



**Análisis de señales de EEG para apoyar el diagnóstico de la enfermedad de
Parkinson (EP), mediante características espectrales.**

Laura Valentina Montealegre Montealegre

Juan Carlos Saidiza Rodríguez

Universidad Antonio Nariño

Programa Ingeniería Biomédica

Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica

Bogotá, Colombia

2022

**Análisis de señales de EEG para apoyar el diagnóstico de la enfermedad de
Parkinson (EP), mediante características espectrales.**

Laura Valentina Montealegre Montealegre

Juan Carlos Saidiza Rodríguez

Proyecto de grado presentado como requisito parcial para optar al título de:

Ingeniero Biomédico

Director (a):

PhD Andrés Felipe Ruiz Olaya

Línea de Investigación:

Ingeniería de Rehabilitación - Procesamiento digital de señales Biomédicas -
Neuroingeniería.

Universidad Antonio Nariño

Programa Ingeniería Biomédica

Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica

Bogotá, Colombia

2022

NOTA DE ACEPTACIÓN

El trabajo de grado titulado

_____.

Cumple con los requisitos para optar

Al título de _____.

Firma del Tutor

Firma Jurado

Firma Jurado

Ciudad, Día Mes Año.

Tabla de contenido

Preliminares	XV
Resumen.....	2
Abstract	3
CAPITULO 1: INTRODUCCIÓN	4
1.1 Planteamiento del problema	6
1.2 Justificación.....	8
1.3 Objetivos	9
1.4 Estado del Arte	10
CAPITULO 2: MARCO CONCEPTUAL Y TEÓRICO	12
2.1 Enfermedad de Parkinson.....	12
2.1.1 Enfermedad de Parkinson en estado inicial.....	18
2.2 Registro de la Actividad Eléctrica Cerebral	20
2.2.1 Electroodos para electroencefalografía	23
2.2.2 Técnicas de registro.....	24
2.2.3 Sistema de posicionamiento 10-20.....	26
2.3 Bandas o Ritmos de las Señales de EEG.....	27
2.4 Artefactos señales EEG	29
2.4.1 Técnicas para Detección de Artefactos	30
2.5 Procesamiento de la señal EEG.....	31
2.6 Análisis Espectral de Señales de EEG.....	31
2.6.1 Análisis Espectral de Señales de EEG	33
2.6.2 Densidad Espectral de potencia.....	33
CAPITULO 3: METODOLOGIA Y RESULTADOS	37
3.1 Fase 1: Análisis y Selección de la base de datos de señales de EEG de Parkinson .	37
3.2 Fase 2: Identificación del descriptor que caracterice las señales de EEG.....	40
3.3 Fase 3: Caracterización de las diferencias de las señales de EEG de sujetos control y	

pacientes con EP mediante el descriptor identificado	45
3.4 Fase 4: Implementación y validación del algoritmo basado en reconocimiento de patrones para apoyo al diagnóstico EP	46
CAPITULO 4: CONCLUSIONES	50
4.1 Conclusiones	50
4.2 Trabajos Futuros	51
BIBLIOGRAFIA	52

Lista de tablas

Tabla 1.	Síntomas Motores de la EP. Fuente [17, 18].....	13
Tabla 2.	Síntomas no Motores de la Enfermedad de Parkinson. Fuente [17, 18].....	15
Tabla 3.	Causas de la Enfermedad de Parkinson. Fuente [19].....	16
Tabla 4.	Otros tratamientos de síntomas específicos. Fuente [20, 21].....	20
Tabla 5.	Tipos de electrodos. Fuente: [25].....	23
Tabla 6.	Identificación de los electrodos según su posición. Fuente: [27]	26
Tabla 7.	Tipos de ondas cerebrales. Fuente: [23,25].....	27
Tabla 8.	.Sujetos con EP. Fuente: Base de datos Predict	38
Tabla 9.	Sujetos control. Fuente: Base de datos Predict	39

Lista de figuras

Fig 1.	Partes del cerebro [22].....	21
Fig 2.	hemisferio derecho, hemisferio izquierdo, lóbulo parietal, lóbulo temporal,.....	22
Fig 3.	Punto Frontal-Punto Occipital [28]	26
Fig 4.	Esquema de procesamiento de la señal EEG. Fuente: propia	30
Fig 5.	Fases metodológicas para cumplir el objetivo general Fuente: Propia	36
Fig 6.	Diagrama de flujo prisma. Fuente: Propia.....	37
Fig 7.	Interfaz base de Datos de Predict. Fuente: Base de datos Predict.	38
Fig 8.	Señal de EEG ruidosa sujeto control1021 Canal 11	40
Fig 9.	Señal de EEG filtrada sujeto control1021 Canal 11	40
Fig 10.	Posición topográfica de los 6 canales usados, según estándar 10-20.....	41
Fig 11.	Algoritmo Matlab calculo DSP. Fuente: Propia	42
Fig 12.	Densidad espectral de potencia canal TP8 Sujeto Control1021	42
Fig 13.	Gráfica de resultado R2.....	44
Fig 14.	Esquema del algoritmo de procesamiento de señales EEG	45
Fig 15.	Matriz de confusión. Fuente: Propia.....	47
Fig 16.	Métrica de evaluación AUC. Fuente: propia	48

Preliminares

(Dedicatoria)

A nuestros padres

Agradecimientos

Laura Valentina

Primeramente, quiero agradecerle a Dios por brindarme esta oportunidad y permitirme llegar a este momento tan importante de mi vida profesional, también le agradezco a mis padres Maribel Montealegre y José Montealegre por ser mi apoyo, por creer y confiar en mí. A mis hermanas y familia que día a día me motivaron y confiaron en mis capacidades, por otro lado, también agradezco al ingeniero Andrés Ruiz, por creer en mis capacidades por apoyarme y guiarme en todo el proceso para la realización de este proyecto de grado, al ingeniero Ricardo Guerrero por creer en mi y confiar en mis y a cada uno de los docentes que hicieron parte de este proceso y por ultimo y no menos importante a David por apoyarme durante este proceso, escucharme y ser esa voz de aliento que muchas veces necesite para continuar.

Juan Carlos

El presente proyecto de grado está dedicado a Dios por permitirme alcanzar y realizar cada meta y sueño que me propuse en la vida, así como a mis padres Miryam Rodríguez Cepeda, Samuel Rodríguez Romero quien siempre estuvo a mi lado y me sirvió de ejemplo, mi apoyo, y mi fortaleza en tiempos difíciles. A mi hermana Estefany, siempre estado pendiente de mí, me ha enseñado a ser una gran persona y me ha demostrado su amor. A mi compañera Laura valentina por ser mi apoyo, mi soporte, mi amiga, mi compañera, por creer en mí, en mi capacidad, y de poder realizar nuestro logro. Mi tutor y maestro, el Dr. Andrés F. Ruiz O. cuya paciencia, las lecciones y consejos me ayudaron a lograr una de mis metas. A mi profesor el Ing. Ricardo Guerrero y a todos mis profesores que compartieron sus conocimientos gracias a ellos he podido realizar el presente proyecto de grado.

Resumen

El diagnóstico temprano de la enfermedad de Parkinson (EP) es un reto para la sociedad actual, debido a que no existe un examen en específico que permita determinar la posible existencia de la EP, en la actualidad no es factible hacer un diagnóstico presintomático de la enfermedad para desarrollar nuevos tratamientos.

Recientemente, se ha evidenciado que las señales de electroencefalografía (EEG) codifican información relacionada con la EP, y que diversos descriptores del EEG pueden usarse en el diagnóstico.

En este trabajo se evalúa la predicción de EP mediante el uso de algoritmos basado en la caracterización espectral de la información eléctrica cerebral EEG. Se implementa un algoritmo para el procesamiento de señales de EEG, estas señales son seleccionadas de una base de datos pública que contiene registro de sujetos sanos (de control) y con la enfermedad de Parkinson.

El algoritmo permite extraer descriptores de las señales EEG y apoyar en la detección de alteraciones de la señal EEG, para diferenciar a una persona que presenta la EP o de un sujeto control. En el análisis se consideró el coeficiente de determinación R^2 para la selección de los canales y las bandas de la señal EEG y se evidenció que los canales TP8, P6, FC5, PO8, O2 y CP5 contienen mayor varianza, y aportan más información. El clasificador implementado para el reconocimiento de patrones es el LDA que proporciona una precisión del 82,1 %.

Palabras claves: Electroencefalografía (EEG), enfermedad de Parkinson (EP), bandas de frecuencias del EEG, diagnóstico, características espectrales.

Abstract

Early diagnosis of Parkinson's disease is a challenge for today's society, because there is no specific test to determine the possible existence of PD, and it is currently not feasible to make a presymptomatic diagnosis of the disease in order to develop new treatments.

Recently, it has become evident that electroencephalography (EEG) signals encode information related to PD, and that various EEG descriptors can be used in diagnosis.

In this work we evaluate the prediction of PD using algorithms based on the spectral characterization of brain electrical EEG information. An algorithm for processing EEG signals is implemented, these signals are selected from a public database containing records of healthy (control) and Parkinson's disease subjects.

The algorithm allows to extract descriptors from EEG signals and to support the detection of EEG signal alterations, to differentiate a person with PD from a control subject. The analysis will consider the coefficient of determination R^2 for the selection of channels and bands of the EEG signal, it is evident that the channels TP8, P6, FC5, PO8, O2 and CP5 contain greater variance, and provide more information. The classifier implemented for pattern recognition is LDA, which has an accuracy of 82.1%.

Key words: Electroencephalography (EEG), Parkinson's disease (PD), EEG frequency bands, diagnosis, spectral characteristics.

CAPITULO 1: INTRODUCCIÓN

La enfermedad de Parkinson (EP) se desarrolla cuando las neuronas en la región de sustancia negra del cerebro se deterioran o mueren. [2]. Estas neuronas son responsables de la producción de una sustancia química llamada dopamina. Debido a las neuronas dañadas o muertas, se produce menos dopamina conduciendo a la EP. Según un informe reciente de la Fundación Parkinson de los EE. UU, la enfermedad ha afectado a más de 10 millones de personas en todo el mundo [2].

La prevalencia de EP aumenta con la edad y es más común en personas que tienen al menos cincuenta años. Aproximadamente el 4% de las personas son diagnosticadas con EP antes de los 50 años, y la probabilidad de que la enfermedad de Parkinson se desarrolle en los hombres es 1,5 veces mayor que en las mujeres [2, 3]. Algunos de los síntomas de la EP incluyen temblores, rigidez muscular, lentitud de movimiento, cambios en la postura y el equilibrio, pérdida de movimientos automáticos y cambios en el habla y la escritura. Los signos y síntomas de la EP pueden no ser los mismos para todos.

Los signos y síntomas aumentan con el tiempo, sin embargo, los primeros pueden ser leves y a veces, difíciles de notar [2, 13]. Hasta la fecha, la EP no es curable, pero la detección temprana, el diagnóstico oportuno y la medicación adecuada pueden ayudar a las personas a realizar sus tareas diarias con normalidad.

Se han implementado varias técnicas para el diagnóstico de la EP y no existe ningún examen específico. Los neurólogos son los encargados de detectar la enfermedad con base en el historial médico, el análisis de signos, síntomas y realizar exámenes físicos y neurológicos [13]. Asimismo, se tiene en cuenta que la precisión diagnóstica en manos de expertos oscila entre el 75 y el 95 %. Actualmente, se ha ido incorporando en el área de neurología clínica el electroencefalograma (EEG) debido a que es una poderosa herramienta para identificar enfermedades cerebrales, lesiones cerebrales traumáticas, infecciones cerebrales y trastornos de la conciencia. Además, se usa para monitorear la actividad cerebral durante la cirugía, estudiar los efectos de las drogas o medicamentos y realizar investigaciones sobre los sueños [33].

El instrumento mide la actividad eléctrica del cerebro usando diminutos discos de metal (electrodos) colocados en la región del cuero cabelludo [13]. El EEG tradicional se basa en el uso del análisis de señales en el dominio del tiempo para comparar formas de onda e identificar patrones a través de la inspección visual, lo que puede dar lugar a diversas interpretaciones, según el experto [34].

Existen diferentes métodos matemáticos para la caracterización de las señales de EEG, entre los cuales se encuentra la densidad espectral de potencia DEP (en inglés Power Spectral Density) para análisis clínicos, teniendo en cuenta que proporciona información sobre la distribución de potencia de la señal en distintas frecuencias. Por lo tanto, el rango de frecuencia se puede determinar en caso de efectos concentrados. El análisis del comportamiento de la señal en el dominio de la frecuencia es muy útil porque los cambios son más fáciles de distinguir que en el dominio del tiempo, lo que proporciona comparar dos poblaciones y localizar cambios en el comportamiento de la señal [14]. Este tipo de estudio permite a los investigadores determinar si el método es apropiado para clasificar datos de señales EEG de pacientes con EP.

1.1 Planteamiento del problema

Cinco millones de personas en todo el mundo se ven afectadas por la enfermedad de Parkinson, que se puede diagnosticar a cualquier edad, pero se diagnostica con mayor frecuencia entre los 50 y los 65 años. Las lesiones neuronales y la posterior degeneración provocada por el EP se localizan en la sustancia negra. Estas son las neuronas responsables de producir el pigmento melanina, que le da su tono oscuro. Aunque es un poco más común en los hombres, se ven afectados con una frecuencia de 1,5 a 2 veces mayor que las mujeres, lo que la convierte en la segunda enfermedad neurodegenerativa más común después de la enfermedad de Alzheimer [4, 5].

Según estudios epidemiológicos, 4,7 de cada 1.000 personas mayores de 50 años en Colombia padecen la enfermedad de Parkinson, por lo que es importante estimar el nivel de compromiso y atención que requerirán estos pacientes [6]. Según datos reportados en el Registro Individual de Prestación de Servicios en Salud –RIPS entre 2016 y 2020 fueron atendidas 148.224 personas con diagnóstico de enfermedad de Parkinson, de los cuales en 2020 se atendieron 33.687 personas, de las cuales 44,18% de género femenino y 55,81 % de género masculino [7].

La investigación sobre la mortalidad por EP está limitada por imprecisiones y confusiones diagnósticas entre la enfermedad de Parkinson y otras enfermedades neurodegenerativas. La EP es quizás una de las enfermedades neurológicas más sorprendentes y complejas, por lo tanto, se requiere una investigación adecuada y controlada de la enfermedad. Al igual que otras enfermedades, no existe una prevención que pueda garantizar con seguridad que la enfermedad no se manifestará en algún momento de la vida. El neurólogo realizará un diagnóstico de EP basado en la historia clínica, el estudio de los síntomas y un examen físico y neurológico [13].

Sin embargo, un médico puede acudir a realizar la tomografía computarizada por emisión de fotón único (SPECT), un tipo de prueba de imágenes nucleares que utiliza una sustancia radiactiva y una cámara especializada para producir imágenes tridimensionales.

El (DaTscan) para detectar la pérdida de neuronas en una zona del cerebro denominada cuerpo estriado, en particular las células que liberan dopamina, debido a que esto puede ayudar a detectar trastornos del movimiento y apoyar la sospecha que se tiene EP. Sin embargo, los síntomas y el examen neurológico son los que determinarán el diagnóstico acertado [13, 8], esto quiere decir que los pacientes con EP necesitan un diagnóstico temprano, lo que ayudará a prevenir el empeoramiento de los síntomas o condiciones médicas, y facilitará la acción de los medicamentos y diferentes tratamientos para controlar los signos antes de que empeoren con el tiempo y así las personas con EP puedan tener mejor calidad de vida. En la literatura científica se ha reportado que las características de las señales de EEG en pacientes con EP varían en los últimos años, lo que sugiere que el análisis y la caracterización de dicha información pueden usarse como un predictor para ayudar en el diagnóstico de EP.

1.2 Justificación

La identificación de alteraciones en la señal de electroencefalografía para el diagnóstico de la EP se puede utilizar para ayudar a diferentes hogares geriátricos, hospitales y fundaciones a obtener una evaluación temprana de la EP con mayor precisión posible para sus pacientes. Por otro lado, los investigadores también pueden utilizarlo como información para el apoyo al diagnóstico presintomático de la enfermedad con el objetivo de implementar nuevos tratamientos.

Debido a que la enfermedad de Parkinson no está tan extendida y no hay estadísticas oficiales para Colombia, muchas personas desconocen qué es, cómo les afecta y cuál es el mejor curso de tratamiento [9]. Por lo que la familia asume que ciertos patrones son normales en la vejez, pero este no es el caso. La detección temprana de la EP es importante incluso cuando no se han presentado aún los primeros síntomas de ésta, ya que la clave es, tener un tratamiento el cual que pueda ralentizar la enfermedad es muy importante aplicarlo pronto, cuando no hay síntomas o se presentan los primeros signos, con el fin de retrasar su aparición.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo general

Desarrollar y validar un algoritmo basado en el análisis de señales de EEG para apoyar el diagnóstico de la enfermedad de Parkinson (EP), mediante una caracterización espectral de la información eléctrica cerebral.

1.3.2 Objetivos específicos

- Analizar y seleccionar una base de datos de señales de EEG de Parkinson para la obtención de características de un grupo población con EP y de control.
- Identificar un descriptor que caracterice las señales de EEG y que se pueda relacionar a la enfermedad de Parkinson (EP).
- Caracterizar las diferencias de las señales de EEG de sujetos control y pacientes con EP mediante el descriptor identificado.
- Implementar y validar un algoritmo basado en reconocimiento de patrones para apoyo al diagnóstico EP, cuantificando la efectividad en la clasificación.

1.4 Estado del Arte

En la literatura existen numerosos estudios relacionados con algoritmos y métodos para apoyar el diagnóstico temprano de la enfermedad de Parkinson mediante el registro y análisis de señales EEG, entre los cuales se encuentran los siguientes artículos.

En [10] se han desarrollado nuevos enfoques eficientes basados en patrones espaciales comunes para la detección de la enfermedad de Parkinson para detectar la enfermedad de Parkinson en dos casos, con y sin medicación. En primer lugar, las señales de EEG se preprocesan para eliminar los principales artefactos antes del filtrado espacial utilizando un patrón espacial común. Se extraen varias características de las señales filtradas espacialmente utilizando diferentes métricas como la varianza, potencia de banda, energía y varios tipos de entropía. Los métodos propuestos se evalúan utilizando dos conjuntos de datos de EEG: el conjunto de datos de SanDiego (31 participantes, 93 minutos) y el conjunto de datos de la UNM (54 participantes, 54 minutos). Los resultados muestran que los métodos propuestos, en particular la combinación de patrones espaciales comunes y la entropía de energía logarítmica proporcionan resultados competitivos cuando se comparan con los métodos de la literatura. Los resultados obtenidos en términos de precisión de la clasificación, sensibilidad y especificidad en el caso de la detección de la EP sin medicación se sitúan en torno al 99%. En el caso de la EP con medicación, los resultados oscilan entre el 95% y el 98%. Los resultados también revelan que las características extraídas de las bandas alfa y beta tienen la mayor precisión de clasificación.

En [11] investigan la corteza cerebral en las alteraciones cognitivas relacionadas con la EP durante el tiempo de intervalo, que requiere que los participantes estimen intervalos temporales de varios segundos relacionados con la EP durante la sincronización de intervalos. La estimación del tiempo es una tarea específica para investigar la cognición en la EP porque es simple, requiere áreas corticales frontales mediales, y recluta procesos ejecutivos básicos como la memoria de trabajo y la atención. Sin embargo, la estimación de intervalos nunca ha sido estudiada sistemáticamente en pacientes con EP con deficiencias cognitivas. Reportaron tres hallazgos principales. Primero, 71 pacientes con EP tenían una mayor variabilidad temporal en comparación con 37 controles demográficamente emparejados, y esta variabilidad se correlacionó con la disfunción cognitiva medida por la Evaluación Cognitiva

de Montreal (MOCA). En segundo lugar, los pacientes con EP tenían una actividad oscilatoria EEG atenuada de ~4 Hz en los electrodos medio-frontales en respuesta a la señal de inicio de intervalo, que también fue predictiva del MOCA. Finalmente, el modelo de efectos mixtos lineales ensayo por ensayo demostró que la potencia de ~4 Hz desencadenada por la clave predijo las estimaciones temporales subsiguientes como una función de EP y MOCA. Los datos del artículo sugieren que el deterioro de la actividad de ~4 Hz mediofrontal provocada por señales predice una mayor variabilidad temporal que es indicativa de la disfunción cognitiva en la EP. Estos hallazgos vinculan la disfunción cognitiva relacionada con la EP con los mecanismos corticales de control cognitivo, lo que podría hacer avanzar nuevos biomarcadores y neuro modulación para la EP.

En [12] Se examinaron las señales de EEG de 20 pacientes con enfermedad de Parkinson y 20 personas sanas en el Hospital Popular Provincial de Henan (Hospital Popular de la Universidad de Zhengzhou), y se aplicó un método de aprendizaje PDRNN en el conjunto de datos para que la demanda de paso a la presentación de funciones tradicional. La red DPRNN sugerida proporciona una precisión, sensibilidad y especificidad del 88,31 %, 84,84% y 91,81 %, respectivamente. Sin embargo, el 11,28% de los casos sanos se clasifican erróneamente en la clase de Parkinson. Además, el 11,49 % por ciento de los casos de Parkinson se clasifican incorrectamente en la clase sana. El modelo experimental tiene una alta eficiencia y puede usarse como una herramienta confiable para la detección clínica de EP.

CAPITULO 2: MARCO CONCEPTUAL Y TEÓRICO

2.1 Enfermedad de Parkinson

Debido a que la enfermedad de Parkinson afecta al sistema nervioso, en la sustancia oscura están presentes mecanismos que provocan daño y posterior degeneración neuronal. Estas neuronas son las encargadas de producir dopamina, un químico (neurotransmisor) necesario para el correcto movimiento del cuerpo. Cuando el cerebro carece de suficiente dopamina para mantener un buen control motor, se transmite información imprecisa sobre cómo y cuándo moverse, los síntomas motores típicos de la enfermedad empeoran gradualmente y otras neuronas, que afectan a otros neurotransmisores, también se ven afectadas. Como la noradrenalina, la acetilcolina y la serotonina, que explican otros síntomas no motores [15,16].

La enfermedad comienza alrededor de los 60 años, aunque uno de cada cinco pacientes se diagnostica antes de los 50 años, y la enfermedad de Parkinson afecta a más hombres que mujeres. La patología suele ser progresiva, lo que significa que los síntomas empeoran a medida que avanza la enfermedad, su curso suele ser gradual y sus efectos iniciales suelen limitarse a un lado del cuerpo. También es una enfermedad heterogénea, y cada paciente puede experimentar síntomas muy diferentes entre sí, lo que la hace impredecible para cada paciente y requiere un tratamiento individualizado [15,16].

Sus principales síntomas son movimientos lentos/torpes, rigidez, temblores y cambios en la postura y la marcha, principalmente debido a la pérdida progresiva de neuronas en la sustancia negra. Sin embargo, el proceso degenerativo también afecta a otras estructuras neuronales en mayor o menor grado, dando lugar a otras manifestaciones clínicas denominadas no motoras, como alteraciones del sueño, olfativas, cognitivas, digestivas o genitourinarias [15, 16].

Estos síntomas ocurren en el 97% de los casos y afectan significativamente la calidad de vida del paciente. El diagnóstico de la enfermedad de Parkinson es clínico y aunque muchas veces se sospecha en atención primaria, requiere comprobación por parte de un neurólogo. Sin embargo, este tratamiento requiere un conocimiento más especializado, principalmente durante la progresión de la enfermedad; desde la etapa inicial, el pronóstico debe evaluarse en función de las características individuales y la opción de tratamiento elegida; por otro lado, las complicaciones motoras presentan un desafío en el tratamiento [15, 16].

El impacto de la enfermedad de Parkinson es multifacético ya que afecta a todos los elementos de un individuo y afecta directamente a su entorno familiar y social. Como resultado, el enfoque óptimo debe ser multifacético sin perder todo el sentido de sí mismo del paciente o interrumpir la continuidad de la atención [15, 16].

- a) Síntomas Motores: Hay cuatro síntomas principales o típicos que definen la enfermedad. Para que un paciente sea diagnosticado con la enfermedad de Parkinson, según los criterios diagnósticos actuales, debe tener al menos 3 de los síntomas enumerados en la Tabla 1 [17, 18].

Tabla 1. Síntomas Motores de la EP. Fuente [17, 18]

Temblor	El temblor es el primer signo de la enfermedad en el 70% de los afectados, el temblor de Parkinson se caracteriza por un temblor en reposo, es decir cuando no se realiza ninguna actividad, generalmente comienza en las extremidades y afecta las manos o los pies, sin embargo, también puede afectar la mandíbula o la cara .Por lo general, la enfermedad progresa junto con el temblor.
Bradicinesia	La bradicinesia, es la característica más destacada de la EP y comienza a ser asimétrica en el 75% de los pacientes. Las personas con la

	<p>enfermedad de Parkinson pueden tener inconvenientes para comenzar a hacer ejercicio o para realizar las actividades repentinamente. La bradicinesia también se refleja en el rango de movimiento (que puede estar reducido) y en las tareas motoras finas diarias, como presionar botones, cortar alimentos etc. La escritura cambia y las letras se vuelven más pequeñas, lo que se llama microscopía. La enfermedad de Parkinson también se manifiesta como bradicinesia, que se caracteriza por una marcha lenta con pasos cortos, aplanamiento de los pies y movimiento mínimo o nulo de los brazos.</p>
Rigidez	<p>La tensión y la rigidez es un aumento del tono muscular, tensión muscular constante que no se relaja bien; esto puede causar: rango de movimiento reducido, como balanceo del brazo al caminar, dificultad para levantarse de la cama o de una silla, dolor y brotes en las extremidades, rigidez en el cuello o la espalda, expresión facial reducida, músculos faciales rígidos.</p>
Inestabilidad postural	<p>Los pacientes con enfermedad de Parkinson tienden a adoptar una postura invadida con la cabeza inclinada hacia adelante o incluso hacia un lado a medida que empeora la condición, lo que puede conducir a desequilibrios que pueden provocar inestabilidad y riesgo de caída.</p>

b) Síntomas No Motores:

A pesar de ser menos conocidos, los síntomas no motores son un aspecto muy importante de la enfermedad, ya que pueden alterar gravemente la vida diaria de los pacientes. Estos síntomas se muestran en la Tabla 2 [17, 18].

Tabla 2. Síntomas no Motores de la Enfermedad de Parkinson. Fuente [17, 18]

Trastornos del sueño	Los trastornos del sueño son muy comunes, que ocurre insomnio en un tercio de los pacientes, también pueden tener sueños muy vívidos, somnolencia diurna o ciclos de sueño alterados.
Pensamiento y memoria	Los pacientes pueden tener un pensamiento o pensamiento más lento, cambios en la memoria o la atención, y algunos pacientes tienen deterioros cognitivos distintos del Alzheimer que afectan áreas como la función ejecutiva, la atención y la función visuoespacial (difícil de medir distancia) en lugar de deterioro de la memoria.
Trastornos neuropsiquiátricos	Experimentan síntomas del estado ansioso como depresión, ansiedad y agitación. También pueden ocurrir alucinaciones y delirios como alucinaciones visuales y delirios de enemistad o prejuicio. Los trastornos neuropsiquiátricos pueden dar lugar a trastornos del control de los impulsos, incluidos los relacionados con la hipersexualidad, el juego y las conductas impulsivas como comer en exceso, compras compulsivas, etc.
Otros	Otros síntomas incluyen temblor, aumento de la sudoración, hipotensión ortostática (sentirse ansioso o incluso abatido debido a cambios en la postura), disfunción sexual, síntomas urinarios, pérdida ocular, dermatitis seborreica, cambios visuales, fatiga o debilidad, dolor y cambios sensoriales. problemas de comunicación y errores de deglución.

c) Síntomas Tempranos

Los síntomas iniciales pueden ser vagos e inespecíficos; los pacientes pueden quejarse de fatiga, hinchazón en las extremidades, dolor en las articulaciones, depresión y dificultad para realizar tareas específicas, como cepillarse los dientes.

Cuando se trabaja con pacientes de Parkinson, siempre surge la duda de si se debe a la enfermedad de Parkinson o a otra cosa. Cabe señalar que el diagnóstico inicial de la EP es difícil incluso en manos de neurólogos experimentados [18, 19].

Estudios recientes de pacientes con la enfermedad que se sometieron a autopsias descubrieron que una cuarta parte de estos diagnósticos patológicos eran compatibles con otras entidades, siendo la atrofia multisistémica la más prevalente [18, 19].

Un diagnóstico de la EP sigue siendo difícil de alcanzar clínicamente, pero la resonancia magnética nuclear (RMN) del cerebro ha sido capaz de diferenciar a los pacientes con la patología de aquellos con la EP atípica. La enfermedad se encuentra principalmente en la sustancia negra y el cuerpo estriado con un aumento del contenido de hierro, lo que puede causar cambios en la resonancia magnética cerebral, movimientos lentos y rígidos [18, 19].

d) Causas

Actualmente, se desconoce la causa de la pérdida neuronal de la enfermedad de Parkinson, y se cree que una combinación de factores genéticos y ambientales que difieren de persona a persona es lo que causa la enfermedad. La Tabla 3 enumera los principales factores que contribuyen al desarrollo de la enfermedad [19].

Tabla 3. Causas de la Enfermedad de Parkinson. Fuente [19]

Envejecimiento	La edad ha demostrado ser un factor de riesgo para la enfermedad, siendo la edad media de diagnóstico entre los 55 y los 60 años. Cuando una enfermedad se manifiesta por primera vez antes de los 50 años, se la denomina forma temporal y en raras ocasiones,
-----------------------	---

	los síntomas que aparecen antes de los 20 años, se le denomina parkinsonismo juvenil.
Factores genéticos	Dado que entre el 15 % y el 25 % de los pacientes con EP tienen familiares que también padecen la enfermedad, los antecedentes familiares son muy importantes. Sin embargo, el 90 % de los casos de Parkinson son esporádicos, lo que significa que no son provocados por cambios genéticos específicos.
Factores ambientales	Una investigación exhaustiva sobre las toxinas ambientales y cómo pueden afectar el desarrollo del EP ha arrojado resultados mixtos, como la posibilidad de que ciertas sustancias químicas tóxicas, como los pesticidas, puedan causar síntomas de la enfermedad de Parkinson, así como el vínculo entre factores físicos como el trauma craneal y el riesgo de desarrollar la enfermedad en edades avanzadas.

e) Diagnóstico

El diagnóstico actual de la enfermedad de Parkinson es clínico o se basa en el historial médico y el examen físico y neurológico del paciente, con o sin síntomas específicos. Un neurólogo puede recomendar pruebas adicionales para confirmar el diagnóstico. Estas pruebas pueden ser: [19]

- Análisis de laboratorio.
- Pruebas de imágenes cerebrales, como el TAC o la resonancia magnética nuclear (RMN). Estas pruebas no podrán diagnosticar la enfermedad de Parkinson, pero pueden ayudar a descartar otras afecciones, incluidos tumores o daños vasculares, que podrían causar síntomas similares a los de la enfermedad de Parkinson.

- Pruebas de neuroimagen funcional mediante tomografía por emisión de fotones (SPECT con trazadores específicos). Estas pruebas pueden ayudar a confirmar el diagnóstico de la enfermedad de Parkinson y ayudar a distinguirla de otros trastornos como el temblor esencial o la enfermedad de Parkinson causada por medicamentos, enfermedad vascular o trastornos psiquiátricos.
- Pruebas neurofisiológicas, a veces mediante electromiografía, para identificar el tipo de temblor.

2.1.1 Enfermedad de Parkinson en estado inicial

a) Síntomas

La pérdida de dopamina en el cerebro debe ser superior al 70% antes de alcanzar este nivel, lo que es una manifestación sutil de un trastorno conocido como premotor. Los pacientes pueden experimentar síntomas depresivos, pérdida ocular, temblores o trastornos del sueño, incluidos sueños muy vívidos, en este momento. También puede haber dolor que con frecuencia se irradia al hombro del lado afectado. Otros síntomas previos al ejercicio incluyen un aumento de la sudoración o cambios en la piel, como la dermatitis seborreica. Los síntomas iniciales de la enfermedad pueden ser leves y aparecer gradualmente [19, 20]. El temblor suele comenzar en el miembro superior y luego se extiende al miembro inferior del mismo lado. Algunos pacientes experimentan cambios cognitivos leves, como dificultad para concentrarse o planificar tareas. Los ataques asimétricos de la enfermedad son muy característicos y persisten a lo largo del curso de la enfermedad, con ataques que todavía ocurren en el lado más afectado [19, 20].

b) Tratamiento de la EP en estados iniciales:

El tratamiento inicial para la enfermedad de Parkinson debe incluir terapia neuro protectora. Vemos la neuro protección como una intervención que ralentiza, detiene o revierte el desarrollo del tejido neuronal susceptible. La progresión de la enfermedad no ha demostrado que ningún fármaco anti parkinsoniano tenga un efecto neuro protector. Sin embargo, aunque no dispone de una cura para esta enfermedad, sí se cuenta con una variedad de tratamientos eficaces para paliar los síntomas. Hay muchas clases de medicamentos anti-Parkinson según cómo influyan en el sistema nervioso para aumentar o disminuir la dopamina. La levodopa continúa siendo el medicamento más efectivo para la enfermedad de Parkinson y el estándar de oro en la terapia farmacéutica [19, 20, 21].

c) Tratamiento médico de otros síntomas de la enfermedad de Parkinson

Hay ciertos aspectos de un caso de síntomas de la enfermedad de Parkinson que requieren un tratamiento particular. Algunos son de uso común, como los antieméticos, mientras que otros solo se usan en ciertos pacientes, como los antidepresivos, y algunos solo se usan en etapas avanzadas de la enfermedad [20, 21].

d) Trastornos psiquiátricos (alucinaciones y psicosis) Todos los pacientes con Parkinson pueden experimentar alucinaciones o psicosis cuando reciben terapia de estimulación dopaminérgica con levodopa o agonistas. Sin embargo, este problema es más frecuente en pacientes que ya tienen deterioro cognitivo [20, 21]. Se debe disminuir la dosis y/o suspender la medicación, aunque en ocasiones esto es imposible. Si la ansiedad y la paranoia persisten a pesar de la reducción de la medicación o del deterioro de la función motora, se deben considerar los medicamentos antipsicóticos. Los efectos adversos incluyen somnolencia, hipotensión ortostática y defectos de nacimiento. Las personas con demencia reaccionan peor, quizás como resultado de su intolerancia a sus efectos secundarios [20,21].

e) Otros tratamientos de ciertos síntomas específicos:

En la tabla 4 se muestra otros síntomas específicos de la EP [20, 21].

Tabla 4. Otros tratamientos de síntomas específicos. Fuente [20, 21]

Síntomas	Tratamiento
Hipotensión ortostática (sintomática)	Si es posible, suspender la medicación antihipertensiva, aumentar la ingesta de sal y líquidos, elevar la cabecera de la cama.
Depresión	Los antidepresivos son necesarios para tratar los síntomas depresivos en cualquier momento de la EP.
Problemas sexuales (disfunción eréctil)	Los bloqueadores beta, los diuréticos y ciertos antidepresivos pueden causar disfunción eréctil y deben evitarse o reducirse, si es posible.
Problemas urinarios (nicturia)	Anticolinérgicos: Bromuro de emepronol (Hexatiumâ) o oxibutinina (Ditropanâ) y considerar evaluación urológica.
Estreñimiento	Ajustar su dieta: aumentar el consumo de líquidos, fibra e ingesta. Aumentar la actividad física, las heces y los laxantessuaves
Náuseas y vomito	La domperidona está disponible en solución y en comprimidos de 10 mg. Use 15-20 minutos antes de las comidas.

2.2 Registro de la Actividad Eléctrica Cerebral

2.2.1 Cerebro

El principal órgano del sistema nervioso en los humanos es el cerebro. Consiste en millones de neuronas ubicadas en el cerebro que regulan las funciones corporales, incluidos el movimiento, la respiración, la visión y la postura. Que consta de tres partes: El cerebro, el cerebelo y los hemisferios cerebrales como se muestra en la Figura 1 [22].

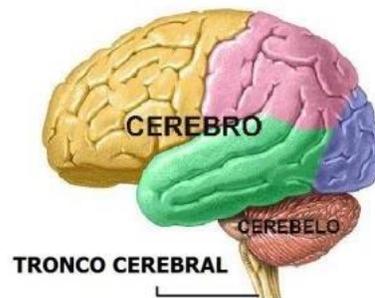


Fig 1. Partes del cerebro [22]

Los hemisferios izquierdo y derecho del cerebro pueden estar divididos por una fisura interhemisférica, que se indica mediante una fisura profunda. Luego, cada hemisferio se divide en cuatro mitades por la fisura de Silvio, la fisura de Rolando y la fisura parietal-occipital. Partes en forma de L: lóbulos frontal, parietal, temporal y occipital [22].

El lóbulo frontal, que se encuentra frente a la fisura de Roland, se encarga de varias funciones que regulan tanto el habla como el movimiento corporal. El lóbulo temporal, también conocido como fisura de Silvio, está ubicado debajo de la fisura y está involucrado en funciones sensoriales como el procesamiento de la memoria, la audición, la visión y el tacto. El lóbulo parietal, que se encuentra detrás de la superficie central y está involucrado en la percepción de la temperatura y el dolor. Detrás de los lóbulos parietal y temporal, el lóbulo occipital procesa la información visual en esta región. La Figura 2 representa los dos hemisferios y lóbulos cerebrales [22].

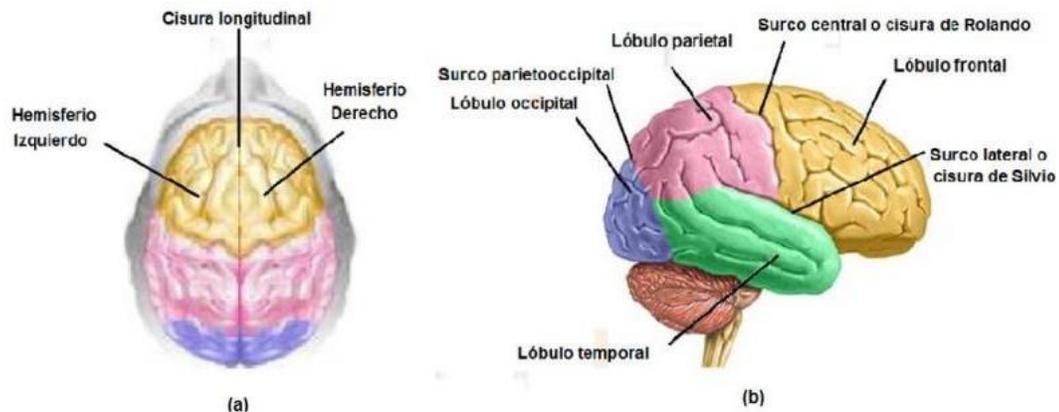


Fig 2. hemisferio derecho, hemisferio izquierdo, lóbulo parietal, lóbulo temporal, lóbulo parietal y lóbulo occipital. [22]

2.2.2 Electroencefalograma

Un electroencefalograma (EEG) es el registro de cambios en el potencial eléctrico del cerebro mediante electrodos que se colocan en lugares específicos en la superficie superior del nervio caudal del usuario [22, 23].

El EEG es una técnica de monitorización electrofisiológica que registra la actividad eléctrica del cerebro, generada por la actividad de las neuronas del cerebro [24]. Consiste en la colocación de electrodos en la piel del cuero cabelludo, y aunque muchas veces no es invasivo, existen otras técnicas quirúrgicas que se pueden clasificar en invasivas y semi-invasivas [24].

El EEG mide las fluctuaciones de voltaje provocadas con el tiempo por las corrientes iónicas que fluyen entre las neuronas del cerebro. Las aplicaciones de diagnóstico a menudo se centran en el contenido del espectro del EEG, específicamente en las oscilaciones neuronales conocidas como ondas cerebrales [24].

La frecuencia de estas señales de actividad cerebral, la diferencia de potencial entre los electrodos y la ubicación de los electrodos, así como el usuario del dispositivo, varían significativamente. Esto se debe a las numerosas conexiones neuronales y al hecho de que la composición estructural del cerebro humano no es constante y varía según el estado mental del usuario, el nivel de atención y el movimiento muscular, incluido el movimiento inconsciente [24].

2.2.3 Electrodo para electroencefalografía

Técnicamente, los electrodos se utilizan para capturar la actividad bioeléctrica del cerebro a nivel del cabello, que luego se amplifica y finalmente se registra. El diseño y construcción de los electrodos debe ser tal que la actividad eléctrica pueda ser registrada con poca interferencia. Las funciones para registrar y su anatomía determinan el tipo de electrodos a utilizar, lo que a su vez determina el tipo de circuito amplificador que se necesita [24, 25].

Aunque los electrodos pueden venir en una variedad de tamaños, formas y materiales, y se pueden aplicar al cuero cabelludo de varias maneras, hay algunos principios generales que se deben tener en cuenta al diseñarlos y usarlos. Es importante recalcar que de nada sirve mejorar los equipos amplificadores y dar alta potencia si la señal va a llegar de todos modos con los electrodos distorsionados, es decir, antes de que llegue al amplificador [24, 25].

Existen varios tipos de electrodos, entre ellos los de neurocirugía, los especiales (Basales), aplicados en la base del cráneo sin cirugía, y los superficiales, aplicados en el cabelludo. Los tipos de electrodos se muestran en la Tabla 5 [25]

Tabla 5. Tipos de electrodos. Fuente: [25]

Tipos de electrodos	Características
Electrodos de superficie	Son fáciles de aplicar y rápidos de quitar, son indoloros y se mantienen durante mucho tiempo sin molestias. Se han desarrollado

	diferentes tipos de electrodos para este propósito y se pueden dividir aproximadamente en tres categorías: adhesivos, contactos y agujas. Cualquiera de estas resistencias aplicadas al cuero cabelludo no debe exceder los 10 K Ω y no debe causar interferencia durante la grabación.
Electrodos basales (especiales)	La superficie interna del cerebro no se puede explorar, pero la base del cerebro tiene conductos que se pueden investigar usando electrodos especialmente diseñados. De esta manera, se introducen electrodos especializados, como los electrodos de campo lejano, esfenooidal y timbales, que a veces se denominan " electrodos basales " ya que miden la base de los lóbulos frontal y temporal del cerebro.

2.2.4 Técnicas de registro

Los electrodos integrados dentro de la tapa son los sensores que se utilizan en las grabaciones de EEG, que tienen la ventaja de no necesitar colocarse por separado. Existe un sistema estándar para colocar electrodos que permite a los investigadores guardar descripciones para registrar la actividad eléctrica en el cerebro [26].

El SI 10-20 recibe su nombre porque los electrodos principales están separados y representan del 10 % al 20 % de las mediciones totales por cráneo. Este sistema porcentual permite colocar electrodos en cualquier zona adecuada de la cabeza, independientemente del tamaño o la forma del cráneo. Hay dos ejes principales de medición. El primero tiene una dirección sagital (o anteroposterior) desde el suelo (punto donde comienza el hueso nasal) hacia el interior (punto donde termina el cráneo en este eje anteroposterior). El segundo es lateral y va desde un conducto auditivo por el vértice (Cz, que es el centro del primer eje) hasta el otro conducto auditivo [26].

Estas áreas reciben el nombre de los lóbulos en los que se encuentran (occipital, P-parietal, T-temporal). El lóbulo anterior es el más grande y se diferencia de la siguiente manera: Fp se refiere a su parte anterior, F se refiere a su zona media, C (por central: surco central), se refiere a su zona trasera.

Mirando el texto, z (empezando en cero, "cero" en inglés significa que el electrodo está en la línea media, los números impares son para el hemisferio izquierdo y los números pares son para el hemisferio derecho. Entonces sabemos, por ejemplo, sin consultando que el electrodo P300 este en el parietal izquierdo en el lóbulo [26].

Se ha propuesto una actualización de SI 10-20 (American Electroencefalographic Society, 1991) para proporcionar una nueva nomenclatura para los sitios no incluidos en el esquema original, ya que ahora hay disponibles instrumentos capaces de registrar múltiples canales que cuando se diseñaron de manera relativamente simple 10-20 en los años cincuenta [26].

Los registros de EEG utilizan configuraciones unipolares y bipolares, así como configuraciones específicas de la señal. En ambos casos, necesitamos colocar un electrodo de puesta a tierra para facilitar la colocación, se suele utilizar un electrodo en forma de copa adherido al centro de la frente. Por otro lado, rara vez se utiliza un solo canal para cualquier componente utilizado. Los montajes bipolares son especialmente útiles para examinar las diferencias interhemisféricas porque pueden usarse para identificar las ubicaciones hemisféricas de ciertas funciones cerebrales. En tales casos, los dos electrodos de cada canal suelen colocarse en áreas esféricas [26].

El método de promedio monopolar se utiliza para comparar el potencial detectado por el electrodo activo en una de las posiciones SI 10–20 con el potencial teórico ($=0$) detectado por el electrodo activo para determinar la actividad característica del área. (Tenga en cuenta que esto debe aplicarse a todos los canales que se utilizan). Hay varias posiciones teóricamente inválidas en las que colocar los electrodos de referencia. Mastoides, el lóbulo orbitario y el punto nariz se utilizan con mayor frecuencia. [26].

Todos estos sitios tienen en común el hecho de que son relativamente poco afectados por la actividad del electroencefalograma y están libres de artefactos de electromiografía (EMG) (sin músculos debajo de la piel). En el caso de la mastoides o lóbulo de la oreja, para evitar el movimiento lateral de la referencia (electrodo en un hemisferio más cerca del electrodo en el otro hemisferio), se suelen conectar dos electrodos entre sí, cada electrodo se coloca en uno de los procesos mastoides o lóbulos de las orejas, en un cable utilizado como única referencia [26].

2.2.5 Sistema de posicionamiento 10-20

La FISE (Federación de Sociedades Internacionales de Electroencefalografía) ha establecido un estándar mundial conocido como el "Sistema Internacional de Posicionamiento 10-20" que especifica dónde se deben colocar los electrodos durante las mediciones de EEG. Los electrodos se identifican por sus posiciones en la Tabla 8 de este documento [27].

Tabla 6. Identificación de los electrodos según su posición. Fuente: [27]

Identificador del electrodo	Lóbulo
F	Frontal
T	Temporal
C	Central
P	Parietal
O	Occipital

La colocación de los electrodos se guía principalmente por cuatro puntos de referencia anatómicos. El primero es el nasión, que es el punto donde se juntan los dos pómulos nasales en la frente; el segundo es el Inion que corresponde al punto inferior-posterior del eje y más prominente que el occipital, finalmente el punto parietal detrás de la oreja. [27, 28].

La distancia entre el Nasión y el Inion que pasan por el vértice se mantuvo constante ya que los electrodos se colocaron de acuerdo con el sistema internacional; el punto Fp (frontopolar) es el 10% de esta distancia sobre la nasión representa el punto O (la parte posterior de la cabeza), el nasión es el punto entre la frente y los ojos; el inion es el punto debajo del cráneo; y el vértice es el punto por encima de la sutura apical. Los puntos delantero y trasero se muestran en la figura 3 [27, 28]

Fig 3. Punto Frontal-Punto Occipital [28]

2.3 Bandas o Ritmos de las Señales de EEG

Las señales del EEG son consecuencia de la actividad cerebral y pueden detectarse incluso en

ausencia de estimulación. Estas señales de EEG son muy pequeñas, con un rango de voltaje de $5\mu\text{V}$ a $200\mu\text{V}$ y un rango de frecuencia de 0,5 a 80 Hz, se ven afectadas por señales que no son de interés como el ruido eléctrico (ruido de 60 Hz), el ruido corporal, los artefactos, el ruido de los componentes electrónicos y la colocación de electrodos en los cráneos [23, 24]. La principal desventaja de obtener lecturas de EEG es la atenuación que provoca la resistencia de las principales regiones del cerebro, incluidos el cabello, la corteza y el hipocampo el cráneo, el cerebro, estas capas están situadas entre los sensores y el cuero cabelludo [23, 24].

El cerebro genera impulsos eléctricos de muy bajo voltaje cada vez que realiza cualquier tipo de actividad bajo la influencia de estímulos externos o pensamientos específicos; todos estos pulsos son del orden de μV , y se denominan colectivamente ondas cerebrales. Los tipos de ondas cerebrales y sus frecuencias, voltajes y características se muestran en la Tabla 7 [23, 25].

Tabla 7. Tipos de ondas cerebrales. Fuente: [23,25].

Tipo de onda	Frecuencia	Características
Alpha	8-13 Hz	Alfa es un estado de actividad mental reducida y relajación. Se detectan en la región occipital y se vinculan con la inactividad mental, la falta de concentración y la relajación. Estas ondas son más lentas que las ondas beta y tienen un rango mayor

Theta	4-8 Hz	Se manifiestan en las regiones parietal y temporal y están conectados con la meditación profunda, la inspiración creativa y el acceso al contenido inconsciente. Estas ondas tienen un área más grande y menos frecuencia. Después de correr un rato, de repente te das cuenta de que no puedes recordar cómo recorriste los últimos kilómetros. Es un lugar de inspiración y soluciones originales. La ejecución de las tareas está automatizada en este estado ya que no se requiere atención y control conscientes, y los sujetos pueden ser apartados mentalmente de ellas.
Beta	13-30 Hz	Ocurren cuando el cerebro está despierto y están asociados con la actividad mental. Estas son ondas anchas y velocidades de transmisión más altas. Indican intensa actividad mental, hablar, aprender, resolver problemas de matemáticas, etc. El cerebro emite este tipo de ondas.
Delta	0,5 – 4 Hz	Estas son las ondas más grandes y menos frecuentes. Nunca llegarán a cero, ya que hacerlo provocaría la muerte cerebral. Se desarrollan en un estado de "tristeza profunda". Nuestras ondas cerebrales cambian de beta a alfa, luego theta y finalmente delta cuando estamos dormidos. Hay ciclos a lo largo del sueño que duran 90 minutos.
Gamma	30- 80 Hz	Ocurre en respuesta a fuertes estímulos auditivos o sensoriales. Estas son las frecuencias más rápidas y altas y están vinculadas al procesamiento simultáneo de información en varias áreas del cerebro. El cerebro es muy activo y genera estados de ansiedad y pánico, así como amplios sentimientos de amor.

2.4 Artefactos señales EEG

Los artefactos son señales que se encuentran en las grabaciones de EEG que no se originan en el cerebro mismo, dependiendo de su origen se dividen en dos categorías [35].

- Artefactos fisiológicos: Son artefactos causado por una variedad de actividades físicas que pueden estar asociadas con:

- Movimiento de la cabeza, el cuerpo o el cuero cabelludo (como la pulsación de las arterias del cuero cabelludo).
- Biopotenciales debido a potenciales motores corporales (como los causados por los movimientos oculares) potenciales eléctricos producido por los músculos, o el corazón.
- Cambios en la resistencia de la piel debido a la actividad de las glándulas sudoríparas y sudoración.
- Artefactos no fisiológicos: Existen dos fuentes principales para que se ocasionen este tipo de artefactos en la señal de EEG
 - Interferencia eléctrica externa de fuentes de corriente como equipos eléctricos.
 - Daño eléctrico de dispositivos de control de grabación como electrodos, cables y amplificadores.

2.4.1 Técnicas para Detección de Artefactos

Básicamente, los métodos propuestos para manejar señales de EEG contaminadas con artefactos se dividen en dos categorías principales:[35]

- Rechazar fragmentos de señales contaminadas: En el procedimiento de rechazo, los datos registrados suelen ser analizados por un experto y los segmentos de señal contaminados con artefactos se excluyen de los datos. Debido a su simplicidad, este método se usa a menudo en la investigación médica. Sin embargo, cuando se analizan grandes cantidades de datos, este puede ser un proceso complejo y se pueden pasar por alto muchos artefactos menos obvios. Otra desventaja del método de rechazo es la reducción y pérdida de datos, lo que limita en gran medida el uso de este método [35].
- Corrección de fragmentos de sellos contaminados: las técnicas más populares para corregir artefactos utilizan la proyección espacial, como el análisis de componentes independientes (ICA) y el análisis de componentes principales (PCA), que divide la señal en componentes independientes y no relacionados, respectivamente. Por otro lado, se han propuesto métodos basados en la retrospección para la corrección de artefactos. Por ejemplo, los métodos de filtrado adaptativo eliminan las partes contaminantes de la señal al generar una estimación optimizada de

la fuente original [35].

2.5 Procesamiento de la señal EEG

El propósito del procesamiento de señales EEG es eliminar ruido o filtrar artefactos que se pueden encontrar en la señal para obtener una señal limpia. El procesamiento de la señal EEG consta de cuatro etapas: [29].



Fig 4. Esquema de procesamiento de la señal EEG. Fuente: propia

- **Preprocesamiento:** Este paso de preprocesamiento es muy importante porque el principal problema que se presenta al realizar el EEG es el llamado artefacto. Las técnicas de procesamiento digital se utilizan para eliminar el ruido en la señal, la técnica más utilizada en el filtrado de ruido es la transformada rápida de Fourier, que permite calcular transformadas por partes utilizando la representación tiempo-frecuencia de la señal, cuyos armónicos se pueden ubicar en el tiempo. Sin embargo, el uso de la transformada de Fourier solo es útil para señales estacionarias. Una señal estacionaria es aquella cuyas propiedades no cambian con el tiempo [37]. El uso de un filtro ayuda a muestrear la señal del EEG sin perder información, lo que hace que el sistema sea más rápido.

- **Extracción de características:** aquí los elementos importantes se extraen de la señal sin procesar, la extracción implica combinar y transformar señales cerebrales en análisis de dominio de tiempo o frecuencia [34]. Los algoritmos basados en el dominio del tiempo se basan en cambios temporales en las señales para buscar

cambios en la actividad cerebral como resultado de un evento. En el dominio de la frecuencia, se acostumbra a analizar las diferentes bandas de frecuencia. También existe el análisis espacial, donde los algoritmos suelen ponderar las contribuciones de diferentes señales según el lugar donde se registraron.

- Clasificación: Es la identificación de un determinado estado mental, cuya existencia está asegurada por la selección adecuada de los parámetros que caracterizan la señal, la eficiencia del algoritmo de clasificación y la capacidad de una persona para generar o controlar una función. Actualmente existen diferentes métodos para la clasificación utilizadas para el diagnóstico médico, entre los cuales están el análisis discriminante lineal (LDA) es un método utilizado en estadísticas, reconocimiento de usuarios y aprendizaje automático para encontrar combinaciones de características lineales que caracterizan o distinguen dos o más clases de objetos o eventos [39]. El clasificador de K Vecinos más cercanos (K-NN) es un método de clasificación no paramétricos y regresión. En ambos casos, la entrada contiene los k ejemplos de entrenamiento más cercanos en el espacio de características y también la máquina de vectores de soporte (Support Vector Machine SVM). Estos son modelos de aprendizaje con algoritmos de aprendizaje asociados que pueden analizar datos y encontrar patrones para clasificación y análisis de regresión. El algoritmo de entrenamiento para vectores de máquinas de soporte crea un modelo que asigna nuevos ejemplos a una o más clases dada una colección de ejemplos de entrenamiento, cada uno de los cuales está etiquetado como perteneciente a una de dos clases [39].

- Entrenamiento: El sistema es entrenado por usuarios específicos ya que cada usuario tiene una modalidad de electroencefalograma diferente.

2.6 Análisis Espectral de Señales de EEG

2.6.1 Uso de Transformada de Fourier en Señales de EEG

Para estudiar la distribución de las amplitudes del espectro EEG y extraer pictogramas espectrales para representar diversas funciones cerebrales, se utilizan transformadas de Fourier de señales EEG [40]. Las señales EEG pueden mapearse desde el dominio del tiempo al dominio de la frecuencia utilizando la FFT. Una forma de identificar el espectro de una señal es dividirlo en sus correspondientes ondas sinusoidales en varias frecuencias.

- **La Transformada de Fourier de tiempo reducido (STFT)**

Para reflexiones no estacionarias cuyo contenido espectral cambia con el tiempo, la función de Fourier es insuficiente. Para obtener una representación de una señal no estacionaria, la STFT asume que la señal es estacionaria en cada segmento de la señal y aplica una transformada de Fourier a cada segmento de la señal. La señal se divide por una función de ventana de tiempo $w(t)$, cuyo fondo representa la longitud del segmento [40].

2.6.3 Densidad Espectral de potencia

La densidad espectral de una señal es una función matemática que nos permite especificar cómo se distribuye la potencia de una señal entre las distintas frecuencias que la componen.

Se utiliza para generar la distribución de intensidad en el dominio de la frecuencia. puede ser una señal armónica, analógica o cualquier tipo de señal de banda ancha. Las mediciones siempre se recopilan en el dominio del tiempo, que luego se puede convertir al dominio de la frecuencia para su posterior análisis.

Densidad espectral de potencia: señales continuas y discretas

Aunque las operaciones matemáticas de tiempo continuo y discreto son similares, el tratamiento de señales continuas y discretas es diferente en términos matemáticos. La densidad espectral de potencia S de una señal discreta o continua en el dominio del tiempo $x(t)$ es:

$$s(f) = \left| \int_0^{\infty} x(t) e^{-i2\pi f t} dt \right|^2$$

Ecuación 1. Continua

$$s(f) = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=1}^N x_n(t=n\Delta t) e^{-i2\pi f n\Delta t} \right|^2$$

Ecuación 2. Discreta

Cuando se utiliza la densidad espectral de potencia en la transformada de Fourier de una señal. Solo se usa en casos discretos, la señal en el dominio del tiempo $x(t)$ contiene N muestras, donde n es el número de muestras (tiempo de muestreo total para $T = N\Delta t$). Aquí, el límite inferior integral comienza en $t = 0$ para explicar el comportamiento de la señal causal. Para cualquier serie temporal, la densidad espectral de potencia se puede calcular utilizando la función de autocorrelación de series [32]

$$R(t) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T x(t) x^*(t-t) dt$$

Ecuación 3. Continua

$$s(f) = \int_{-\infty}^{\infty} R(t) \cos(2\pi f t) dt$$

Ecuación 4. Continua

$$s(f) = \sum_{n=1}^N r(k) e^{-i2\pi f k}$$

Ecuación 5. Discreto

$$R(k) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x(n)x(n-k)$$

Ecuación 6. Discreto

Esta formulación utiliza el teorema de Wiener-Khinchin, que establece que la función de autocorrelación de $x(t)$ y la densidad espectral de potencia son pares transformados por Fourier. En el caso discreto, $x(t)$ se escribe como el número de muestra n . En el caso de densidad espectral de potencia continua, dado que la función de autocorrelación es suave, se utiliza una transformación de coseno.[33]

La fórmula anterior se aplica sólo a procesos estacionarios (es decir, invariantes en el tiempo). En otras palabras, el comportamiento de la señal subyacente es puramente determinista (sin ruido) o la señal subyacente sigue un proceso estacionario. El procesamiento de señales no normaliza las cantidades de autocorrelación anteriores, por lo que estos términos son en realidad solo la auto covarianza de media cero. Si la fórmula anterior es generalizable a cualquier situación, incluidos los procesos no estacionarios (como varios procesos estocásticos), la fórmula anterior debe reformularse en términos de la teoría de la auto covarianza de la probabilidad [31]

Para comprender el concepto de análisis espectral, primero creamos una onda de seno y coseno de frecuencias conocidas. (Aunque usaremos ondas sinusoidales por simplicidad y claridad, debido a que los bioseñales no son de ninguna manera ondas sinusoidales, sino que

se distribuyen en un rango de frecuencias.). La transformada de Fourier divide la señal de la serie temporal en componentes coseno y seno en todas las frecuencias.

El resultado de la transformada de Fourier es un número complejo, y para cada frecuencia el coseno de la señal es la parte real y el componente del seno es la parte imaginaria. Para cualquier frecuencia dada, puede pensar en un vector que represente los componentes de la señal en esa frecuencia. Este vector tiene magnitud y fase (relativa al inicio de la serie temporal). La amplitud es importante cuando se calcula el espectro de potencia de una señal, y la fase es especialmente importante cuando calculamos el espectro de coherencia entre dos señales.

CAPITULO 3: METODOLOGIA Y RESULTADOS

En este capítulo se explica el proceso y las fases de desarrollo del trabajo de grado. El proyecto se subdividió en 4 fases que se describen a continuación en la figura 5:

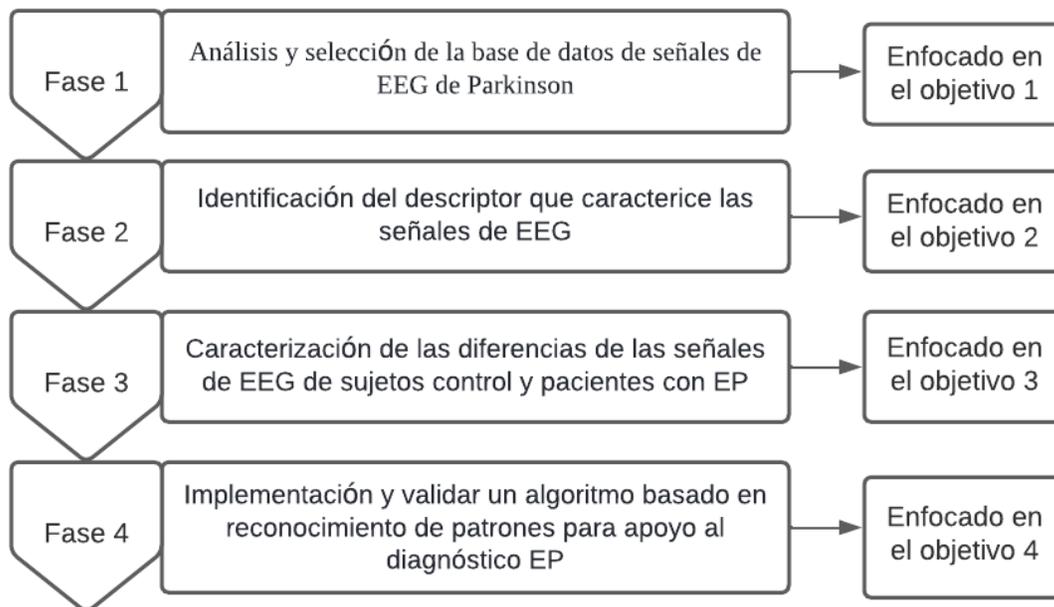


Fig 5. Fases metodológicas para cumplir el objetivo general Fuente: Propia

3.1 Fase 1: Análisis y Selección de la base de datos de señales de EEG de Parkinson

Dado que este trabajo se basa en el análisis de señales de EEG para apoyar el diagnóstico de la enfermedad de Parkinson, se utilizan características espectrales para obtener estas señales. Podemos encontrar en la Figura 1 una base de datos gratuita de señales de EEG reportadas en artículos, revistas y libros de investigación. La Figura 6 muestra un diagrama de flujo prismático que describe el proceso de selección de artículos para la base de datos. Determinando que tienen las cualidades necesarias para lograr el objetivo general.

La base de datos de predicción se encontró de esta manera (<http://predict.cs.unm.edu/downloads.php>) repositorio de pacientes para datos de EEG + herramientas computacionales donde se ingresa a la sección de descarga de conjuntos de datos, la cual presenta 14 grupos de datos de las señales de EEG, y de la cual, 7 de esos grupos son de pacientes con EP. De los 7 grupos que presentan los datos de las señales de EP, se verifica uno a uno que cuenten tanto con los pacientes con enfermedad de Parkinson como con los pacientes control.

Solo 1 grupo de datos brinda 14 pacientes con EP y 14 controles de la Universidad de Iowa. Los datos de EEG en estado de reposo de los 28 sujetos de Iowa se registraron solo con los ojos abiertos con una frecuencia de muestreo de 500 Hz en un sistema Brain Visión de 64 canales implementando el estándar 10-20. Se selecciona este conjunto de datos debido a que cuenta con la información completa de las señales de EEG.

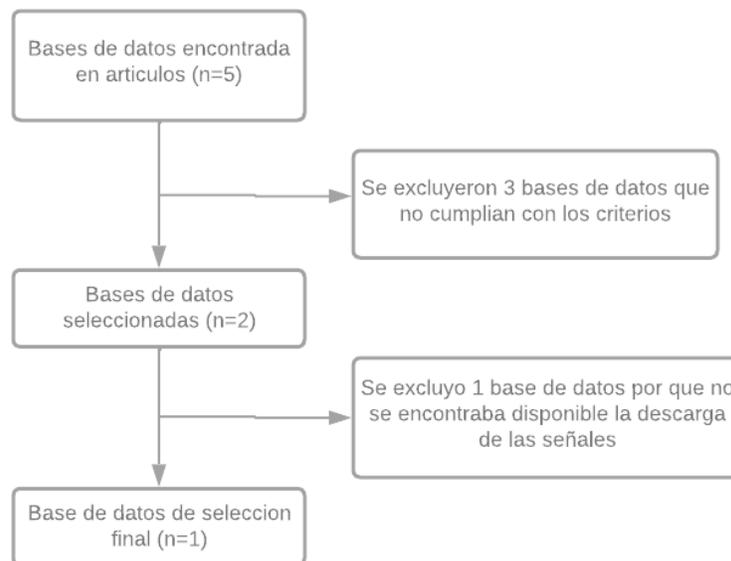


Fig 6. Diagrama de flujo prisma. Fuente: Propia

Como se muestra en la fig. 7, la interfaz de base de datos Predict permite seleccionar una señal para el estudio y permite ver la señal por tipo de estudio, investigadores, tareas realizadas y número de pacientes.



Preguntas Sobre Contáctenos
más frecuentes

PATIENT REPOSITORY FOR EEG DATA + COMPUTATIONAL TOOLS

Número de acceso	Nombre del proyecto	Investigador(es)	Fondos	Enlace de publicación	Enlace de descarga	Tarea	Grupo de pacientes	Número de pacientes	¿CTIL?	Número de CTIL	Sistema EEG	Número de electrodos
d014	Temporización del intervalo de DP	Arun Singh y Kumar Narayanan	NINDS R01100849	'Haga clic aquí'	'Haga clic aquí'	Tiempo de intervalo	Parkinson	92	si	37	BrainVision	64
d013	PD LPC Resto	Md. Fahim Anjum	NINDS R01100849	'Haga clic aquí'	'Haga clic aquí'	Descansar	Parkinson	41	si	41	BrainVision	64
d012	Reposo mTBI	James F Cavanagh	P20GM109089	inédito	'Haga clic aquí'	Descansar	mTBI	52	si	32	BrainVision	64
d011	Marcha DP	Arun Singh y Kumar Narayanan	NINDS R01100849	'Haga clic aquí'	'Haga clic aquí'	Tarea de pedaleo de miembros inferiores	Parkinson	26	si	13	BrainVision	Yaya
d010	mTBI DPX	James F Cavanagh	P20GM109089	'Haga clic aquí'	'Haga clic aquí'	Expectativa de la sonda de puntos	mTBI	52	si	32	BrainVision	64
d009	mTBI bicho raro	James F Cavanagh	P20GM109089	'Haga clic aquí'	'Haga clic aquí'	3 Excéntrico auditivo	mTBI	38	si	24	BrainVision	64
d008	Flanqueadores de TOC	James F. Cavanagh y John JB Allen	Ninguna	'Haga clic aquí'	'Haga clic aquí'	flanqueadores	TOC de síntomas altos	23	si	23	neuroescaneo	64

Fig 7. Interfaz base de Datos de Predict. Fuente: Base de datos Predict.

Además, hay información adicional como el género, donde 1 representa hombre y 0 representa mujer, así como la edad del paciente, el curso de la enfermedad y la identidad del paciente. La duración de la señal del EEG para cada paciente fue de 2 minutos, que se utilizó para registrar la señal realizando la tarea de reposo. De esta forma, el análisis de la señal puede demostrar las características generales de la señal y comprender los datos, como se muestra en la Figura 8-9.

Tabla 8. Sujetos con EP. Fuente: Base de datos Predict

REST	GENDER	AGE	DISEASE DURATION
PD1001	1	80	3
PD1021	0	68	5
PD1031	1	80	6
PD1061	0	66	7
PD1091	1	74	3
PD1101	1	70	10
PD1151	1	60	4
PD1201	0	61	6
PD1251	0	77	4
PD1261	0	70	10
PD1311	1	70	12
PD1571	0	71	2
PD1661	0	86	1
PD1681	0	54	5

Tabla 9. Sujetos control. Fuente: Base de datos Predict

REST	GENDER	AGE	DISEASE DURATION
CONTROL1021	1	80	NaN
CONTROL1041	0	71	NaN
CONTROL1061	0	66	NaN
CONTROL1081	0	77	NaN
CONTROL1101	0	70	NaN
CONTROL1111	1	70	NaN
CONTROL1191	1	60	NaN
CONTROL1201	1	80	NaN
CONTROL1211	0	54	NaN
CONTROL1231	0	61	NaN
CONTROL1291	0	68	NaN
CONTROL1351	1	74	NaN
CONTROL1381	1	70	NaN

3.2 Fase 2: Identificación del descriptor que caracterice las señales de EEG

Para la identificación del descriptor que caracterice las señales de EEG como primer paso se procede a realizar el procesamiento de las señales debido a que contienen mucho ruido, como se muestra en la fig. 8.

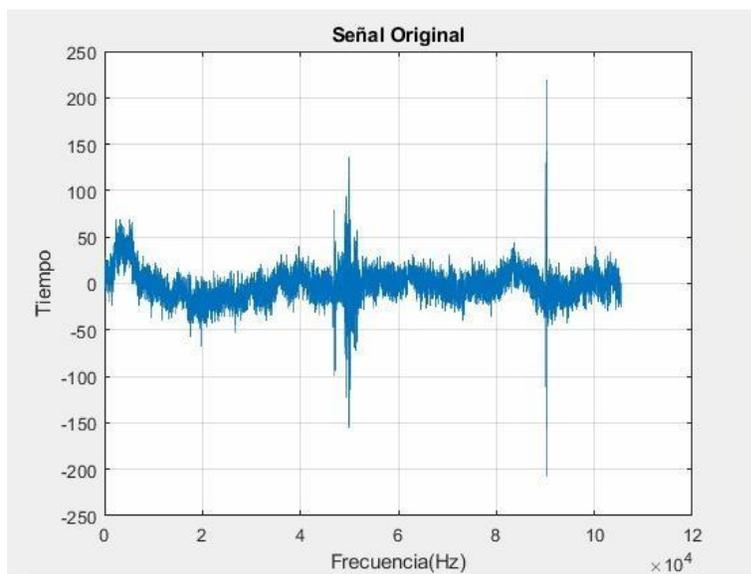


Fig 8. Señal de EEG ruidosa sujeto control 1021 Canal 11

Para la eliminación del ruido se implementa el filtro Butterworth pasa banda orden 6 de 4 a 32 Hz ver Fig 9. Teniendo en cuenta que se analizara las bandas theta, alfa y beta, para obtener la respuesta más plana posible hasta la frecuencia de corte para luego, analizar cada señal. Los canales son reducidos de 64 a 6 teniendo en cuenta los electrodos que han sido más usados en la literatura para la detección de la enfermedad de Parkinson [41]: TP8, P6, FC5, PO8, O2 y CP5 ver Fig.10. Posteriormente, las señales fueron segmentadas en ventanas de tiempo de 4 s no superpuestas, debido a la naturaleza finita de la señal la cual da como resultado formas de onda incompletas con características diferentes de la señal original de tiempo continuo, así como cambios transitorios repentinos en la señal medida, correspondientes a discontinuidades las cuales son señales no estacionarias y que con la segmentación, hace que en cada fragmento se supone que la señal es estacionaria.

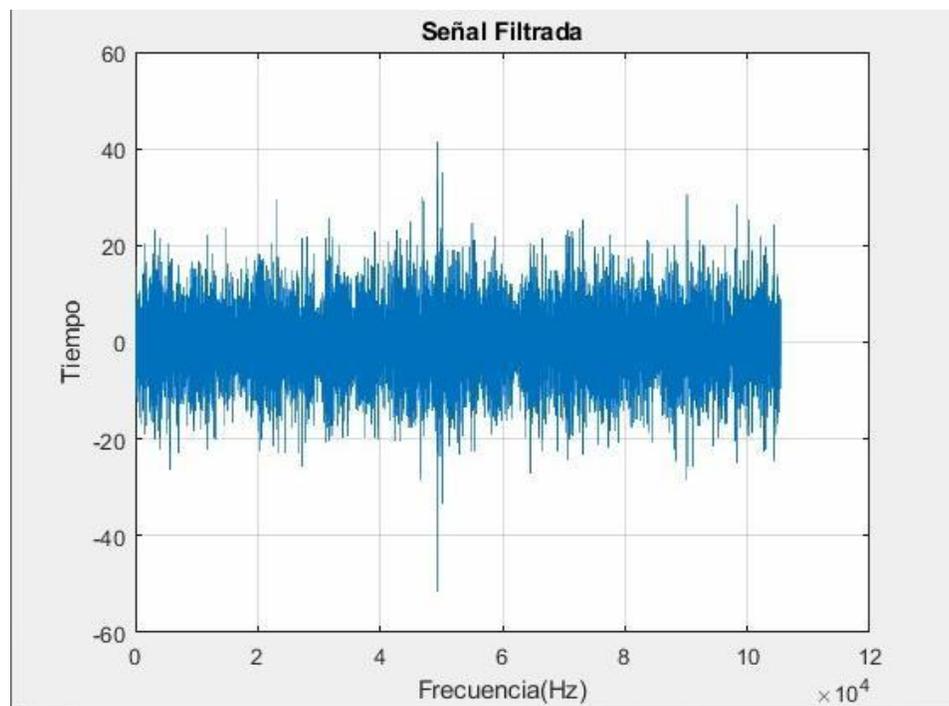


Fig 9. Señal de EEG filtrada sujeto control 1021 Canal 11

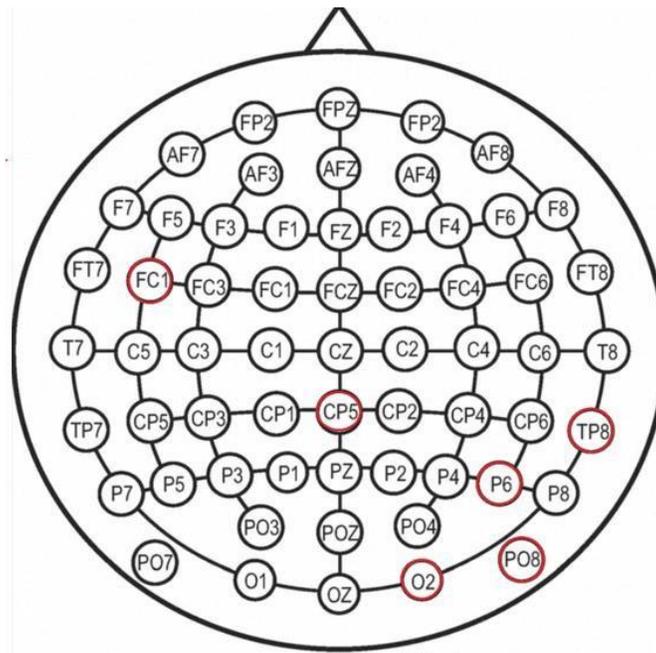


Fig 10. Posición topográfica de los 6 canales usados, según estándar 10-20.

Para la identificación del descriptor que caracterice las señales de EEG y que permita encontrar diferencias entre sujetos control y sujetos EP y el análisis, se tiene en cuenta distintos parámetros descritos a continuación:

3.2.1 Densidad espectral de potencia

Si se tiene una sola señal, es posible saber la magnitud de los diferentes componentes de frecuencia, la cual se encuentra en un rango de frecuencia de 4 a 32 Hz con pasos de 0.5 Hz, en la cual se obtienen 57 frecuencias con una ventana tipo Hanning que se aplica antes de FFT (transformada rápida de Fourier), y permite obtener resultados más realistas. Se incluyen todos los canales y los trials obtenidos después de la segmentación ver Fig. 11. Se puede obtener directamente del espectro de potencia, al cuadrado absoluto de la transformada de Fourier. El espectro de potencia ya no contiene información de fase, por lo tanto, el espectro de potencia de una onda sinusoidal y una onda coseno es el mismo. Se puede evidenciar el cálculo de la DSP en la Fig. 12. Para calcular la DSP, se utilizó el toolbox Fieldtrip (<https://www.fieldtriptoolbox.org/>), el cual es compatible con Matlab.

```
%% Densidad espectral de potencia  
cfg = [];  
cfg.output = 'pow';  
cfg.channel = 'all';  
cfg.method = 'fft';  
cfg.taper = 'hanning';  
cfg.keeptrials = 'yes';  
cfg.trials = 'all';  
cfg.foi = 4:0.5:32;  
POW = ft_freqanalysis(cfg, base_rpt2);
```

Fig 11. Algoritmo Matlab calculo DSP. Fuente: Propia

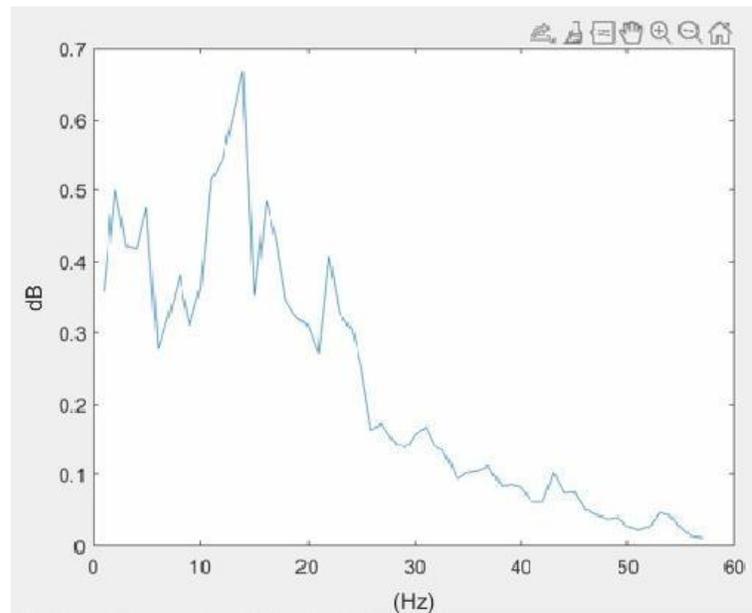


Fig 12. Densidad espectral de potencia canal TP8 Sujeto Control 1021.

3.2.2 Filtrado espacial por coeficiente R^2

Para el cálculo del filtrado espacial por coeficiente R^2 , se tiene en cuenta los resultados obtenidos en la densidad espectral de potencia debido a que este modelo estadístico permite predecir futuros resultados o hipótesis. Esto se realiza con la finalidad de determinar cuáles canales y frecuencias contienen mayor varianza, aportan más información y así se logra reducir las dimensionalidades de las entradas del clasificador. Se halla el coeficiente R^2 , elevando al cuadrado el coeficiente de correlación lineal de Pearson que se define por:

$$p = \frac{\sigma_{XY}}{\sigma_X \sigma_Y},$$

Donde σ_{XY} corresponde a la covarianza entre X y Y, σ_X corresponde a la desviación estándar de X y σ_Y corresponde a la desviación estándar de Y. A la hora de aplicar la ecuación se tiene en cuenta lo siguiente:

- X corresponde al promedio de las densidades de potencia espectral de todos los trials correspondiente a los sujetos control y Y corresponde al promedio de las densidades de potencia espectral de todos los trials correspondiente a los sujetos con EP.

Luego de este procedimiento, se tienen en cuentas las correlaciones más altas en cada canal y en cada una de las bandas de frecuencia ver Fig. 11 para la selección de entradas en el clasificador LDA, y descartar la información de proporcionalidad de los canales más bajos.

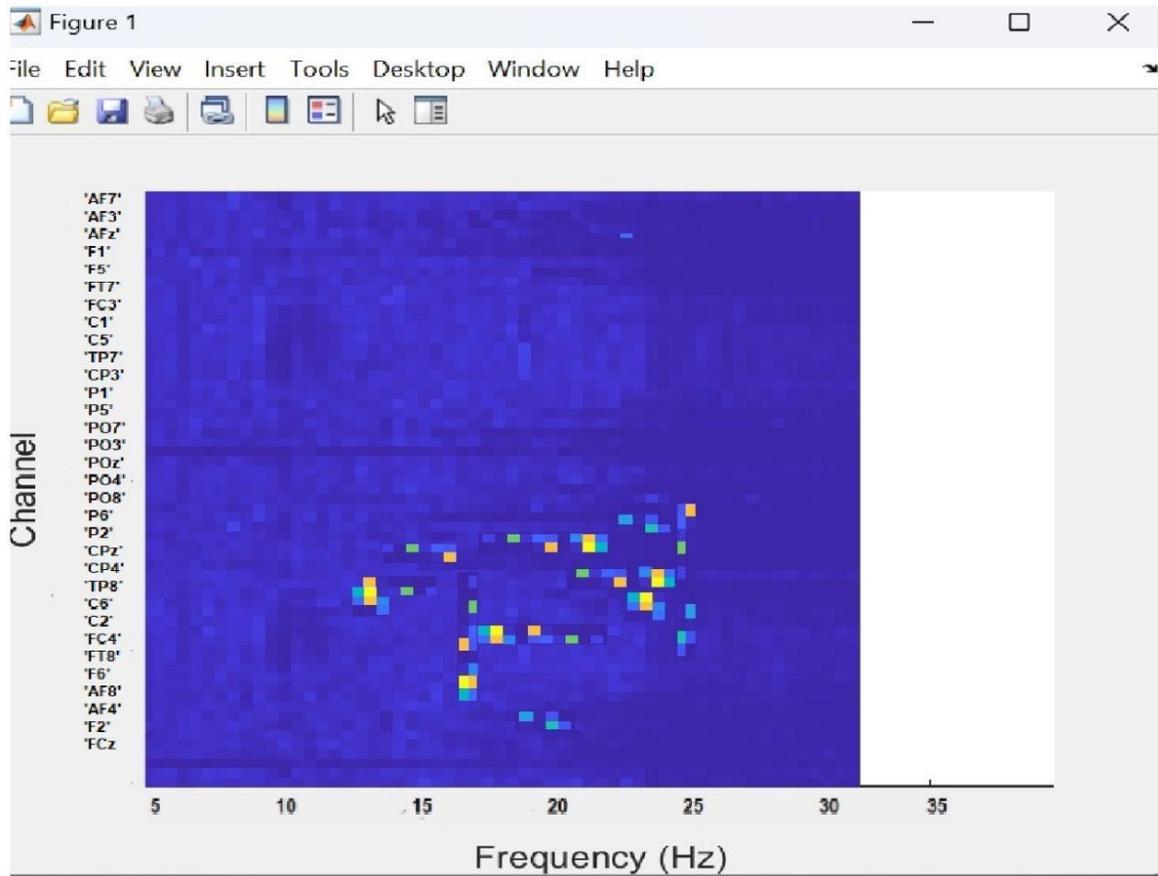


Fig 13. Gráfica de resultado R2

Como se logra evidenciar en la Fig. 13 los canales que presentan más cambios TP8, P6, FC5, PO8, O2 y CP5 y estos se encuentran en un rango de frecuencia de 13 Hz a 25 Hz.

3.3 Fase 3: Caracterización de las diferencias de las señales de EEG de sujetos control y pacientes con EP mediante el descriptor identificado

La caracterización de las diferencias de las señales se obtiene mediante Filtrado espacial por coeficiente R^2 como se mencionó anteriormente. El coeficiente tiene en cuenta las correlaciones más altas en cada canal y en cada una de las bandas de frecuencia lo que permite encontrar características de diferencia entre las señales de los pacientes control y los pacientes EP.

Se evidencia que los canales con correlación más altas son TP8, P6, FC5, PO8, O2 y CP5 para la detección de la enfermedad de Parkinson se verifica con lo reportado en la literatura [41]. Las bandas de frecuencia que presentan mayor cambio entre los sujetos control y los sujetos EP son alpha y beta ya que tienen una disminución de la sincronización para la frecuencia y presenta mayor incremento para la banda beta.

3.4 Fase 4: Implementación y validación del algoritmo basado en reconocimiento de patrones para apoyo al diagnóstico EP.

Para la implementación y validación del algoritmo basado en reconocimiento de patrones se trabaja en el entorno de Matlab con un clasificador tipo LDA, el cual permite determinar a qué grupo pertenece cada una de las observaciones, adicionalmente nos permite determinar si la varianza es homogénea entre el grupo control y los sujetos con EP después del procesamiento ver Fig. 14, el cual para el entrenamiento se toman 14 sujetos entre los cuales 7 sujetos presenta EP y los otros 7 son sujetos control. De igual manera, para la validación se toma en cuenta los 7 sujetos control y los 7 sujetos con EP. Esto se realiza debido a que si entrenamos el clasificador con poca información se tiene el riesgo de aumentar el error y ser menos efectivo. El clasificador LDA se basa en la clasificación clásica de Fisher donde el discriminante lineal le asigna una clase.

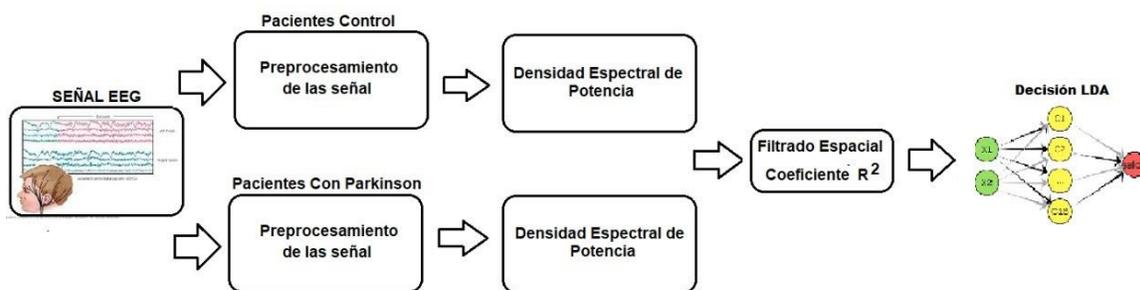


Fig 14. Esquema del algoritmo de procesamiento de señales EEG

Representada por 0 que indica que los pacientes no presentan la enfermedad de Parkinson, es decir sujetos control, y la clase 1 representa los sujetos con enfermedad de Parkinson en función de la salida del clasificador que se obtiene a través de las características asignadas a la entrada del patrón y un vector de peso que define la discriminante. Dicho lo anterior, el clasificador divide el espacio muestral en subespacios, mediante hiperplanos. La utilización del LDA de Fisher permite la igualdad de matrices de covarianza entre los grupos de las dos clases.

La Figura 12 muestra la matriz de confusión, una herramienta para visualizar el desempeño del clasificador muestra una tasa de clasificación del 82,1 % calculada a partir de la proporción de resultados verdaderos (incluidos los verdaderos positivos (VP) y los verdaderos negativos (VN)) dividido por el número total de casos probados (verdaderos positivos, falsos positivos, verdaderos negativos, falsos negativos). De los 28 pacientes, 14 eran controles y 14 sujetos con EP, de los cuales 4 fueron identificados como pacientes con EP por el clasificador.

$$\text{Tasa de clasificación} = \frac{VP+VN}{VP+FP+FN+VN}$$

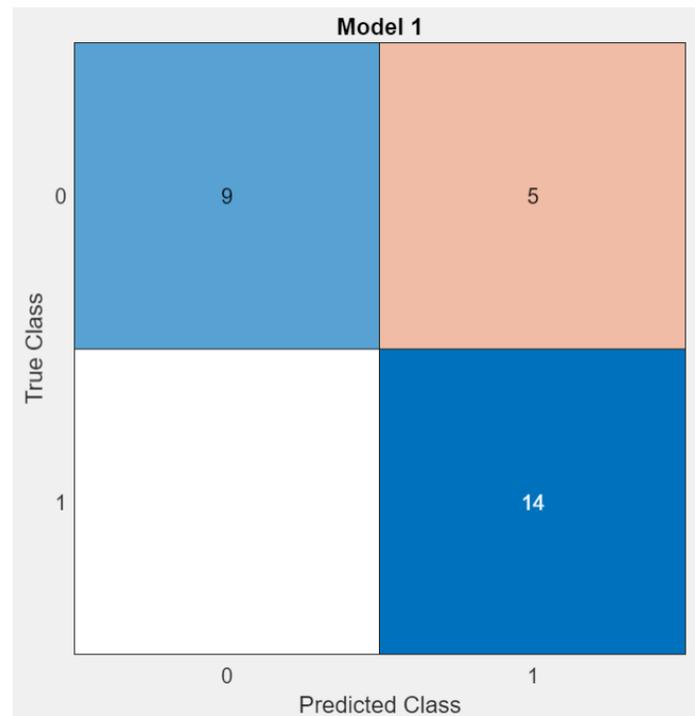


Fig 15. Matriz de confusión. Fuente: Propia

La validación del algoritmo se realiza con la métrica del área bajo la curva. Esta herramienta estadística se calcula mediante el número de acierto en la predicción de los eventos binarios, es decir, que ocurren o no ocurren y nos permite ver la representación escalar del rendimiento esperado del clasificador LDA. De igual manera, se sitúa entre 0 y 1, y cuanto más alto es el valor, mejor rendimiento tiene el clasificador LDA, como se evidencia en la fig. 16.

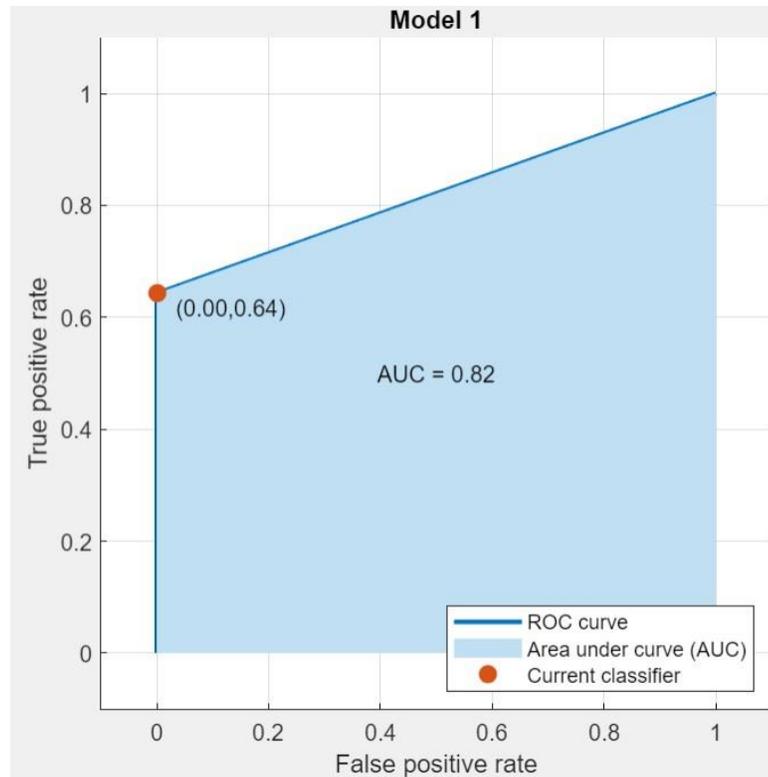


Fig 16. Métrica de evaluación AUC. Fuente: propia

La métrica de evaluación AUC como se evidencia, que mediante el número de acierto en la predicción de los eventos binarios, representa escalar del rendimiento esperado del clasificador LDA. De igual manera, se sitúa entre 0 y 1 y el valor verifica que el rendimiento que tiene el clasificador LDA es bajo.

CAPITULO 4: CONCLUSIONES

4.1 Conclusiones

Este trabajo de grado se basa en el análisis de características espectrales con el fin de generar un algoritmo que permita apoyar el diagnóstico de la enfermedad de Parkinson mediante el reconocimiento de patrones.

Como se logra ver en el transcurso del desarrollo del trabajo de grado del estudio bibliográfico y la evaluación de bases de datos públicas nos permite obtener bases de datos confiables y obtener datos reales para investigaciones clínicas, permite que en la actualidad, deje de ser un recurso escaso, de poco interés y no confiables además, que para las investigaciones clínicas es complejo obtener los datos de pacientes cuando presentan una enfermedad debido a que los hospitales tienen que manejar la información privada. Las bases de datos se están convirtiendo en recurso abundante y confiable.

Los métodos espectrales permiten obtener la distribución de energía de una señal entre su rango de frecuencia de 4 a 32 Hz, estos métodos se encuentran muy limitados porque brindan información sobre la escala de tiempo de la señal EEG y tienen propiedades no estacionarias y no lineales. Se requieren varios procedimientos para obtener una señal estacionaria para lo cual se introduce una ventana de tiempo 4 segundos para segmentar la señal en un intervalo de tiempo, y por lo tanto se supone que, dado que la señal es estacionaria para cada segmento, los segmentos largos pueden violar la suposición de estacionariedad requerida por la transformación de Fourier.

Las correlaciones más altas se presentan en los canales TP8, P6, FC5, PO8, O2 y CP5 y la banda de frecuencia de mayor variabilidad en la EP es la banda beta y esto permite obtener las diferencias entre los pacientes EP y control (Sanos). El clasificador LDA presenta un bajo porcentaje de precisión, debido a que es muy sensible para la separación de los datos en la señal. No obstante, como resultado de este trabajo de grado se pudo obtener un porcentaje de clasificación comparable a otros resultados reportados en la literatura, con costos computacionales muy bajos para su implementación lo que ayudara al especialista a lograr diagnosticar mediante las señales de EEG la enfermedad de Parkinson en etapa temprana utilizando esta metodología.

4.2 Trabajo Futuro

Las señales de EEG al ser un tema de investigación tan amplio, permiten abordar múltiples oportunidades de trabajos entorno a este trabajo de grado, entre ellos:

- La adquisición de señales de EEG de pacientes con enfermedad de Parkinson y control, en el laboratorio de la Universidad Antonio Nariño utilizando el equipo gNautilus con la intención de la elaboración de una base de datos propia.
- Realización de un estudio comparativo de diferentes algoritmos para la detección temprana de la patología de Parkinson, validando estos métodos en una interfaz cerebro-computador.
- Análisis de señales de electroencefalografía para respaldar el diagnóstico de trastornos cerebrales, mediante características espectrales

BIBLIOGRAFÍA

- [1] N. I. of Health (U.S.). “Stem cells: scientific progress and future research directions.” Honolulu: University Press of the Pacific., 2005
- [2] What Is Parkinson's? Parkinson's foundation, <https://www.parkinson.org/understandingparkinsons>, Accessed: 20 agosto 2021.
- [3] S. Bhat, U. R. Acharya, Y. Hagiwara, N. Dadmehr, and H. Adeli, “Parkinson’s disease: Cause factors, measurable indicators, and early diagnosis,” *Computers in Biology and Medicine*, vol. 102, pp. 234 – 241, 2018.
- [4] J. Del Rocío, R. Donoso, IE Patricio, y C. Córdova , Edu.ec. [En línea]. Disponible en: https://repositorio.uta.edu.ec/bitstream/123456789/29893/1/Tesis_t1593ec.pdf. [Consultado: 03-agosto-2022].
- [5] F. Á. Martínez Raúl, «Enfermedades neurológicas degenerativas,» *Revista Médica Clínica Las Condes*, vol. 27, n° 3, pp. 285-416, mayo 2016.
- [6] S. B., Bernal-Pacheco, O., & Esquivia-Pájaro, C. T. (2020). Caracterización funcional y calidad de vida en pacientes con enfermedad de Parkinson. *Revista Colombiana De Medicina Física Y Rehabilitación*, 29(2).
- [7] Gov.co. “Colombia, M., 2021. Día Mundial del Parkinson,” [En línea]. Disponible en: <https://www.minsalud.gov.co/Paginas/Dia-Mundial-del-Parkinson-Colombia-se-destaca-en-atencion.aspx>. [Consultado: 03-agosto-2022].
- [8] DaTSCAN. (2022). European Medicines Agency. <https://www.ema.europa.eu/en/medicines/human/EPAR/datscan>
- [9] Avendaño-Avendaño SB, Bernal-Pacheco O, Esquivia-Pájaro CT. Caracterización funcional y calidad de vida en pacientes con enfermedad de Parkinson. *Rev Col Med Fis Rehab* [Internet]. 2 de abril de 2020 [citado 26 de octubre de 2022];29(2):93-102. Disponible en: <https://revistacmfr.org/index.php/rcmfr/article/view/209>
- [10] Aljalal, M.; Aldosari, S.A.; AlSharabi, K.; Abdurraqeab, A.M.; Alturki, F.A. Parkinson’s Disease Detection from Resting-State EEG Signals Using Common Spatial

- Pattern, Entropy, and Machine Learning Techniques. *Diagnostics* 2022, 12, 1033.
<https://doi.org/10.3390/diagnostics12051033>
- [11] Singh, A., Cole, R. C., Espinoza, A. I., Evans, A., Cao, S., Cavanagh, J. F., & Narayanan, N. S. (2021). Timing variability and midfrontal~ 4 Hz rhythms correlate with cognition in Parkinson's disease. *NPJ Parkinson's disease*, 7(1), 1-8.
- [12] Xu S, Wang Z, Sun J, Zhang Z, Wu Z, Yang T, Xue G, Cheng C, "Using a deep recurrent neural network with EEG signal to detect Parkinson's disease", *Ann. Transl. Med.*, vol. 8, núm. 14, p. 874, 2020.
- [13] MayoClinic.org . "Enfermedad de Parkinson", [En línea]. Disponible: <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseasesconditions/parkinsons-disease/diagnosis-treatment/drc-20376062>. [Consultado: 12 de agosto del 2022]
- [14] Luengas C., L. A. (2020, 14 febrero). Análisis frecuencial y de la densidad espectral de potencia de la estabilidad de sujetos amputados. Recuperado 21 de septiembre de 2022, de <https://www.redalyc.org/journal/3442/344263272001/html/>
- [15] Dra. Beatriz de la Casa Fages, Guía Informativa de la Enfermedad de Parkinson, Parkinsonburgos.org España, 2016. content/uploads/2013/04/aaff_guia_parkinson.pdf. [Consultado: 26-oct-2022]
- [16] M. Dra. Ingrid Estrada Bellmann y D. H. R. M. Rodruíguez, «Diagnóstico y tratamiento de la Enfermedad de Parkinson,» *AVANCES*, vol. 8, nº 25, pp. 1-7, 2017.
- [17] J. Mariño, *Parkinson*, México, 2015.
- [18] Eisinger RS, Martinez-Ramirez D, Ramirez-Zamora A, Hess CW, Almeida L, Okun MS, Gunduz A, "Parkinson's disease motor subtype changes during 20 years of follow-up", *Parkinsonism Relat. Disord.*, vol. 76, pp. 104–107, 2020.
- [19] Francisco Escamilla Sevilla. Jesús Olivares Romero, «Recomendaciones de Práctica Clínica en la Enfermedad de Parkinson,» *Sociedades Andaluza de Neurología (SAN)*, vol. 1, nº 12, pp. 10-15, 2017.
- [20] Jéssica del Rocío Rosas Donoso«Acta médica,» [En línea]. "irregular patterns detection system in encephalography signs for diagnosis early parkinson's disease" Available: <http://www.actamedicolombiana.com/anexo/articulos/06-1996-01>

Enfermedad%20de%20Parkinson.html. [Último acceso: 22 08 2022]. [21] M. J. Halfon, «Tratamiento Inicial de la enfermedad de Parkinson,» Area de movimientos anormales - Guía de práctica clínica, vol. 2, nº 3, pp. 1-2, 2016.

[22] V. Herrera y E. Rodrigo, “Prototipo de prótesis de un brazo con 12 GDL controlada mediante ondas cerebrales”, Universidad Técnica de Ambato. Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial. Carrera de Ingeniería en Electrónica y Comunicaciones, 2017.

[23] Rafael González V., Andrea Hornauer-Hughes. «Cerebro y lenguaje » [En línea]. Disponible en: https://brainmaster.com/wpcontent/themes/brainmasters/kb_file/Neidermeyer_DC.pdf.

[Consultado: 26-oct-2022].

[24] C.Babiloni, V. Pizzella, C. D. Gratta, A. Ferretti, y G. L. Romani, “Fundamentals of electroencefalography, magnetoencefalography, and functional magnetic resonance imaging”, *Int. Rev. Neurobiol.*, vol. 86, pp. 67–80, 2009

[25] R. Sepulveda, O. Montiel, G. Diaz, D. Gutierrez, y O. Castillo, “Classification of encephalographic signals using artificial neural networks”, *Comput. sist.*, vol. 19, núm. 1, pp. 69–88, 2015.

[26] Francisco José Martínez Albaladejo, “evaluación de técnicas computacionales para el análisis lineal de señales electroencefalográficas”, repositorio.upct.es. [En línea]. Disponible en:

https://repositorio.upct.es/bitstream/handle/10317/3871/1/103173871_tfpfd30.pdf;jsessionid=18D1C0B923698038475A34C95BA309D0?sequence=1. [Consultado: 28-oct-2021].

[27] Homan RW, Herman J, Purdy P. “Cerebral location of international 10–20 system electrode placement”, *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 66, núm. 4, pp. 376–382, 1987.

[28] Schomer, Donald L. y Fernando H. Lopes da Silva (eds), *Electroencefalografía de Niedermeyer: principios básicos, aplicaciones clínicas y campos relacionados*, 7 edición (Nueva York, 2017; edición en línea, Académico de Oxford , 1 de noviembre de 2017), consultado el 22 de octubre de 2021.

- [29] Leonardo, J, Gomez, oa.upm.es. [En línea]. Disponible en: https://oa.upm.es/44379/1/TFM_LEONARDO_JOSE_GOMEZ_FIGUEROA.pdf. [Consultado: 28-oct-2022].
- [30] C. Guerrero-Mosquera, A. M. Trigueros, J. I. Franco, y A. Navia-Vázquez, “New feature extraction approach for epileptic EEG signal detection using time-frequency distributions”, *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 48, núm. 4, pp. 321–330, 2010.
- [31] Cadence PCB Solutions, “Power spectrum vs. Power spectral density: What are you measuring?”, *Cadence.com*, 17-mar-2022. [En línea]. Disponible en: <https://resources.pcb.cadence.com/blog/2020-power-spectrum-vs-power-spectral-density-what-are-you-measuring>. [Consultado: 22-sep-2022].
- [32] S. A. Unde and R. Shriram, "Coherence Analysis of EEG Signal Using Power Spectral Density," *2014 Fourth International Conference on Communication Systems and Network Technologies*, 2014, pp. 871-874, doi: 10.1109/CSNT.2014.181.
- [33] B. Güntekin y E. Başar, “A new interpretation of P300 responses upon analysis of coherences”, *Cogn. Neurodyn.*, vol. 4, núm. 2, pp. 107–118, 2010.
- [34] A. Torres-García, C. A. Reyes-García, L. Villaseñor-Pineda, y J. M. Ramírez-Cortés, “Análisis de señales electroencefalográficas para la clasificación de habla imaginada”, *Rev. mex. ing. bioméd.*, vol. 34, núm. 1, pp. 23–39, 2013.
- [35] Cesar Augusto Lozada Tenorio Bolívar Daniel David Medina, “sistema embebido destinado a la detección y eliminación de artefactos en señales eeg para aplicaciones médicas”, *bibliotecadigital*. [En línea]. Disponible en: <https://bibliotecadigital.usb.edu.co/server/api/core/bitstreams/2af221b5-6730-493b-b700-c73155305077/content>. [Consultado: 28-oct-2022].
- [36] B. Medina y J. Sierra, “Técnicas de extracción de características de señales EEG en la imaginación de movimiento para sistemas BCI Extraction techniques of EEG signals characteristics in motion imagination for BCI systems”, *Revistaespacios.com*. [En línea]. Disponible en: <https://www.revistaespacios.com/a18v39n22/a18v39n22p36.pdf>. [Consultado: 28-oct-2022].

- [37] Valderrama, C., & Villegas, G. U. (2012). Análisis espectral de parámetros fisiológicos para la detección de emociones. *Sistemas y Telemática*, 10(20), 27-49.
- [38] Ibarra, E., Mosiño, J., Montero, R., Baltazar, M. & Martinez, E. (2020). Clasificación del grado de afectación de Parkinson usando la señal de vibración de pacientes diagnosticados con la enfermedad de Parkinson. *Programación Matemática y Software*, 12. <http://www.progmat.uaem.mx:8080/Vol12num3/vol12num3art5.pdf>
- [39] Medina, B., & Sierra, J. E. (s/f). Técnicas de extracción de características de señales EEG en la imaginación de movimiento para sistemas BCI Extraction techniques of EEG signals characteristics in motion imagination for BCI systems. *Revistaespacios.com*. Recuperado el 26 de octubre de 2022, de <https://www.revistaespacios.com/a18v39n22/a18v39n22p36.pdf>
- [40] MF Anjum, S. Dasgupta, R. Mudumbai, A. Singh, JF Cavanagh, y NS Narayanan, “La codificación predictiva lineal distingue las características espectrales del EEG de la enfermedad de Parkinson”, *Parkinsonism Relat. Desorden.* , vol. 79, págs. 79–85

