc485838232)

[4.2 Tratamiento y filtrado de las señales 24](#_Toc485838233)

[4.2.1 Filtrado de la señal 24](#_Toc485838234)

[4.2.2 Transformada Wavelet 26](#_Toc485838235)

[4.2.3 ICA 29](#_Toc485838236)

[4.2.4 EEGLAB 33](#_Toc485838237)

[5 Resultados 35](#_Toc485838238)

[6 Discusión y Conclusiones 36](#_Toc485838239)

[7 Trabajos futuros 36](#_Toc485838240)

[8 Bibliografía 37](#_Toc485838241)

# Introducción

## Presentación del trabajo

El creciente avance de las tecnologías electrónicas combinado con la era de la información han permitido que junto con la integración en la ingeniera de sistemas la sanidad conforme una nueva era para la sanidad, la conocida como la sanidad electrónica, que es objeto de interés de gobiernos mundiales debido a la proliferante crisis económica que aborda este sector.

Los principales objetivos a conseguir son el aumento de la productividad optimizando los sistemas de asistencia sanitaria y la reducción de costes. [1] [2]

Este nuevo crecimiento tecnológico o en el área de la ingeniería y su sinergia con la disciplina medica está haciendo posible la aplicación de nuevas técnicas de diagnóstico y tratamiento que reducen el tiempo invertido con cada paciente y el personal que se necesita para diagnosticarlo y tratarlo. Estos cambios tienen un impacto muy importante en la configuración de los hospitales y en general en todo el modelo asistencial. Aspectos como los procesos diagnósticos mínimamente invasivos y el aumento de la capacidad de los ciudadanos para el autocuidado tratando como objetivo conseguir que el paciente sea el eje central del modelo sanitario [3].

Es aquí gracias a este crecimiento de las tic de donde se nutre la medicina clínica y de diagnóstico para impulsar su crecimiento, la telemedicina por ejemplo para la detección precoz de enfermedades así como el mantenimiento desde el domicilio de enfermos crónicos, esto tiene como consecuencia un reducción del número de consultas con el especialista y por otro lado la anticipación del diagnóstico reduce el gasto medico así como los episodios graves en la dolencia.

En esta línea de trabajo se enmarca precisamente este proyecto, orientado a la prospección de diagnóstico para el Síndrome del déficit de atención, así como su estudio para poder posteriormente intentar minimizar su efecto.

Un trastorno que constituye un problema en el desarrollo de la formación desde la niñez y que arrastra las consecuencias en la edad adulta, constituyendo un problema de salud de primera magnitud, especialmente por su alta prevalencia, estimada en un 3-7% de la población infantil, lo que representa un 50% de la población clínica de los trastornos psiquiátricos. [4] [5]

Esta elevada prevalencia, unida en ocasiones al mal diagnóstico y al escaso tratamiento, ha motivado la intención de desarrollar un sistema que sea capaz de la detección de esta patología, así como del seguimiento de su evolución, para poder realizar un tratamiento efectivo.

# Antecedentes

### Déficit de Atención

El Trastorno por Déficit de Atención e Hiperactividad (TDAH) se define como un desorden conductual que se caracteriza por un patrón persistente de comportamientos problemáticos que reflejan desatención y desinhibición conductual (impulsividad e hiperactividad) que no se explica por cualquier otro trastorno del desarrollo, del pensamiento o afectivo. La sintomatología interfiere con el funcionamiento del paciente en por lo menos dos ambientes distintos (casa, escuela, trabajo, etc.). De acuerdo a la *American Academy of Pediatrics* (AAP), el TDAH es el desorden neuro-comportamental más común en la niñez, con un estimado del 3% al 7% de prevalencia en edad pediátrica a nivel mundial.

Desde hace más de 100 años se describen en la bibliografía niños con patrones de conducta similares a lo que actualmente se denomina TDAH. En la práctica clínica, los niños con TDAH se identifican por manifestar, como síntomas principales, la hiperactividad, la impulsividad y la falta de atención. La intensidad de cada síntoma puede variar en cada niño significativamente.

El TDAH se define como un trastorno del desarrollo del autocontrol conformado por dificultades en el intervalo de atención y el control de impulsos, acompañado o no de exceso de actividad motora. Estos síntomas deben estar presentes antes de los 7 años de edad y causar suficiente deterioro e interferencia en las actividades diarias del niño. Se denomina trastorno por hiperactividad cuando el exceso de actividad se mantiene a lo largo de las 24 horas del día e interfiere en la actividad cotidiana: relaciones sociales, trabajo, estudios, etc.

En su evolución natural, los síntomas pueden persistir en la edad adulta; se han descrito los problemas consecuentes especialmente en la adolescencia e incluso ser un factor de riesgo para, posteriormente, poder presentar problemas psiquiátricos y conductas antisociales, y se ha descrito la necesidad de mantener la medicación a largo plazo [6]

Los efectos secundarios del TDAH pueden ser extremadamente perjudiciales. Los niños con TDAH están expuestos frecuentemente a años de respuestas negativas por su comportamiento y sufren una desventaja social y educativa. Esta dificultad, en la mayoría de los casos, es persistente, se mantiene más o menos estable a lo largo de la edad infantil y en un porcentaje no despreciable en la etapa adulta. [7]

Sin embargo, los síntomas del TDAH son comunes a la población general y se representan como un continuo (en el cual los límites de la normalidad se establecen de una forma relativamente arbitraria, a partir, por ejemplo, de una desviación estándar y media o dos con respecto a la media), de modo que podríamos decir que se trata de los extremos de un comportamiento normal. Por tanto, no es la presencia del síntoma en sí (inatención, hiperactividad, impulsividad) lo que determina la disfuncionalidad, sino la intensidad y la frecuencia con la que se da con respecto a la edad de desarrollo del niño y a su contexto, y sobre todo por la repercusión que tiene en el funcionamiento diario del individuo [8]. A esto hay que añadir que existen muchos otros trastornos o enfermedades, tanto médicas como psíquicas o del comportamiento, que se pueden presentar con los síntomas diana del TDAH. Para complicar más el tema, muchos de estos trastornos se asocian al TDAH con una frecuencia muy superior a la esperada en la población general [9]. La tipificación en subtipos (‘inatento’, ‘hiperactivo/impulsivo’, ‘combinado’) arroja más confusión, especialmente el subtipo inatento, que a menudo no concuerda con el conocimiento general que tienen los profesionales sobre el TDAH.

Existe, por tanto, una gran controversia en la misma comunidad científica sobre las dimensiones reales de este trastorno, que aún hoy en día continúa sin ninguna prueba diagnóstica patognomónica y cuyos criterios definitorios se siguen debatiendo.

Como principales motivos de consulta, la excesiva actividad motora y las dificultades en el rendimiento escolar son los que llevan a los padres a solicitar ayuda. El mejor conocimiento de estos problemas por parte del profesorado y los equipos psicopedagógicos de los colegios permite un diagnóstico y orientación de forma más temprana, con mejor pronóstico a medio-largo plazo. Se diagnostica mejor y en mayor número a medida que padres, profesores y pediatras van teniendo mejor conocimiento de este trastorno, y cada vez es mayor el porcentaje de niños remitidos a la consulta de neuropediatría, aunque en ocasiones consultan por otros motivos: tics, trastornos del sueño, cefalea..., se ha enfatizado este último síntoma como causa de consulta encubierta del TDAH. Respecto a la asociación de TDAH y epilepsia, [10] revisaron 175 niños con epilepsia y evidenciaron que estos niños presentaban un mayor riesgo y síntomas de TDAH, especialmente de las características del subtipo inatento.

Las técnicas de diagnóstico actuales son obsoletas e ineficientes, el diagnóstico se basa en la historia clínica y la observación, y se apoya en datos neurofisiológicos; no existen en la actualidad marcadores biológicos o psicológicos patognomónicos.

Etiológicamente se han implicado diversos factores, entre los que destacan los factores ambientales (toxicidad producida por altos niveles de plomo, complicaciones en el embarazo, parto, alergias alimentarías…), los factores genéticos y familiares de carácter poligénico o, al menos, el producto de la interrelación de un número de genes de los cuales ninguno tendría un papel principal. Se ha descrito una agregación familiar, incrementándose cinco o seis veces su frecuencia en personas que tienen parientes de primer grado afectos [11] ; existe una concordancia del 51% en gemelos monocigotos y del 33% en dicigotos.

En este sentido, la efectividad de los estimulantes ha orientado la búsqueda de genes en la vía dopaminérgica; actualmente se realizan estudios en familias que presentan más de un individuo afecto por generación.

Neuroanatómicamente, las últimas investigaciones apuntan a que la localización anatómica de las alteraciones conductuales se sitúan en la vía frontobasal (similitud con pacientes que tienen lesión en lóbulo frontal). Se ha implicado en la fisiopatología del TDAH el núcleo caudado y sus circuitos asociados (ganglios basales). Por otro lado, se detecta que el volumen cerebeloso es menor en niños con TDAH. El circuito anatómico implicado en la sintomatología del TDAH incluye regiones cerebrales prefrontales derechas, núcleo caudado, globo pálido y zona del vérmix cerebeloso [12].

Uno de los problemas fundamentales para su estudio científico es la inmensa variabilidad dentro de los fenotipos descritos.

A través de todos estos estudios se ha podido detectar que el TDAH no es una entidad aislada, sino que en muchas ocasiones coexiste con otros problemas neurológicos de importancia.

Así pues, existe un alto grado de comorbilidad asociada al TDAH, como tics, cefaleas, trastornos de conducta, trastornos del ánimo y epilepsia. Por ello es necesario un enfoque global e individualizado de cada paciente con sospecha de dicho trastorno.

Los estudios neurobiológicos sugieren que podría existir una inmadurez de los sistemas de neurotransmisión, en concreto de los sistemas monoaminérgicos. Existen una serie de modelos avalados por la eficacia de los fármacos utilizados en este trastorno [13]:

* **Modelo dopaminérgico**: se conoce el papel de la dopamina en la regulación del comportamiento motor, idea que se refuerza con la eficacia sobre el control de los síntomas motores de algunos fármacos con actividad dopaminérgica.
* **Modelo noradrenérgico:**reforzado por el papel modulador de los fármacos noradrenérgicos sobre funciones corticales como atención, vigilancia y funciones ejecutivas.
* **Modelo serotoninérgico:**la serotonina está implicada en los procesos reguladores del estado de ánimo y en este sentido la utilización de inhibidores selectivos de la recaptación de serotonina resulta útil en el tratamiento de los pacientes con TDAH y trastornos comórbidos, aunque pueden aumentar la impulsividad.
* **Modelo gabérgico:**el ácido gamma-aminobutírico (GABA) es un aminoácido que actúa inhibiendo la membrana postsináptica y participa de la regulación del circuito atencional subcortical, que incluye ganglios basales y sus conexiones con la corteza temporofrontal.
* **Modelo mixto:**los fármacos no actúan generalmente según un modelo aislado, sino que en la práctica generalmente actúan, en función de la dosis utilizada, sobre varios de estos mecanismos; por ejemplo, los estimulantes bloquean la recaptación de noradrenalina y dopamina.

En cuanto a los estudios neurofisiológicos, son escasos los estudios realizados en relación con el TDAH, pero hay técnicas neurofisisológicas de gran interés en la valoración global del niño con TDAH: el estudio polisomnográfico, el estudio de potenciales evocados (P300) y el electroencefalograma (EEG), que es en lo que se basa el objeto de estudio de este proyecto.

**Potenciales evocados (P300):**

El empleo de potenciales evocados en niños con TDAH se basa en que cometen más errores y son más lentos en las pruebas de atención sostenida, por lo que la respuesta cerebral a un estímulo mantenido tendría que ser peor. Durante la infancia se produce una maduración de la onda P300, de forma que la latencia se va acortando y la amplitud predomina en las regiones centroparietales, lo que constituye un marcador de desarrollo [9]. En niños con TDAH se detectan anormalidades en la configuración de la respuesta P300; existe una disminución de la amplitud como hallazgo característico del trastorno, que se correlaciona con la falta de atención, y un aumento de la latencia en relación con la hiperactividad.

Otra utilidad de los potenciales evocados se relaciona con la valoración de la efectividad o no de los psicoestimulantes, revisando estudios pre y postratamiento [10]. Podemos distinguir, por tanto, pacientes ‘respondedores’ al detectar un aumento en la amplitud y un acortamiento de la latencia de la onda P300 en respuesta al tratamiento, por lo que algunos autores preconizan la utilidad de su uso como test predictivo previo a la introducción a largo plazo de la medicación.

**Hallazgos electroencefalográficos en niños con TDAH:**

Se han realizado pocos estudios electrofisiológicos centrados en el TDAH. Entre las alteraciones del EEG descritas en la literatura que podemos encontrar en un niño con TDAH se encuentran [11]:

* Un aumento de la actividad de ondas lentas theta, junto con ausencia de actividad beta de ondas rápidas durante la realización de tareas que requieren concentración. Esta actividad de ondas lentas tenía una prevalencia mayor en las derivaciones frontales, lo cual confirma lo visto en estudios de imagen.
* En otras ocasiones se ha detectado actividad de ondas lentas que se asociaba a una cantidad menor de ondas alfa. Las ondas lentas aparecían, sobre todo, en la zona occipital.
* Paroxismos generalizados de espiga-onda lenta de 3 cm/s.
* Paroxismos generalizados de espigas o poliespigas y ondas lentas.
* Foco de espiga temporal.
* Espiga rolándica.
* Espiga occipital.
* Espiga bilateral.

Entre las diferentes técnicas empleadas para el estudio del TDAH se encuentran la neuroimagen (tomografía, resonancia magnética),estudios neuroquímicos, neurofisiológicos y tests neuropsicológicos. Una de las técnicas de investigación neurofisiológica aplicada actualmente al estudio del TDAH es la que registra la actividad eléctrica cerebral a través de los potenciales cerebrales asociados a estímulos específicos, denominados potenciales relacionados a eventos (ERPs), también llamados potenciales evocados cognitivos. Estos potenciales son registros de la actividad eléctrica del cerebro, que se generan en respuesta a un estímulo específico que puede ser auditivo, somatosensorial o visual. Se presentan como oscilaciones enmascaradas por la señal electroencefalográfica (EEG), y se describen generalmente en términos de sus magnitudes máximas y mínimas (amplitudes pico) y de su duración relativa respecto al estímulo (latencia).

El empleo de técnicas de procesamiento de señales en el análisis de la actividad cerebral mediante potenciales evocados cognitivos, podría generar una herramienta de apoyo al diagnóstico médico que pueda ser empleada en la identificación de la patología y el mejoramiento de los tratamientos que deben formularse a pacientes que presentan TDAH. Aunque la señal presenta una dinámica de cambio temporal, la cual refleja de manera directa el proceso cerebral subyacente, no se han generado metodologías de caracterización de dicha dinámica que puedan ser tenidas en cuenta por parte de los especialistas médicos en el diagnóstico y tratamiento del TDAH. El presente estudio es una primera aproximación a los requerimientos anteriormente planteados. [14]

### Señales Biomédicas

El cuerpo humano es un conjunto de multitud de procesos químicos, electroquímicos biológicos y fisiológicos que controlan el estado del medio interno (homeostasis) todos esos procesos generan muchísima información acerca del estado del cuerpo humano que suelen venir acompañados o manifestarse mediante señales que reflejan su origen y actividad, y es de este modo como nosotros podemos percibir estos procesos.

La ingeniería biomédica (IB) es la aplicación de los principios de la tecnología al campo de la medicina y biología. Este campo combina el diseño y las capacidades de resolución de problemas de la ingeniería con las ciencias médicas para avanzar en el tratamiento de enfermedades, incluyendo diagnóstico, monitorización y terapia. Es un campo de estudio relativamente reciente y la investigación y el desarrollo son por tanto de una gran importancia en el mismo.

Las señales biomédicas son observaciones de procesos fisiológicos en organismos, como por ejemplo ritmos neuronales o cardiacos, imágenes de órganos, etc. El procesamiento de estas señales consiste en el análisis de las mismas para obtener información que pueda ayudar a tomar decisiones en diversos campos de la medicina.

Dichas señales permiten al ser humano su interpretación para analizar si el comportamiento de diferentes partes del cuerpo es correcto o existe algún trastorno o anomalía que perjudica nuestra salud.

Las enfermedades y trastornos de los sistemas biológicos causan alteraciones en los procesos fisiológicos normales y provocando un mal funcionamiento del organismo. Por tanto, un proceso patológico está asociado a señales de diferente naturaleza que las normales. Si se es capaz de comprender de forma específica el sistema, será posible observar estas señales y como afectan al sistema.

El avance de las tecnologías y de la electrónica ha facilitado esta tarea, ya que ahora es posible procesar y analizar dichas señales con el fin de extraer datos que nos ayuden a comprender el funcionamiento del cuerpo así como sus patologías.

Estas señales mencionadas son llamadas señales fisiológicas, biológicas o biomédicas.

El procesamiento de estas señales posee unas características determinadas. Las señales biomédicas son registros espaciales, temporales o espacio-temporales de eventos tales como el latido del corazón o la contracción de un músculo. La actividad eléctrica, química o mecánica que ocurre durante estos eventos biológicos frecuentemente produce señales que pueden ser medidas y analizadas. En consecuencia las señales biomédicas o bioseñales contienen información que puede ser utilizada para explicar los mecanismos fisiológicos subyacentes en un evento o un sistema biológico específico. [14]

Las bioseñales pueden ser clasificadas de muchas maneras. Algunas de las formas más importantes de clasificarlas son según:

* **La fuente:** según la fuente biológica que produzca la señal o su naturaleza física, de acuerdo a esta naturaliza se distinguen señales bioeléctricas, biomagnéticas, bioquímicas, biomecánicas, bioacústicas o bioópticas.

Dentro de este bloque se pueden clasificar las señales como continuas o discretas, aunque casi todas las señales provenientes de los sistemas biológicos suelen ser señales continuas.

* **La aplicación biomédica**: la señal biomédica es conseguida y procesada con prop6sitos de diagnóstico, monitorizaci6n o de otro tipo. La clasificaci6n puede ser realizada de acuerdo con el campo de aplicación, por ejemplo cardiología o neurología.
* **Las características de la señal:** desde el punto de vista del análisis de la señal, éste es el método de clasificación más relevante. Cuando el propósito fundamental es el procesamiento, no es relevante cual es la fuente de la señal o a que sistema biomédico ésta pertenece; lo que es primordial son las características de la señal. [15] [16]

Otra manera de clasificar dichas señales es la siguiente, atendiendo a su descripción matemática en cuatro tipos: deterministas, estocásticas, fractales y caóticas, y según su origen en eléctricas, acústicas, mecánicas, biomagnéticas, ópticas, bioquímicas, impedancias e imágenes.

Las señales de tipo estocástico son aquellas para las cuales es imposible predecir su valor futuro incluso conociendo valores pasados debido a la presencia de componentes aleatorios. Normalmente las señales biomédicas son de este tipo por diversas razones, tales como el ruido generado por los instrumentos de medición o por la propia naturaleza aleatoria de las mismas. Una parte importante de las señales biomédicas son las de tipo bioeléctrico, las cuales pueden ser debidas a actividad espontánea o a como respuesta a un estímulo.

Entre las que se originan por actividad espontánea destacan el electroencefalograma (EEG), el electrocardiograma (ECG), el electrograma (EG), el electromiograma (EMG), el electroneurograma (ENG), el electrooculograma (EOG) y el electroretinograma (ERG).

En este proyecto la señal biológica sobre la que va a centrarse el estudio será sobre la señal proveniente de la actividad eléctrica del cerebro y estudiad mediante el electroencefalograma (EEG).

### Potenciales de acción en las neuronas

La señal biológica que se va a estudiar a lo largo del documento es la proveniente de la actividad eléctrica de las neuronas por lo tanto es preciso explicar previamente el origen de dicha actividad eléctrica.

El cerebro está formado por unas células llamadas neuronas, muy diferentes del resto, puesto que este no se reproducen, es decir, no realizan ni mitosis ni meiosis, pero en cambio poseen una gran conectividad, llamada meiosis.

Hay dos tipos de sinapsis: química y eléctrica.

La sinapsis química se produce entre neuronas separadas y mediante productos llamados neurotransmisores.

La eléctrica se debe al intercambio de iones entre neuronas, en el caso de los animales, de iones de sodio y potasio. La transmisión de los iones se realiza mediante las uniones de hendidura. Son transmisiones más rápidas, ya que se realizan por las mencionadas uniones, también llamados conductos gap. [17]

Los primeros en modelar este proceso fueron Hodgkin-Huxley, para la generación del potencial de acción del nervio, es uno de los modelos matemáticos más exitosos de un proceso biológico complejo que ha sido formulado.

El punto de partida del modelo original es que la membrana nerviosa (específicamente, la membrana del axón del calamar, que en este caso fue el objeto de estudio) contiene tres tipos de canales iónicos. El primero, conocido como canales de fuga, tiene una conductancia relativamente baja que no cambia. Aunque su conductancia general es baja, es mayor a los iones de potasio (K) que a los de sodio (Na). Los canales de fuga son los principales responsables del potencial de membrana en reposo. Los dos tipos restantes de canales iónicos, que son los responsables de generar el potencial de acción, son ambos dependientes de la tensión, es decir, sus conductancias dependen de la tensión a través de la membrana. Hay un conjunto de canales dependientes del voltaje que son específicamente permeables a los iones Na, y otro conjunto específicamente permeable a los iones K. [18]

Cada canal dependiente del voltaje se puede representar como un túnel con un pequeño número de puertas dispuestas una tras otra dentro de él. Para que el canal individual esté abierto y permita que los iones fluyan, todas las puertas dentro de ese canal deben estar abiertas simultáneamente. Si incluso una puerta está cerrada, entonces todo el canal está cerrado.

Las puertas individuales se abren y cierran aleatoriamente y con bastante rapidez, pero la probabilidad de que una puerta esté abierta (la probabilidad abierta) depende del voltaje a través de la membrana. En términos moleculares, se piensa que las puertas actúan como partículas portadoras de carga, y por lo tanto la posición que ocupa dentro de la membrana, que determina si están abiertas o cerradas, es afectada por el potencial eléctrico a través de la membrana (el voltaje).

Las puertas del canal caen en una de dos clases; Las puertas de activación tienen una probabilidad abierta que aumenta con la despolarización, mientras que las puertas de inactivación tienen una probabilidad abierta que disminuye con la despolarización. La probabilidad de que una puerta esté abierta en cualquier momento es conocida como la variable de activación para esa puerta. Dado que la variable de activación define la probabilidad de que una sola puerta de esa clase esté abierta, también define la proporción de puertas en la población total de esa clase que están abiertas. Además de diferir en cómo cambian sus variables de activación con voltaje, las clases de puerta también difieren en la velocidad a la que cambian sus variables de activación cuando cambia el voltaje. [19]



Figura 1 Potencial de membrana

**Canal de sodio:**

El modelo HH propone que cada canal Na contiene un conjunto de 3 puertas de activación idénticas que responden rápidamente (las puertas m) y una única puerta de inactivación que responde más lentamente (la puerta h). Por convención, la variable de activación para las m-puertas es conocida como m, y la variable de activación de las h-puertas es conocida como h. Estas dos clases de puertas en combinación explican el aumento transitorio de la conductividad de Na que resulta de la despolarización de la membrana. La forma en que esto funciona es la siguiente.

En el potencial de reposo, la puerta h está abierta, pero las puertas-m están cerradas, y por lo tanto el canal en sí está cerrado (al menos, este es el estado más probable de las cosas, ya que las puertas abren y cierran probabilísticamente el estado exacto De cualquier puerta no se puede predecir con absoluta certeza). Si la membrana es entonces despolarizada, las m-puertas se abren rápidamente, y durante un tiempo el propio canal está abierto o activado. A continuación, la compuerta h se cierra, y por lo tanto el canal se cierra, aunque la membrana está aún despolarizada. El canal está ahora en el estado inactivo. Si la membrana está ahora repolarizada, las m-puertas se cierran rápidamente. En este punto, si la membrana es nuevamente despolarizada, las m-puertas se abren, pero la puerta h, que aún no ha reabierto en respuesta a la repolarización anterior, permanece cerrada, y por lo tanto el mismo canal no se reabre. Esta es la base del período refractario absoluto del potencial de acción. Finalmente, si la membrana se repolariza, las m-puertas se cierran y si la membrana se mantiene repolarizada durante algún tiempo, la puerta-h se reabre (des inactivación). El canal está ahora de nuevo en su condición original; Cerrado, pero listo para abrir en respuesta a la despolarización.

**Canal de potasio:**

El canal K es algo más simple. Contiene una única clase de puerta que consta de 4 puertas de activación individuales (las n-puertas), que responden más lentamente que las puertas de activación del canal Na. Así, si la membrana se despolariza, las n-puertas se abren (lentamente) y el canal K se abre. El canal permanece abierto durante el tiempo que la membrana permanezca despolarizada. Cuando la membrana se repolariza, las n-puertas, y por lo tanto el canal K, se cierran lentamente. La velocidad relativamente lenta a la que los canales K cierran significa que hay una conductancia elevada de K durante algún tiempo después de un potencial de acción, y esto puede causar una hiperpolarización posterior que es parcialmente responsable del período refractario relativo. [20]

El electroencefalograma mide la transmisión del impulse nervioso entre las neuronas, es decir, el intercambio de iones que da lugar al potencial de acción controlado por las bombas de sodio potasio descritas, que son las que marcaran la diferencia de potencial entre el interior y el exterior de la membrana celular.

### Electroencefalograma

El EEG (electroencefalograma), consiste en la realización de un examen que permite medir la actividad eléctrica en el cerebro. Esta corriente eléctrica es generada en las neuronas. Dado que los impulsos eléctricos emitidos por el cerebro son de muy baja intensidad, se han de amplificar mediante el electroencefalógrafo para poderlos registrar y representar en forma de ondas variantes en amplitud y tiempo, lo que permite interpretar la actividad eléctrica de distintas áreas cerebrales en un lapso temporal determinado. [21]

En un análisis electroencefalográfico, se mide la actividad en situación basal o bien durante algunos métodos de activación (estímulos externos). En ocasiones, dependiendo del paciente o de la posible patología a analizar, será conveniente registrar la actividad del cerebro durante el sueño. Este examen lo realiza un técnico especialista en electroencefalografías (EEG) en una consulta médica, en un hospital o en un laboratorio, aunque actualmente existen equipos comerciales de sencillo uso, que permite la lectura de la actividad eléctrica cerebral únicamente con la colocación del dispositvo en la cabeza. Cabe destacar que la precisión que dan estos dispositivos de uso comercial es mucho mas inferior a la de los equipos convencionales usados por el equipo medico.

Tiempo atrás los registros se realizaban en papel. Actualmente se utiliza la tecnología digital, que permite un mayor y mejor almacenamiento y análisis de los registros. Esto facilita, además, la realización de electroencefalogramas de 24 horas, e incluso de varios días de duración. [22]

El electroencefalograma es un procedimiento diagnóstico muy seguro y prácticamente exento de riesgos. Podría darse el caso, muy raro, de personas que son alérgicas a las sustancias con las que han de entrar en contacto al realizarse esta prueba, como la pasta conductora de la electricidad, el metal de los electrodos o el material con que está fabricado el casco de malla. En estos casos podría estar contraindicada esta exploración. Aparte de la sensación extraña que puede causar el tener una serie de electrodos adheridos al cuero cabelludo, el registro electroencefalográfico no causa la más mínima molestia, ni siquiera genera ninguna sensación. Los electrodos no transmiten electricidad al organismo, sino que captan y registran la que se produce en el cerebro.

En personas con epilepsia o trastornos convulsivos conocidos o sospechados podría desencadenarse una crisis al realizar las maniobras de estimulación de hiperventilación y fotoestimulación. De todas maneras, el hecho de que se produzca esa crisis confirma ya de por sí el diagnóstico y, por otra parte, el profesional que realiza la prueba está preparado para atender y solucionar la situación. [23] [24]

**Antecedentes:**

Desde el siglo XIX ya se realizaban experimentos en los que se detectaba las corrientes eléctricas cerebrales en monos, pero era necesario abrir el cerebro. Con el tiempo esto se mejoró para poder medir estos impulsos a través del cráneo (mejora de electrodos).

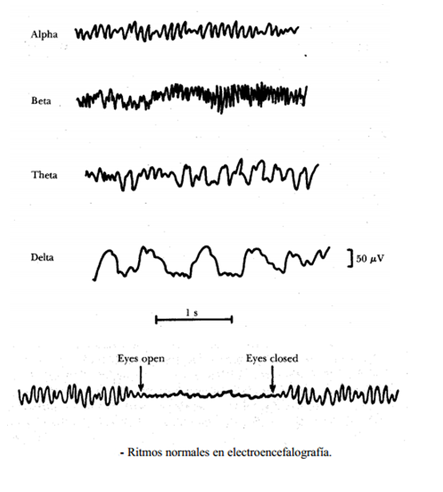
En 1912 Vladimir Vladimirovich Pravdich-Neminsky publicó el primer EEG y potenciales evocados de perros. En 1920 el doctor alemán, Hans Berger, comenzó sus estudios de electroencefalografía en humanos.

Gracias a esto pudieron identificar los ritmos normales y patológicos de la actividad cerebral. Las ondas que podemos encontrar en ritmos normales pueden darse en dos momentos de actividad, como son la vigilia o el sueño. Las características medibles en cada uno se explican a continuación:

* Vigilia: Existen distintos tipos de onda
  + Ondas alfa (8-13 Hz). Se registran en sujetos normales despiertos, sin ninguna actividad y con los ojos cerrados, localizándose en la zona occipital. Su amplitud está comprendida entre 20 y 200 uV.
  + Delta (0-4 Hz). Se presentan durante el sueño profundo, en la infancia y en enfermedades orgánicas cerebrales graves.
  + Beta (14-60 Hz). Se registran fundamentalmente en las regiones parietal y frontal.
  + Theta (4-7 Hz). Se presentan en la infancia, aunque también pueden presentarlas los adultos en periodos de estrés emocional y frustración. Se localizan en las zonas parietal y temporal.

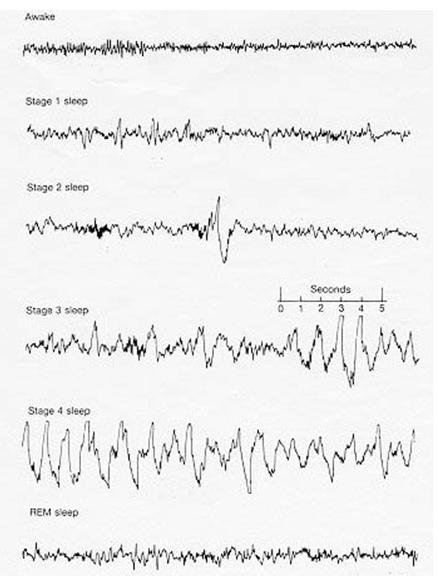
Pueden utilizarse varios métodos de activación, para la estimulación cerebral de distintas áreas del cerebro a través de diferentes estímulos externos que ocasionan actividad en secciones concretas de la corteza cerebral. Como ejemplos de métodos de activación tenemos la hiperpnea, la estimulación luminosa intermitente, estimulación visual o auditiva o la estimulación nociceptiva entre otras. [25]

Podemos apreciar los distintos tipos de ondas cerebrales, mencionados anteriormente, en la siguiente imagen:



* Sueño: tienen lugar cambios cíclicos en la actividad cerebral. Se da actividad REM y no REM (NREM) que se divide en 5 fases:
  + NREM Fase I:
    - Frecuencia 4-8 HZ
    - Amplitud (µV): 50-100
    - Tipo de onda: Theta
  + NREM Fase II:
    - Frecuencia: 4-15 Hz
    - Amplitud (µV): 50-150
    - Tipo de onda: se muestran periodos de actividad theta, husos del sueño y complejos K.
  + NREM Fase III (sueño profundo):
    - Frecuencia: 2-4 Hz
    - Amplitud (µV): 100-150
    - Tipo de onda: ondas en huso y ondas delta lentas
  + NREM Fase IV (sueño profundo):
    - Frecuencia: 0.5-2 Hz
    - Amplitud (µV): 100-200
    - Tipo de onda: ondas en huso y ondas delta lentas
  + REM (Rapid Eye Movement):
    - Frecuencia: 15-30 Hz
    - Amplitud (uV): < 50

Las distintas fases analizadas previamente, pueden visualizarse en la siguiente representación:



El electroencefalograma fue hace tiempo el método de diagnóstico usado para la detección de tumores, accidentes cerebrovasculares y otros trastornos cerebrales, pero con la implantación de las técnicas de imagen como la resonancia magnética (RM) y la tomografía computarizada (TC), su demanda disminuyó. A pesar de esto, el EEG sigue siendo una valiosa herramienta, especialmente en casos donde se requiere una resolución temporal de milisegundos, lo que no es posible con la TC o la RM. Los sistemas de EEG también tienen ventajas significativas sobre el equipo de RM y TC en términos de coste y espacio. [26] [27]

**Técnica de realización del eeg:**

Para llevar a cabo la realización de esta prueba y la adquisición de la señal eléctrica del cerebro existen diferentes técnicas o procedimientos:

Los electrodos tienen un papel vital a la hora de la realización de una medición de un electroencefalograma ya que son los encargados de obtener la señal de los potenciales cerebrales, la actividad cerebral puede captarse por diversos procedimientos

* En la base del cráneo.
* Sobre el cuero cabelludo.
* En cerebro expuesto.
* En localizaciones cerebrales profundas.

Para captar la señal se utilizan diferentes tipos de electrodos:

* Electrodos superficiales: Se aplican sobre el cuero cabelludo.
* Electrodos basales: Se aplican en la base del cráneo sin necesidad de procedimiento quirúrgico.
* Electrodos quirúrgicos: para su aplicación es precisa la cirugía y pueden corticales o intracerebrales.

**Tipos de electrodos:**

Superficiales: Existen varios tipos:

* Adheridos. Son pequeños discos metálicos de 5 mm de diámetro. Se adhieren con pasta conductora y se fijan con colodión que es aislante. Aplicados correctamente dan resistencias de contacto muy bajas (1-2 kilo ohmios).
* De contacto. Consisten en pequeños tubos de plata clorurada roscados a soportes de plástico. En su extremo de contacto se colocan una almohadilla que se humedece con solución conductora. Se sujetan al cráneo con bandas elásticas y se conectan con pinzas de «cocodrilo». Son de colocación muy fácil, pero incómodos para el paciente. Por esto no permiten registros de larga duración
* En casco de malla .De introducción reciente. Los electrodos están incluidos en una especie de casco elástico. Existen cascos de diferentes tamaños, dependiendo de la talla del paciente. Se sujetan con cintas a una banda torácica. Como características más importantes presentan la comodidad de colocación, la comodidad para el paciente en registros de larga duración, su gran inmunidad a los artefactos y la precisión de su colocación, lo que los hace muy útiles en estudios comparativos, aunque para sacar provecho de esta característica es precisa una técnica muy depurada.
* De aguja. Su uso es muy limitado; solo se emplea en recién nacidos y en UCI. Pueden ser desechables (de un solo uso) o de uso múltiple. En este caso, su esterilización y manipulación deben ser muy cuidadosos. Todos los electrodos descritos hasta aquí registran solamente la convexidad superior de la corteza. Para el estudio de la cara basal del encéfalo se utilizan electrodos especiales como el faríngeo, el esfenoidal, y el timpánico.
* Quirúrgicos. Se utilizan durante el acto quirúrgico y son manipulados exclusivamente por el neurocirujano. Pueden ser dúrales, corticales o intracerebrales.

Existe una nomenclatura de los electrodos, que obedece a la región cerebral sobre la que yacen y una numeración que va de menor a mayor, empezando desde áreas anteriores hacia posteriores y, correspondiendo los números impares al lado izquierdo y los pares al derecho.

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| Área cerebral | Hemisferio izquierdo | Línea media | Hemisferio derecho |
| Frontopolar | FP1 |  | FP2 |
| Frontal | F3 | Fz | F2 |
| Temporal Medio y Parietal | T3 P3 | Pz | T4 P4 |
| Temporal posterior y Occipital | T5 O1 |  | T6 O2 |

La colocación de electrodos sobre el cuero cabelludo está sujeta a un sistema internacional o sistema 10-20, denominado así porque los electrodos están espaciados entre el 10% y el 20% de la distancia total entre puntos reconocibles del cráneo. Estos puntos clave, a partir de los cuales se realizan las medidas, son:

* Nasión indentación entre frente y nariz.
* Inión; protuberancia occipital.

Se mide la distancia entre el nasión y el inión pasando por el vertex. El 10% de esta distancia sobre el nasión señala el punto Fp (Frontal Polar). El 10% de esta distancia sobre el inión señala el punto O (Occipital)

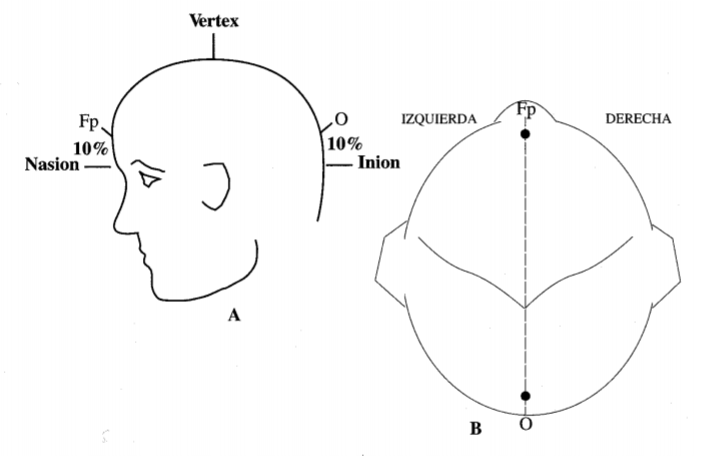


Figura 2A. Vista de perfil. B. Vista superior. Fp, punto frontal polar; O, punto occipital.

Entre los puntos FP y O se sitúan otros tres puntos espaciados a intervalos iguales (entre cada dos el 20/o de la distancia nasión - inión). Estos tres puntos son, de delante hacia atrás, el Fz (Frontal) el Cz (Central o Vertex) y el Pz (Parietal). No deben confundirse Fz, Cz o Pz cuyos subíndices significan «cero» («zero» en inglés) con la letra «O» referente a los electrodos occipitales

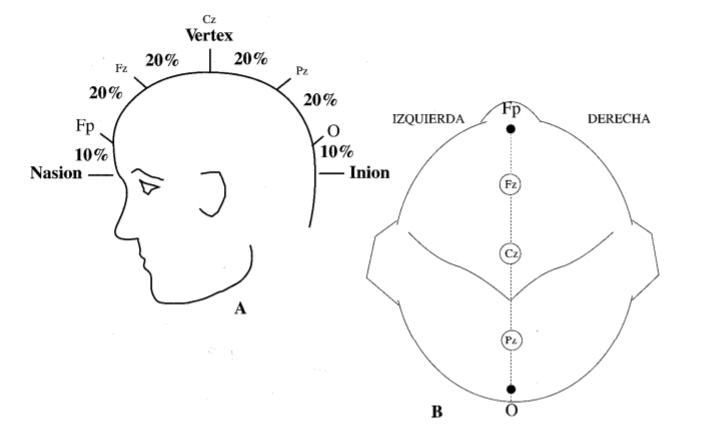


Figura 3A. Vista perfil. B. Vista superior. Fz, punto frontal; cz, punto central; Pz, punto parietal.

Punto preauricular; delante del trago de cada pabellón de la oreja. Se mide la distancia entre los puntos preauriculares (situados por delante del pabellón auditivo) pasando por el vertex (Cz). El 10% de esta distancia marca la posición de los puntos temporales mediales, T3 (izquierdo) y T4 (derecho)

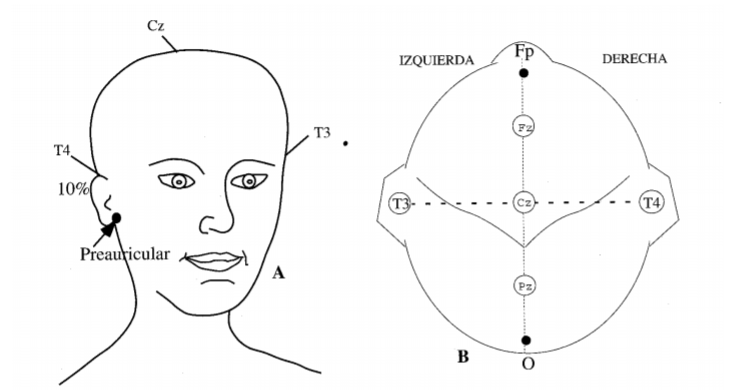


Figura 4 Medición coronal lateral. A. Vista frontal. B. Vista superior. Situación de los electrodos T3

Un 20% de la medida por encima de los puntos temporales medios se colocan los electrodos C3 (izquierda) y C4 (derecha). El vertex es ahora el punto de intersección entre la línea anteroposterior y la línea coronal lateral

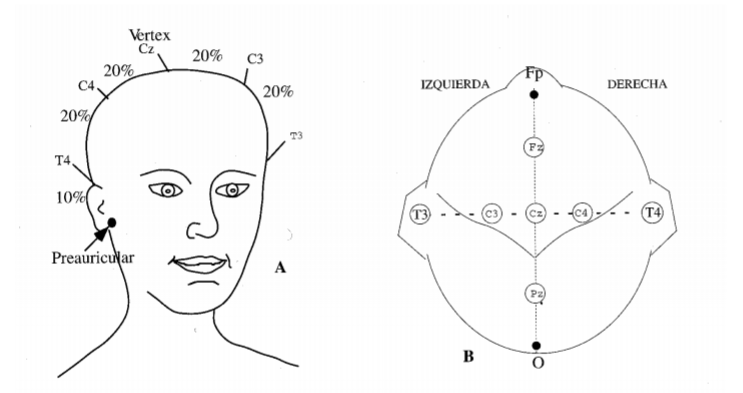


Figura 5A. Vista de frente. B. Vista superior. Situación de los electrodos C3 y C4

Los electrodos F3 y F4 (Izquierda y derecha, respectivamente) están situados de forma equidistante entre el punto frontal medio (Fz) y la línea de electrodos temporales

Los electrodos P3 y P4 (izquierda y derecha, respectivamente) equidistan entre el punto P medio y la línea de los electrodos temporales

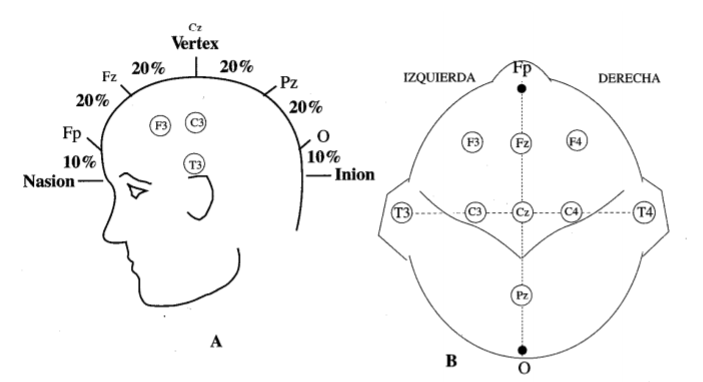


Figura 6 A. Vista de perfil. B. Vista superior. Situación de los electrodos F3, F4,P3 y P4

Se mide la distancia entre el punto medio Fp y el punto medio O a través de T3. El 10% de esta distancia a través de Fp corresponde a los electrodos FP1 y FP2. El 10% de esta distancia a través de O corresponde a los electrodos O1 y O2. El electrodo F7 (y el F8) se sitúa equidistante entre los puntos FP1 (ó FP2) yquote T3 (ó T4). El electrodo T5 (y el T6) se sitúa en la línea media entre T3 (ó T4) y O1 (ó O2) (fig. 14).

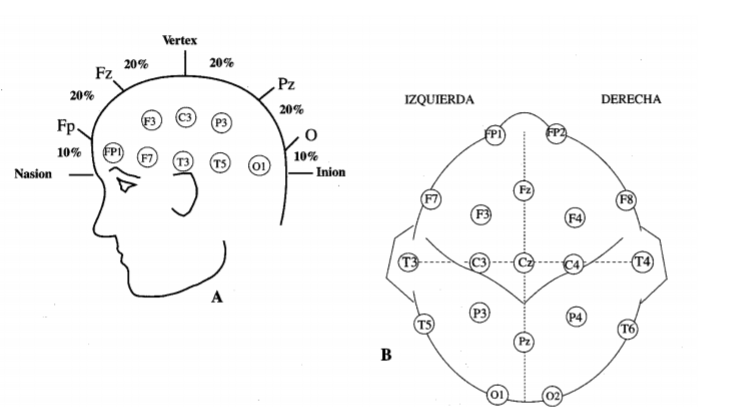


Figura 7A. Vista de perfil. B. Vista superior. Situación de los electrodos F7, F8, T5, T6, FP1, P2,

A un 10% de los temporales T3 y T4 se sitúan los electrodos auriculares Al y A2 respectivamente

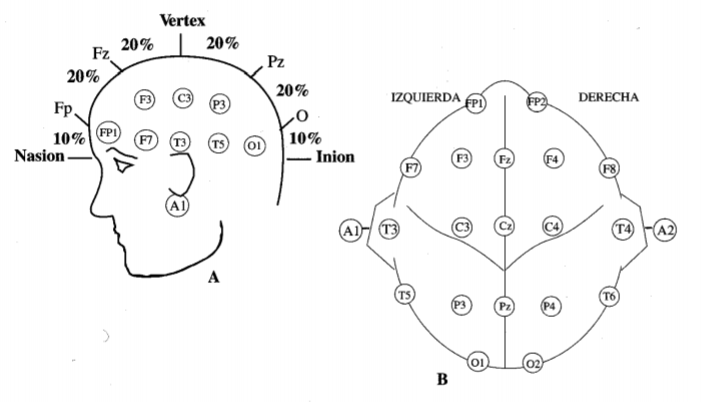


Figura 8 A. Vista de perfil. B. Vista superior. Situación de los electrodos A1 y A2.

Como regla general, los electrodos del lado izquierdo llevan numeración impar mientras que los del lado derecho la llevan par. Además, como ya se dijo, los electrodos de la línea media reciben el subíndice «z» (por «zero», cero en inglés). [28]

Actualmente se utilizan unos gorros que llevan incorporados electrodos, y se coloca directamente sobre la cabeza del paciente. Mediante una jeringa y una aguja con punta roma, se introduce en cada uno de los electrodos un gel conductor que facilita la recepción de la señal a través del cuero cabelludo. Los electrodos se unen en un conector y éste, a su vez, conecta con el cabezal del EEG (lugar donde se recoge la actividad eléctrica de cada electrodo). [29]

De aquí se envía la señal al sistema de amplificadores del aparato central del EEG para su trascripción.

El número de electrodos depende de los canales con los que se quiera realizar la prueba y por lo tanto la precisión que esta tendrá, suelen oscilar entre 32,64 y 128 canales. [30]

**TIPOS DE MONTAJES**

Se define montaje como el conjunto de derivaciones que se utilizan para la prueba, actualmente se utilizan dos tipos de montaje: bipolares y monopolares o referenciales.

**Montaje monopolar:**

En los Registros Monopolares o Referenciales se toma la señal de cada uno de los electrodos independientemente de la de los demás. En esta situación el electrodo de registro de llama electrodo activo y el segundo cable de entrada al equipo se toma de un electrodo llamado de Referencia

Teóricamente este electrodo debe estar situado a potencial cero, aunque ésto en la práctica real nunca hay seguridad de que sea posible de conseguir. Por ésto se emplean referencias aproximadas como son el uso de electrodos en el lóbulo de la oreja, en el mentón o en el mastoides. Otra forma de conseguir un electrodo referencial consiste en reunir todos los demás electrodos entre sí, con lo cual tendremos un punto cuyo potencial será la suma de los potenciales de cada uno de ellos dependiendo del número de canales disponibles.

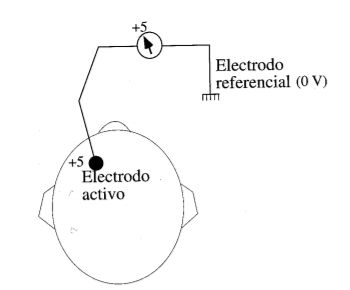


Figura 9 Montaje registro monopolar

**Montaje bipolar:**

En los Registros Bipolares se toman parejas de electrodos, dos a dos y se registran las diferencias de tensión entre cada par de puntos. Los dos electrodos de cada pareja son activos.

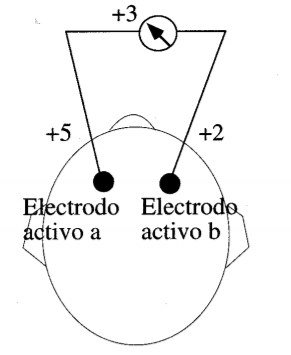


Figura 10 Esquema de un montaje para un registro bipolar

De acuerdo con lo anterior es posible realizar un número enorme de registros bipolares diferentes, tantos como parejas diferentes de electrodo, tomadas en grupos de 8, de 12, de 16, 32,64... (Según el número de canales disponibles para registro simultáneo). Por supuesto, este número de combinaciones es enorme y por otra parte, muchas de las combinaciones posibles no rendirían información de interés. Por esta razón es preciso seleccionar, de entre todas las posibles, las combinaciones más interesantes. Cada una de las combinaciones seleccionadas se llama un Montaje.

Los montajes también han sido clasificados por la “Federación Internacional de EEG y Neurofisiologia” en Longitudinales y Transversales

En los Montajes Longitudinales se registra la actividad de pares de electrodos dispuestos en sentido anteroposterior de cada mitad del cráneo. En los Montajes Transversales se realizan registros de pares de electrodos dispuestos transversalmente según los planos sagitales anterior, medio o posterior. [31] [32]

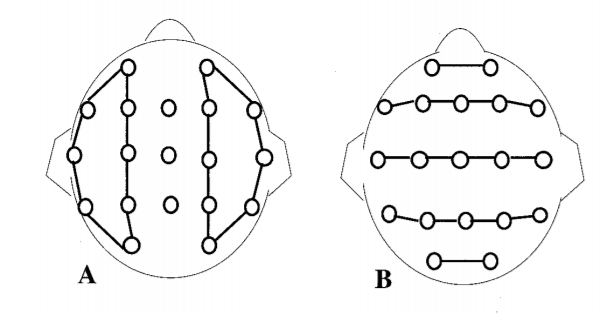


Figura 11 Esquema de un montaje A. longitudinal bipolar, B. transversal bipolar. Cada segmento

Existen unas reglas convencionales dentro de la electroencefalografía para la elaboración de un registro de EEG que son [31]:

* Los montajes deben de ser tan simples como sea posible.
* Registrar como mínimo 8 canales.
* Utilizar el sistema diez-veinte para colocación de electrodos.
* Cada sesión rutinaria de registro EEG debe incluir como mínimo un montaje de los tres tipos principales: referencial, longitudinal bipolar y transversal bipolar.
* Todos los montajes llevan a un lado de cada canal, la nomenclatura de los electrodos que constituyen dicho canal.
* Un canal es utilizado para la monitorización simultánea de electrocardiograma (EKG).

**Características de la actividad cerebral**

La actividad cortical recogida en el EEG, se compone de un número variado de ondas que aparecen aisladas o en grupos (ritmo). Estas ondas, se diferencian unas y otras por los siguientes parámetros:

* **Frecuencia**: número de veces que aparece un tipo de onda formando parte de un ritmo. Se expresa en ciclos por segundo o Herzios (Hz) estableciéndose las siguientes bandas de frecuencia:
* Delta: actividad de menos de 0.5 a 4 Hz.
* Theta: actividad de 4 a 7.5 Hz.
* Alfa: actividad de 8 a 13 Hz.
* Beta: actividad de 14 Hz hasta los 26 Hz.
* Gamma: actividad de más de 26 Hz.

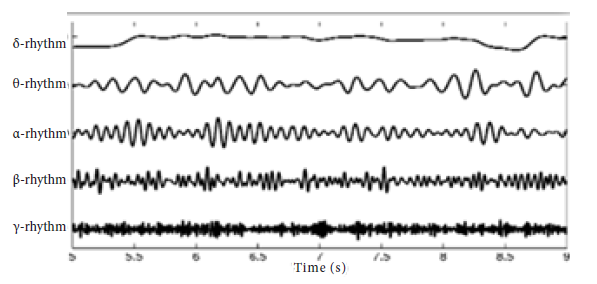


Figura 12: Ejemplo medición de las ondas cerebrales

A fin de explicar en base a la frecuencia de manera más detalladas las características de estas ondas; Las señales obtenidas a través de un EEG, se pueden descomponer en 5 ondas: [35]

* **Delta**: Estas ondas van de 0,5 a 4 Hz. Son las ondas más lentas y están presentes mientras una persona duerme. La producción de estas ondas en el estado de vigilia, se relaciona con los defectos físicos en el cerebro. El movimiento físico puede causar ondas delta artificial, pero con un análisis instantáneo, solo por observación de los registros EEG primarios esto puede ser verificado o descartado.
* **Theta**: Fluctúa entre 4 y 7,5 Hz, están vinculados a la ineficiencia y el soñar despierto. Además suelen relacionarse con el acceso a material inconsciente del cerebro y estados de profunda meditación. Las ondas de frecuencias más bajas de theta representan la delgada línea entre estar despierto o en estado de sueño. Theta surge de la tensión emocional, especialmente de la frustración o la decepción. Los altos niveles de theta se consideran anormales en los adultos, y además se las relaciona con el trastorno por déficit de atención con hiperactividad.
* **Alfa**: Oscilan de 8 a 13 Hz, son más lentas y asociadas con la relajación y desconexión. Pensar en algo pacifico con los ojos cerrados da un aumento de la actividad alfa. De alguna manera, las ondas alfa indican un estado relajado de conciencia, sin atención o concentración.
* **Beta:** Están en la gama de frecuencias de entre 14 y 26 Hz, pero a menudo se las divide en beta bajo y beta alto para conseguir un análisis más específico. Las ondas son pequeñas y rápidas, asociadas con la concentración enfocada. Cuando se resiste o suprime el movimiento, o al resolver una tarea matemática existe un aumento de la actividad de las ondas beta. Un estado de pánico también puede provocar el incremento en el nivel de las ondas beta.
* **Gamma**: Estas ondas están en el rango de frecuencias mayores a 30 Hz. Su amplitud es muy pequeña, y su ocurrencia es rara, por lo que se las relaciona con ciertas enfermedades del cerebro. Se cree que refleja el mecanismo de la conciencia.

Las ondas beta y gamma juntas han sido asociadas con la atención, la percepción y la cognición.

Generalmente, un EEG tiene una resolución espacial muy pobre y una baja relación señal-ruido ante cualquier respuesta evocada, dado que esta incrustada en un fondo permanente de actividad. [36]

* **Distribución topográfica**: indica el lugar cerebral en el que aparece un fenómeno eléctrico. También hace referencia a la ubicación fisiológica de las distintas frecuencias dependiendo del área cerebral correspondiente. Así, en áreas anteriores, se encuentra el ritmo Beta y a medida que descendemos a áreas posteriores, nos va apareciendo el ritmo Alfa. Se utiliza el nombre de los lóbulos cerebrales correspondientes para expresar dicha distribución.
* **Forma, Amplitud y Duración**: la forma de una onda aislada puede ser: regular, irregular, aguda, compleja, bifásica, trifásica, etc.

La amplitud se mide en micro voltios siendo lo habitual que fluctúe entre 20-40 uV.

La duración de una onda se expresa en milisegundos (ms).

* **Reactividad**: es la capacidad de modificación de un ritmo, ante estímulos como apertura y cierre de ojos, estimulación eléctrica, proceso mental, alertamiento, etc. [34] [35]

# Justificación y objetivos

## Justifición

En la actualidad los trastornos del cerebro es una de las patologías que más se están extendiendo a lo largo del mundo. El diagnostico de estas enfermedad en muchas casos es un proceso muy complejo debido al gran desconocimiento del mismo y a los escasos métodos cuantificables que se pueden aplicar sobre estas enfermedades.

Como ya se ha descrito en la introducción el trastorno por déficit de atención y/o hiperactividad (TDAH) es una de las psicopatologías más frecuentes en la infancia y su prevalencia actual, a nivel mundial alcanza una cifra muy significativa, los problemas que ocasionan en la conducta y sobre el desarrollo y formación de la persona acarrean problemas en los marcos académicos, sociales, familiares y vocacionales, tanto en los períodos de infancia y adolescencia, como en la adultez.

La ausencia de diagnóstico correcto y anticipado se asocia en la niñez con tasas más altas de abandono y fracaso escolar; mientras, en la edad adulta, con trastornos de conducta, alcoholismo y drogodependencia

Una de las líneas de investigación actuales, es el tratamiento de electroencefalogramas (EEGS) para poder determinar diferencias apreciables entre los de sujetos sanos y enfermos.

Siguiendo esta metodología desde el grupo de investigación del departamento de tecnología fotónica y bioingeniería, nace la necesidad de encontrar un método de diagnóstico cuantificable, que no esté sujeto únicamente a la valoración personal de un experto de la salud mental, que corren el riesgo de realizar en algunas ocasiones un mal diagnóstico, o algo tardío, de tal manera que con esta herramienta sirva como apoyo y un método de confirmación para las teorías y diagnósticos de estos profesionales.

De tal manera que ante la sospecha de un psiquiatra de que una persona puede padecer un trastorno de atención mediante una sencilla prueba sirva para confirmar o descartar (reevaluar), su idea preliminar.

## Objetivos

**Objetivo 1:** Profundizar en la comprensión y entendimiento de la información aportada por un electroencefalograma.

**Objetivo 2:** Aprender técnicas de extracción de parámetros y selección de características sobre patrones descriptivas e las señales del cerebro.

**Objetivo 3:** Abordar el problema clínico que supone la patología del trastorno de déficit de atención y utilizar los métodos de la ingeniería para buscar una solución.

**Objetivo 4:** Diseño y construcción de una metodología y algoritmo que sea capaz de a través de la lectura de los datos provenientes de un EEG, sea capaz de destacar patrones que identifiquen un trastorno en la atención.

**Objetivo 4.1:** Analizar la señal electroencefalográfica y diseñar un filtro que se acorde al problema a estudiar

**Objetivo 4.2:** Valorar las técnicas de extracción y selección de características para la búsqueda de patrones, con el fin de hallar la representación adecuada que conduzca a la clasificación de pacientes diagnosticados con TDAH y sanos.

**Objetivo 5:** Realizar una memoria documentada y detallada que sirva como incio para posteriores estudios e investigaciones en este campo.

# Metodología y Materiales

## Introducción

El objetivo principal de este trabajo de fin de master es mediante un estudio de las ondas encefalografías del cerebro encontrar patrones significativos que ayuden a reconocer y diagnosticar el TDAH.

Para ello se necesitara seguir la siguiente metodología.

1º Adquisición de datos, EEG

2º Tratamiento y filtrado de las señales

3º Clustering de los patrones de interés

4º Análisis e interpretación de los resultados

Paso1

Falta por entrar en detalle y por completar la introduccion

## Adquisición de datos

NO COMPLETO, ESTO ES SIMPLEMENTE UN ESBOZO DE IDEAS DE POR DONDE VOY A ENFOCAR ESTE PUNTO

Esto se podrá llevar a cabo de dos ,aneras diferentes o bien con un instrumento que pueda realizar mediciones de las ondas eeg.

O simplemente con bancos de datos de registros de encefalogramas de dos tipos ,

Registros de personas con un nivel de atención normal y registros de personas con tdah diagnosticado, de tal manera que analizando por separado ambos registros podemos encontrar patrones que marquen la diferencia entrr un registro cde una persona con el trastorno y otra que no.

El primer método implicaría ….

## Tratamiento y filtrado de las señales

### Filtrado de la señal

Como ya se ha comentado las señales de eeg son señales que portan demasiada información que para este estudio en concreto nos es redundante, únicamente nos interesa la información comprendida entre las frecuencias 0.5 y 60 Hz, además, remarca la señal es una señal con las siguientes propiedades:

Está considerada como un proceso estocástico: magnitudes aleatorias que varían con el tiempo, o más exactamente para caracterizar una sucesión de variables aleatorias (estocásticas) que evolucionan en función de otra variable, generalmente el tiempo. Cada una de las variables aleatorias del proceso tiene su propia función de distribución de probabilidad y pueden o no, estar correlacionadas entre ellas.

No estacionaria: no conserva sus propiedades en el tiempo, (es cambiante)

Cabe hacer un inciso destacando que realmente ninguna de estas propiedades han sido demostradas fehacientemente, pero actualmente se asume que la señal de EEG goza de estas características. [39]

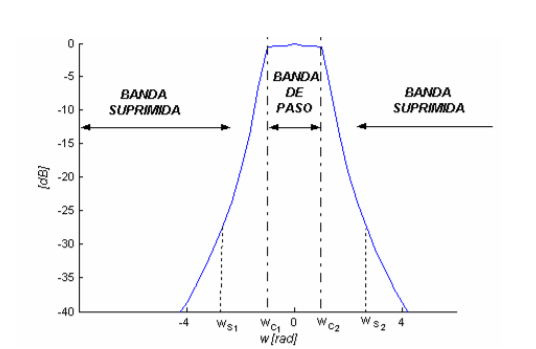
Por eso es necesaria ser filtrada para eliminar todo ese exceso de información que no hace otra cosa sino que dificultar el análisis del trozo de señal que se quiere analizar.

A la hora de escoger un filtro u otro hay que tener en cuenta las siguientes consideraciones:

Que queremos filtrar, es decir, que parte de la señal queremos conservar y que parte de la señal queremos hacer desaparecer.

El efecto que tendrá la aplicación del filtro sobre la nueva señal, es decir, deberemos diseñar un filtro que elimine esa parte de la señal, intentando que la señal resultante varié lo mas mínimo sus propiedades, que no produzca una atenuación notable ni un rizado que nos perturbe la señal.

Dado que la “ventana” que se quiere estudiar en este caso está comprendida entre los 0.5-60 Hz es necesario la utilización de un filtro paso banda.



Un filtro paso banda tiene como función dejar pasar el contenido frecuencial que se encuentra dentro de una ventana centrada en la frecuencia central. Éste margen vendrá determinado por dos frecuencias de corte especificadas de antemano.

Tal y como se observa en la Figura, tendremos dos frecuencias de corte wc1 y wc2, que en el caso de estar normalizadas, valdrán -1 y 1 respectivamente. El espaciado que forman estas dos frecuencias inferiores y superiores definirán el ancho de banda del filtro. Este ancho de banda será el margen de frecuencias para el cuál obtenemos una atenuación entre 0 dB y -3 dB. Es decir, el ancho de banda nos determina qué frecuencias útiles queremos mantener, las cuáles idealmente no se verían atenuadas. También se aprecia la existencia de otras dos frecuencias, ws1 y ws2. Estas frecuencias son especificaciones de entrada que nos definen la frecuencia de banda suprimida inferior y superior respectivamente. Junto a estas frecuencias de banda suprimida se especifica la atenuación mínima deseada en ese punto, que en el caso particular para este estudio la banda de corte inferior deberá ser 0.5Hz y las superior 60 Hz. [37]

Para ello se ha elegido utilizar un filtro paso banda de Chebyshev tipo II y orden 5 de tipo II: ondulaciones en la banda de rechazo y monotónico decreciente en la banda de paso.

Los filtros de chebyshev consiguen una caída de la respuesta en frecuencia más pronunciada en frecuencias bajas debido a que permiten más rizado que otros filtros en alguna de sus bandas. Son filtros que únicamente tienen polos, presentan un rizado constante en la banda pasante y presentan una caída monótona en la banda no pasante. la respuesta en frecuencia es:

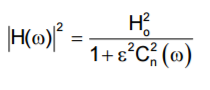


Figura 13: Función de transferencia de un filtro Chebyshev

En donde:

|H(jω)|: es la función de transferencia.

n: es el orden del filtro

ωp: es la frecuencia de corte

ω: es la frecuencia analógica compleja (ω=|j w|)

Cn(ω): es el polinomio de Chevyshev de orden n.

Una función de Chebyshev de paso banda que posee las siguientes propiedades:

1. El rango de frecuencias 0 ≤ ω ≤ 1 se denomina banda de paso.

2. La característica de magnitud en la banda pasante es de igual rizo.

3. El rango de frecuencias ω ≥ 1 se denomina banda bloqueada.

4. La característica de magnitud en la banda bloqueada es monótona.

5. Para n impar, |H (j0)| = 1, para n par |H (j0)| = para todo n.

6. En ω = 1, |H (j1)| = 2 1 1+ε independiente del valor de n.

(Revisar esto no concordancia entre distintas fuentes).

La elección de este filtro no es casual, se optó por usar este filtrado puesto que no añade ningún rizado en la banda de paso y en la banda eliminada el rizado introducido es igual en toda la banda. La banda de paso en este caso fue 0.5-60 Hz ya que los ritmos cerebrales que son el objeto de estudio están comprendidos en estas frecuencias.

El uso del filtro de *Chebyshev* nos permite eliminar determinadas frecuencias indeseadas. El retraso de grupo introducido por el filtro no es importante ya que una vez filtrada la señal se calcula los coeficientes de wavelet de la señal y es seleccionado uno de los coeficientes, aquel cuya representación en frecuencia es más cercana a la frecuencia seleccionada en el menú de visionado de la transformada Wavelet.

### Transformada Wavelet

Para el tratamiento de las señales provenientes de la actividad eléctrica del cerebro se ha optado por utilizar la transformada Wavelet por diferentes razones acordes con el estudio de este trabajo, que se comentarán a continuación de describir (una vez descrito) qué es una transformada wavelet para justificar la elección de la misma.

La Transformada Wavelet, (es una) herramienta matemática desarrollada a mediados de los años 80. Esta transformada es eficiente para el análisis de señales no estacionarias y de rápida transitoriedad y, al igual que la Transformada de Fourier con Ventana, mapea la señal en una representación de tiempo-escala.

El aspecto temporal de las señales es preservado, la diferencia está en que la Transformada Wavelet provee análisis de multiresolución con ventanas dilatadas.

El análisis de las frecuencias de mayor rango se realiza usando ventanas estrechas y el análisis de las frecuencias de menor rango se hace utilizando ventanas anchas.

Las Wavelets, funciones bases de la Transformada Wavelet, son generadas a partir de una función Wavelet básica, mediante traslaciones y dilataciones. Estas funciones permiten reconstruir la señal original a través de la Transformada Wavelet inversa.

Dentro de los usos de esta poderosa herramienta podemos nombrar, además del análisis local de señales no estacionarias, el análisis de señales electroenceflográficas , sísmicas, de sonido, de radar, así como también es utilizada para la compresión y procesamiento de imágenes y reconocimiento de patrones, es decir, cualquier señal de rápida transitoriedad.

De forma general, la transformada Wavelet de una función es una descomposición de esa función en un conjunto de funciones, que conforman una base. Se trata de la suma a través del tiempo de la señal multiplicada por la función base Wavelet desplazada y diezmada.

Si lo analizamos desde un punto de vista matemático, para este campo de estudio podemos encontrar que las ventajas que presenta esta transformada para el tratamiento de señales frente a la de Fourier son las siguientes:

La transformada Wavelet tiene diferentes parámetros que deben de tenerse en cuenta. El primero de ellos es la función base, que dependiendo de las características de la señal, debe elegirse una que se asemeje a la señal original, ya que la transformada de Wavelet mide la correlación de las señales, original y Wavelet base. En la transformada Wavelet, el cálculo de sus coeficientes es una medida de lo similar que la señal base es a la señal real para un determinado momento.

El análisis de wavelets está especialmente indicado para señales con pulsos o intermitencias, como por ejemplo, sucesos que ocurren de manera no periódica. Para estas señales, Fourier da muy poca información, al perder casi toda información temporal.

Fourier es inestable frente a señales de tipo intermitentes. Si añadimos un impulso localizado en el tiempo a una señal, todo el espectro de Fourier se verá afectado, mientras que solo algunos coeficientes de wavelets se modificarán.

Cuando un sistema es lineal y los modos de vibración son modos propios del sistema, el análisis de Fourier proporciona mucha información sobre los mismos. Pero si no es así, la descomposición en modos propios no da información interesante, ya que mezcla la información de los varios modos de oscilación.

Al estudiar sistemas no lineales que no tienen modos propios, ninguna descomposición global en el espíritu del análisis de Fourier tendrá éxito. Uno se debe limitar a una expansión local en modos, que es lo que hace el análisis de wavelets (como un desarrollo en serie del estilo de Taylor).

La transformada Wavelet trabaja en ambos dominios de tiempo y frecuencia. Es más fácil de representar una señal que tiene cambios bruscos o saltos con Wavelets que con transformadas de Fourier, además mejora la compresión de datos, la eliminación de ruido en una señal y por último la complejidad de su cálculo es de menor orden. A mayor frecuencia el muestreado es menor en frecuencia pero mayor en el tiempo, mientras que a menor frecuencia ocurre todo lo contrario.

La transformada Wavelet nos da la correlación entre la función base desplazada y diezmada con respecto a señal, y es por lo tanto especialmente interesante en señales no estacionarias como es el caso de la señal proveniente de un registro EEG.

Proporciona información sobre cuándo y qué frecuencias sufren cambios y la magnitud de estos.

La Transformada Discreta de Wavelets presenta además claras ventajas frente a su contrapartida de Fourier:

- Más rápida desde el punto de vista computacional: O(N) [DWT], frente a O(NlogN) [FFT] para una muestra de N datos, y en el caso de esta señal N es muy alto lo que hará que esta ventaja tome una gran importancia.

- En muchos casos proporciona un mejor ajuste a los datos con menos coeficientes. (Permitiendo una mejor compresión de los datos que los métodos basados en Fourier).

- Las técnicas de filtrado de ruido basadas en wavelets dan mejores resultados.

Aunque también presenta algunas desventajas:

Es una técnica reciente y aunque en las últimos años se ha hecho un gran esfuerzo por darle todo el rigor matemático que tiene la transformada de Fourier y unificar métodos y notaciones, el ritmo de aparición de publicaciones sobre el tema hace que no sea tarea fácil y su integración con sistemas y programas de procesamiento de señales sea complicado.

No permite realizar algunos cálculos como la convolución o la modulación de una señal.

Por suerte para este proyecto estas dos desventajas no afectan al desarrollo del mismo, ya que la herramienta con la que se va a trabajar, utiliza la transformada wavelet de modo que no necesita ser integrada, y ninguna de las operaciones que vamos a realizar sobre las señales del EEG necesitan hacer uso de la convolución.

Como conclusión al uso de la transformada wavelet para el tratamiento de señales provenientes de la actividad eléctrica de las neuronas se puede expresar que:

La transformada de Wavelet presenta múltiples ventajas respecto a otros modelos de análisis para este tipo de señales biológicas, ya que a diferencia de otras transformadas, proporciona un análisis multiresolución, mediante ventanas dilatadas, lo cual es muy conveniente para señales tan variantes en el tiempo y con un espectro tan acotado como el que vamos a querer estudiar.

Entre sus principales usos se encuentra el análisis de bioseñales, como en nuestro caso el electroencefalograma, debido a la potencia de sus características. Así mismo se puede extender la transformada Wavelet en dos dimensiones que puede ser utilizada en el procesamiento, reconocimiento de patrones y compresión de datos, lo que puede servir para detectar discontinuidades en la señal, herramienta matemática poderosa para la detección de anomalías sistemáticas, como es el caso de patrones de déficit de atención.

FALTA AÑADIR LAS REFERENCIAS.

### ICA

El cerebro humano está formado por neuronas, a través de las cuales, viajan los mensajes en términos de impulsos eléctricos. La electricidad que se genera en ciertas neuronas es la respuesta que la región del cerebro, en donde se encuentran dichas neuronas, emite a un estímulo dado. Sin embargo, es difícil determinar en que región del cerebro se genera la respuesta, ya que la electricidad viaja por todo el cerebro y una medición puntual mediante un encefalograma mostrar a un registro de actividad eléctrica sobre todo el cerebro.

Por ello podemos hablar de las señales del cerebro como una señal proveniente de muchas fuentes al mismo tiempo, por ello es necesario aplicar algún método para poder separar las señales de las diferentes zonas y reagruparlas en función de su localización.

Para ello se utilizara el método ICA, (“independent component analysis”), este método permite recoger la información de respuesta a un estímulo y separa las señales que se generaron independientemente en ciertas zonas del cerebro, es un método para la separación ciega de fuentes, basado en la independencia estadística de dichas fuentes. [38]

A diferencia del análisis de componentes principales (PCA), que se basa en los supuestos de falta de correlación y normalidad, ICA se basa en la suposición de independencia estadística.

Los fundamentos y los conocimientos básicos necesarios para comprender la técnica se proporcionan a continuación: FALTA AÑADIR LAS REFERENCIAS DEL PAPER.

ICA, no supone que las componentes del método sean ortogonales para su separación y únicamente asumimos la independencia estadística de las componentes.

A continuación se detallara la motivación para el empleo de este método, así como la teoría necesaria para su construcción y aplicación.

Antes de realizar el análisis deseado, algunas suposiciones deben ser cumplidas.

De todas las suposiciones requeridas, una de las más frecuentes es sobre la normalidad de la distribución (Gaussiana). Sin embargo, hay muchas situaciones en las que la gaussianidad no se cumple. El habla humana (amplitud por tiempo), señales eléctricas de diferentes áreas cerebrales e imágenes naturales son ejemplos que no se distribuyen normalmente.

Este fenómeno es conocido como el efecto coctel (“cocktail effect”)

Podemos modelar el efecto que se obtiene sobre la lectura de la actividad eléctrica cerebral como dos personas de pie en una habitación y hablando simultáneamente. Si dos micrófonos se colocan en dos lugares diferentes en la sala, cada uno graba una combinación lineal particular de las dos voces.

Utilizando sólo las grabaciones, ¿sería posible identificar la voz de cada altavoz? (Figura 1ª de la ilustración)

Si asumiésemos que la distribución es gaussiana, podríamos realizar un Análisis de Componentes Principales (PCA) o un Análisis Factorial (FA). Los componentes resultantes serían dos nuevas combinaciones de voz ordenadas (Figura 1a). Por lo tanto, tal técnica no logra aislar la voz de cada hablante.

Por otro lado, si se supone que no es gaussiana, entonces el (ICA) podría aplicarse al mismo problema y el resultado sería muy diferente.

ICA es capaz de distinguir la voz de cada altavoz de la combinación lineal de sus voces (Figura 1b de la ilustración).

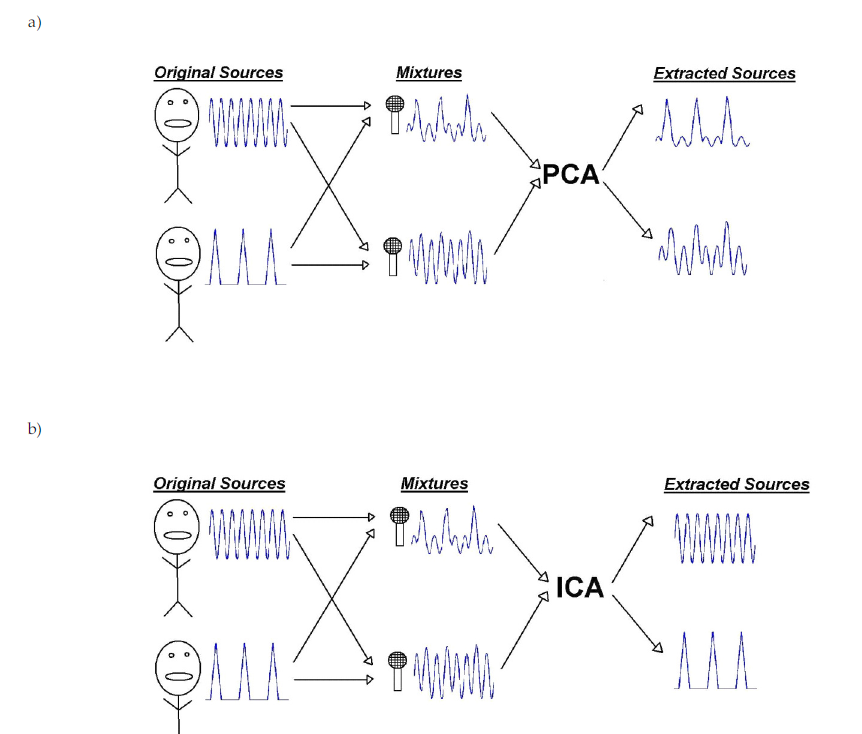


Figura 14:Efecto cocktail party

Este razonamiento puede aplicarse a muchos registros biológicos que implican múltiples señales de fuente (por ejemplo, EEG). Sin embargo hay que tener en cuenta que hay dos diferencias principales en la interpretación de los componentes extraídos utilizando ICA en lugar de PCA.

Primero, en ICA, no hay un orden de magnitud asociado con cada componente. En otras palabras, no hay componentes mejores o peores (a menos que el usuario decida ordenarlos siguiendo sus propios criterios).

En segundo lugar, los componentes extraídos son invariantes al signo de las fuentes. Por ejemplo, en el procesamiento de imágenes, una letra blanca sobre un fondo negro es la misma que una letra negra sobre un fondo blanco.

Para utilizar ICA, se deben cumplir lo siguientes supuestos:

* Primero, se asume la independencia estadística entre cada una de las fuentes.
* Segundo, la matriz de mezcla debe ser cuadrada y completa. En otras palabras, la única fuente de estocasticidad en el modelo es el vector fuente (es decir, no hay ruido externo).
* Tercero, el modelo debe estar libre de ruido.
* Cuarto, los elementos deben estar centrados (media cero).//igual hay que quitarla
* Quinto, las señales de origen no deben tener una no deben tener una distribución de probabilidad gaussiana.

Ahora se explicara en detalle cómo aplicar este análisis sobre el electroencefalograma

Los electrodos perciben una combinación de las señales eléctricas independientes que se generan en el encéfalo, lo que supone que cumple con la primera condición para aplicar el método ICA.

Asumimos que el examen ha sido realizado correctamente y no existe ruido externo, lo que satisface la segunda y tercera condición.

Por último, ya se ha explicado que la distribución de las señales eléctricas no es gaussiana puesto que es aleatoria por lo tanto cumple la quinta condición pudiéndose aplicar ICA.

Para encontrar las componentes independientes que dan origen a las combinaciones que reciben los electrodos tomamos como xi cada una de las señales recogidas por cada electrodo, podemos conformar. El vector de mezclas X que ingresaremos al algoritmo ICA de la siguiente manera:

FALTAN AÑADIR LA EXPLICACION MATEMATICA Y LAS REFERENCIAS.

X = [x1; x2; :::; x32]

El algoritmo ICA genera tres elementos: las señales independientes S, la matriz de mezcla A, y la matriz de desmezclado W, de tal forma que AS = X. Las componentes independientes encontradas son las siguientes:

Que significan estas componentes independientes?

Para este caso, la información más importante, no son los resultados de las componentes independientes que se obtuvieron, ya que no podemos localizar \_estas componentes de forma clara en algún lugar del cerebro, esto sucede dado que el método ICA busca las componentes independientes de manera aleatoria, sin embargo podemos completar nuestra tarea utilizando la matriz de desmezclado W resultante, las entradas de esta matriz representan el peso que tiene cada componente independiente en el impulso eléctrico recibido por cada uno de los electrodos. Podemos ver entonces cada la Wi de la matriz de desmezclado como la cantidad de información que aportan los electrodos a la i 􀀀 esima componente independiente, por lo tanto, los mayores valores en cada una de las \_las Wi. ser\_an lo electrodos que m\_as aportan a las componentes independientes.

Para el ejemplo anterior, las regiones del cerebro que m\_as se activaron ser\_an aquellas en

donde se tenga mayor peso en cada una de las \_las de la matriz de desmezclado. Si W es la

matriz de desmezclado entonces el vector T formado por los elementos

ti = max(abs(Wi))

representar\_a los mayores coe\_cientes de peso para obtener las componentes independientes y

las ubicaciones de estos coe\_cientes dentro de cada \_la ser\_an los electrodos que m\_as informaci

\_on aportan a las componentes independientes, utilizando el comando [t,b]=max(abs(W'))

obtenemos el vector t que contiene los coe\_cientes m\_as altos de cada \_la y el vector b que

contiene las ubicaciones de estos coe\_cientes dentro de cada \_la de W.

Podemos observar que el electrodo que m\_as peso tiene dentro de las componentes independientes

es el n\_umero 31 correspondiente a la region occipital central, \_esta es entonces la

regi\_on del cerebro que responde al est\_\_mulo dado. La siguiente imagen generada por EEGLAB

ilustra los resultados obtenidos:FOTOOOO rayos

### EEGLAB

Para la elaboración de todo este proceso de adquisición tratamiento y filtrado de a señal se va a hacer uso de una herramienta de Matlab “tolbox” especializada en el tratamiento de señales biológicas, biosic, más concretamente dentro de esta herramienta se hará uso exclusivo de un toolbox llamado eeglab, especializada en la señal eléctrica del cerebro.

EGGLAB es una herramienta de Matlab interactiva para procesar datos EEG, MEG y otros datos electrofisiológicos continuos y relacionados con eventos que incorporan análisis de componentes independientes (ICA), análisis de tiempo / frecuencia, rechazo de artefactos, estadísticas relacionadas con eventos y varios modos útiles de visualización del promedio Y datos de ensayo único.

EEGLAB proporciona una interfaz gráfica de usuario interactiva (GUI) que permite a los usuarios procesar de forma flexible e interactiva su EEG de alta densidad y otros datos cerebrales dinámicos utilizando análisis de componentes independientes (ICA) y / o análisis de tiempo / frecuencia (TFA) Métodos. EEGLAB también incorpora un extenso tutorial y ventanas de ayuda, además de una función de historial de comandos que facilita la transición de los usuarios desde la exploración de datos basada en GUI a la creación y ejecución de scripts de análisis de datos por lotes o personalizados. EEGLAB ofrece una gran cantidad de métodos para visualizar y modelar dinámicas cerebrales relacionadas con eventos, tanto a nivel de conjuntos de datos individuales de EEGLAB como a través de una colección de conjuntos de datos reunidos en un estudio de EEGLAB.

Para usuarios experimentados de Matlab, EEGLAB ofrece un entorno de programación estructurado para almacenar, acceder, medir, manipular y visualizar datos EEG relacionados con eventos. Para los programadores de investigación creativa y desarrolladores de métodos, EEGLAB ofrece una plataforma extensible y de código abierto a través de la cual pueden compartir nuevos métodos con la comunidad mundial de investigación mediante la publicación de funciones de plug-in EEGLAB que aparecen automáticamente en el menú EEGLAB de usuarios que los descargan . Por ejemplo, los plug-ins EEGLAB nuevos podrían ser construidos y liberados para "capturar picos" en los resultados de ERP o de tiempo / frecuencia, o para realizar una importación especializada / exportación, visualización de datos o modelado de fuente inversa de EEG, MEG y / o ECOG datos.

Además EEGLAB cuenta con ejemplos de maestro de señales eeg completes con 32 canales, para la realización de este proceso descrito anteriormente se va a utilizar una de esas señales de prueba, únicamente se seleccionara el canal que nos interese en este caso el FP, que como ya se comentó anteriormente es el relacionado con los procesos neuronales de la atención, posteriormente a través de la herramienta se procederá a su filtrado y se utilizara la transformada Wavelet para extraer sus coeficientes que más tarde se analizaran con el método ICA para su agrupación y análisis de conclusiones

EEGLAB cuenta con un manual de apoyo que se seguirá para la realización de este estudio.

# Resultados

# Discusión y Conclusiones

# Trabajos futuros

…

# Bibliografía

|  |  |
| --- | --- |
| [1] | European Comisión, «Information Society.». |
| [2] | I. G. B. Service, «La asistencia sanitaria en 2015». |
| [3] | F. Telefónica, «Las TIC en la sanidad del futuro,» Editorial Ariel, 2006. |
| [4] | F. E. d. a. a. d. d. atención, «http://www.feaadah.org/es/sobre-el-tdah/datos-y-cifras.htm,» [En línea]. |
| [5] | C. d. A. t. d. Barcelona, «http://www.cat-barcelona.com/faqs/view/cuantos-ninos-sufren-tdah-en-espana,» [En línea]. |
| [6] | A. I. Papazian O, Evolución de trastorno por déficit de atención, Viguera; 2004.. |
| [7] | M. P., Attention-deficit hyperactivity disorder and life-span development., Br J Psychiatry 2004;. |
| [8] | M. S. F. S. K. K. G. J. M. E. Biederman J, «Impact of adversity on functioning and comorbidity in children with TDAH». |
| [9] | S. TJ, «ADHD and comorbidity in childhood». |
| [10] | H. J. A. W. Dunn D Austin JK, «ADHD and epilepsy in». |
| [11] | C. M. G.-U. L. C. Cornejo W, Caracterización clinica y simulaciones de poder para ligamiento genetico en el TDAH, 2004. |
| [12] | A. M. Castellanos FX, El síndrome de déficit de atención con hiperactividad como expresion de un trastorno funcional organico, Rev Neurol, 2002. |
| [13] | E. MC., «Modelos de intervención farmacológica en el trastorno por déficit de atención e hiperactividad.». |
| [14] | R. M. Rangayyan., Biomedical Signal Analysis: A Case-Study Approach., Wiley-IEEE Press, January 2002,. |
| [15] | S. S. e. al., Señales y Sistemas continuos y discretos, Prentice Hall Iberia,, Madrid 1999. |
| [16] | A. Cohen, «Ben-Gurion University. CRC Press LLC.». |
| [17] | R. B. Wells, Biological Sginal Processing.. |
| [18] | H.-H. M. o. A. Potentials., « http://www.brynmawr.edu/math/people/vandiver/documents/HodgkinHuxley.pdf.,» [En línea]. |
| [19] | P. d. m. .. p. refractario, «http://www.bioquimicayfisiologia.com/2014/03/potenciales-de-membrana-periodo-refractario.html.,» [En línea]. |
| [20] | M. A. R. Garcia, Modeling Human Physiology: Hodgkin Huxely Action Potencial Model, University of Illinois.. |
| [21] | U. D. ALCALÁ, «Instrumentación Biomédica,» de *Electroencealografía*. |
| [22] | G. M. S. E. R. P. M. A. F. Ramos-Argüelles, «Técnicas básicas de electroencefalografía: principios y aplicaciones». |
| [23] | «http://www.webconsultas.com/pruebas-medicas/electroencefalograma-eeg-12529,» [En línea]. |
| [24] | https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/003931.htm, «EEG technique». |
| [25] | «http://www.sleepdex.org/sstages.html,» [En línea]. |
| [26] | «http://salud.ccm.net/faq/22029-que-es-un-electroencefalograma-eeg-y-para-que-se-emplea,» [En línea]. |
| [27] | «http://www.saludemia.com/-/prueba-electroencefalograma,» [En línea]. |
| [28] | R. B. Navarro, Instrumentación Biomédica. |
| [29] | T. T. García, «Manual básico para enfermeros, eeg». |
| [30] | *Manual QUIK-CAPS\_EEG, SISTEMA DE APLICACIÓN DE ELECTRODOS.* |
| [31] | American Electroencephalographic Society. |
| [32] | «https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/003931.htm». |
| [33] | «http://www.webconsultas.com/pruebas-medicas/electroencefalograma-eeg-12529,» [En línea]. |
| [34] | «http://www.sleepdex.org/sstages.html,» [En línea]. |
| [35] | «http://www.sleepdex.org/sstages.htm,» [En línea]. |
| [36] | «http://salud.ccm.net/faq/22029-que-es-un-electroencefalograma-eeg-y-para-que-se-emplea,» [En línea]. |
| [37] | «http://www.saludemia.com/-/prueba-electroencefalograma,» [En línea]. |
| [38] | «http://brainandmarketing.blogspot.com.es/2015/11/que-es-eeg.html,» [En línea]. |
| [39] | «http://www.pardell.es/electroencefalografo.html,» [En línea]. |
| [40] | « https://www.draeger.com/es\_es/Hospital/Products/Patient-Monitoring/Patient-Monitoring-Pods/Infinity-EEG-Pod,» [En línea]. |
| [41] | «http://www.compumedics.com.au/products/grael-4k-psg-eeg/,» [En línea]. |
| [42] | «http://www.medwow.com/med/eeg-unit/cadwell-laboratories/easy-iii/38180.model-spec,» [En línea]. |
| [43] | «http://nursing.advanceweb.com/sharedresources/AdvanceforMRC/Resources/DownloadableResources/MR010107\_p67PolysomBG.pdf,» [En línea]. |
| [44] | «http://www.persistencemarketresearch.com/market-research/eeg-devices-market.asp,» [En línea]. |
| [45] | «https://globenewswire.com/news-release/2015/11/16/787461/10156384/en/Global-EEG-Electroencephalography-Devices-Market-is-Expected-to-Reach-US-1-379-7-Mn-by-2021-Latest-Report-by-Persistence-Market-Research-PMR.html,» [En línea]. |
| [46] | « http://www.transparencymarketresearch.com/eeg-emg-equipment-market.html,» [En línea]. |
| [47] | «http://www.reportlinker.com/p0922830-summary/Global-EEG-EMG-Equipment-Market.html,» [En línea]. |