

# **ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL**

## **FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA**

### **ESTUDIO DEL EFECTO DE LA TÉCNICA DE MEDITACIÓN MBSR EN EL GRADO DE BIENESTAR HUMANO Y ANÁLISIS DE LOS CAMBIOS PRODUCIDOS A NIVEL ELÉCTRICO CEREBRAL POR MEDIO DEL ELECTROENCEFALOGRAMA**

#### **TRABAJO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES**

**CHRISTIAN DAVID ANASI GUALOTUÑA**

christian.anasi@epn.edu.ec

**DIRECTOR: PhD. ROBIN GERARDO ÁLVAREZ RUEDA**

robin.alvarez@epn.edu.ec

**Quito, diciembre 2018**

## **AVAL**

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por Christian David Anasi Gualotuña, bajo mi supervisión.

---

**PhD. ROBIN GERARDO ÁLVAREZ RUEDA**  
**DIRECTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN**

## **DECLARACIÓN DE AUTORÍA**

Yo Christian David Anasi Gualotuña, declaro bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentada para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración cedo mis derechos de propiedad intelectual correspondientes a este trabajo, a la Escuela Politécnica Nacional, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normatividad institucional vigente.

---

CHRISTIAN DAVID ANASI GUALOTUÑA

# ÍNDICE DE CONTENIDO

AVAL.....	I
DECLARACIÓN DE AUTORÍA .....	II
ÍNDICE DE CONTENIDO.....	III
RESUMEN.....	V
ABSTRACT.....	VI
1. INTRODUCCIÓN .....	1
5.1    Objetivos .....	2
5.2    Alcance .....	3
5.3    Marco Teórico .....	5
1.3.1    Estrés y meditación .....	5
1.3.2    Señales biomédicas .....	6
1.3.3    Extracción de características de una señal .....	8
1.3.4    Análisis temporal .....	9
1.3.5    Análisis espectral.....	11
1.3.6    Complejidad de una señal.....	18
1.3.7    Métodos de análisis más utilizados en neurociencia.....	24
1.3.8    Estado del arte: cambios en el EEG producidos por la meditación .....	26
2. METODOLOGÍA.....	28
2.1.    Descripción de los registros EEG a utilizar .....	28
2.2.    Preprocesamiento de señales utilizando EEGLAB.....	31
2.3.1    Lectura de señales .....	31
2.3.2    Remuestreo de la señal .....	32
2.3.3    Filtrado de la señal .....	33
2.3.4    Eliminación de artefactos .....	35
2.3.    Análisis de señales empleando el método propuesto.....	37
2.4.1    Variables aplicadas a canales de EEG individuales.....	38
2.4.2    Variables aplicadas a pares de canales de EEG.....	44
2.4.    Análisis estadístico .....	49
3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN .....	50
5.4    Variables aplicadas a canales de EEG individuales .....	50
5.5    Variables aplicadas a pares de canales.....	66
5.6    Comparación con los resultados psicológicos .....	74
4. CONCLUSIONES.....	80
5. TRABAJOS FUTUROS.....	82
5.1    Incremento de la muestra .....	82

5.2 Análisis psicológicos .....	82
6. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	83
7. ANEXOS.....	86
ANEXO I .....	87
ANEXO II .....	93
ANEXO III .....	95
ORDEN DE EMPASTADO.....	<b>Error! Bookmark not defined.</b>

## RESUMEN

En este proyecto de titulación se utilizaron técnicas de procesamiento digital de señales biomédicas para evaluar si el programa “Reducción del estrés basada en la atención plena” (MBSR – Mindfulness-Based Stress Reduction) es realmente beneficioso como una técnica de medicina complementaria para mejorar el nivel de bienestar físico y mental de un ser humano, basado en el análisis de las características propuestas. Se utilizaron ocho variables para caracterizar las señales de electroencefalograma (EEG) y evaluar sus cambios: ritmo alfa, energía de la banda alfa, energía total del espectro, dimensión fractal de Higuchi, autosimilitud de largo alcance, correlación, diferencia entre señales y coherencia.

Se presentarán cuatro capítulos:

En el primer capítulo se presenta una introducción hacia la neurociencia, la técnica de meditación MBSR y las señales biomédicas. Se exponen los fundamentos teóricos necesarios para comprender los métodos a utilizar en la caracterización de las señales de EEG.

En el segundo capítulo se describe el protocolo utilizado en la adquisición de las señales de EEG de los sujetos de prueba y se explica la metodología utilizada para la evaluación de las señales EEG.

En el tercer capítulo se exponen los resultados mediante comparaciones de los valores de cada variable antes y después del programa MBSR, se evalúa si existe una diferencia en las comparaciones utilizando una prueba de hipótesis. También se contrasta estos resultados con los resultados psicológicos de las encuestas.

En el cuarto capítulo se presenta una interpretación, conclusiones y comentarios respecto a los resultados obtenidos.

**PALABRAS CLAVE:** análisis espectral, autosimilitud de largo alcance, dimensión fractal, electroencefalograma, meditación.

## **ABSTRACT**

In this titling project, digital biomedical signal processing techniques were used to evaluate whether the "Mindfulness-Based Stress Reduction" (MBSR) program is really beneficial as a complementary medicine technique to improve the level of physical and mental well-being of a human being, based on proposed characteristics analysis. Eight variables were used to characterize electroencephalogram (EEG) signals and evaluate their changes: alpha rhythm, alpha band energy, total spectrum energy, Higuchi fractal dimension, long-range self-similarity, correlation, signal difference and coherence.

Four chapters will be presented:

In the first chapter an introduction to neuroscience, MBSR meditation technique and biomedical signals is presented. The theoretical foundations necessary to understand the methods to be used in the characterization of the EEG signals are exposed.

The second chapter describes the protocol used in the acquisition of EEG signals from test subjects and explains the methodology used to process and evaluate EEG signals.

In the third chapter the results are presented by comparing the values of each variable before and after the MBSR program, evaluating if there is a difference in the comparisons using a hypothesis test. These results were also contrasted with the psychological results of the surveys.

The fourth chapter presents an interpretation, conclusions and comments regarding the results obtained.

**KEYWORDS:** fractal dimension, electroencephalogram, long term self-similarity, meditation, neuroscience, spectral analysis.

## 1. INTRODUCCIÓN

La señal de EEG es una representación de la actividad eléctrica del cerebro utilizada por la neurociencia para estudiar el comportamiento de la actividad cerebral, por ejemplo, se utilizan para la detección de desórdenes neurológicos o en diagnósticos de estados neuronales. La información de las señales EEG pueden ser extraídas por diferentes métodos, dependiendo del origen de estas señales y de los atributos a estudiar, un método puede ser más apropiado que otro. Si se desea medir la intensidad de la actividad cerebral, una señal en el dominio del tiempo puede ser útil, midiendo directamente la intensidad de la señal recibida por los electrodos en el cuero cabelludo. Puede ser más interesante para la neurociencia visualizar el comportamiento de las señales por ritmos (frecuencias), en este caso el análisis espectral puede ser de más ayuda para mostrar la potencia de cada componente de frecuencia o cada banda, asumiendo para este análisis que la señal de EEG es una señal estacionaria y un proceso lineal. Sin embargo, el comportamiento caótico de los sistemas biológicos hace que sea una mejor suposición que la señal de EEG proviene de un proceso no estacionario y no lineal, entonces los métodos no lineales serían una mejor opción para caracterizarlas [1]–[4]. La teoría fractal es uno de los caminos para tratar con sistemas no lineales, la dimensión fractal y la autosimilitud de largo alcance son dos características de esta teoría que son utilizados en este trabajo, usualmente utilizados para discriminar estados neurológicos.

El objetivo del presente análisis es mostrar diferentes métodos para caracterizar las señales de EEG y las ventajas de cada uno, también mostrar un punto de vista diferente de analizar electroencefalogramas, mostrando la variación de una característica de la señal a través del tiempo. Como un caso concreto de aplicación de los métodos, donde se tratará de encontrar los cambios en las características de la señal EEG producidos en los sujetos que entraron a un programa MBSR de ocho semanas, con el objetivo de dilucidar si la práctica del programa MBSR realmente es beneficiosa. Se busca dar una explicación a las mediciones de sensación de bienestar de los sujetos realizadas con encuestas y averiguar la relación que tiene los niveles de bienestar altos y bajos con los cambios en el comportamiento de las ondas cerebrales.

La demostración del beneficio de la práctica del programa MBSR supone un aporte y un aval académico a las personas involucradas tanto en la práctica como en la enseñanza de esta técnica como un programa de medicina complementaria. Además, podría suponer el



reemplazo de medicamentos destinados a corregir la salud del cerebro pero que son nocivos para muchas otras áreas del cuerpo humano.



**Figura 1.1.** Sujeto de prueba durante la meditación y toma de datos [5]

## 5.1 Objetivos

El objetivo general de este proyecto es determinar si existe un beneficio del programa antiestrés MBSR tanto a nivel psicológico, a través de encuestas, como a nivel fisiológico, por medio del análisis de la actividad eléctrica cerebral.

Los objetivos específicos de este Proyecto Integrador son:

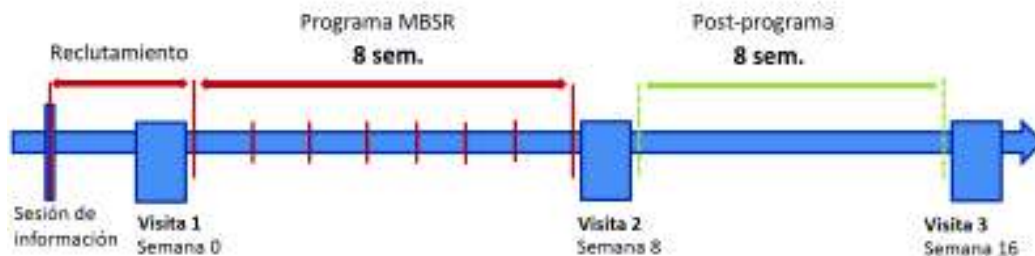
- Utilizar el toolbox EEGLAB para: lectura, remuestreo, filtrado, conversión de formato de “.cnt” a “.mat” y almacenamiento de los registros del EEG.
- Caracterizar las señales de EEG y del comportamiento interhemisférico de los canales centrales (C3, C4), frontales (Fp1, Fp2), temporales (T7, T8) y occipitales (O1, O2).
- Determinar mediante análisis estadístico, los parámetros que permita relacionar el cambio en el comportamiento con las señales cerebrales como efecto del programa MBSR.

Realizar las comparaciones entre sesiones, entre cada par de visitas se comparará una condición a la vez. Esto para cada uno de los 19 sujetos.

## 5.2 Alcance

Este trabajo se enfocará en el procesamiento digital de las señales de EEG utilizando el software MATLAB y al análisis de las encuestas psicológicas de nivel de bienestar. Tanto los registros de EEG como las encuestas han sido proporcionadas por el proyecto “Estudio de los efectos psicofisiológicos de un programa de entrenamiento de atención plena (MBSR)” de la Universidad Libre de Bruselas [5]. Los registros de EEG y encuestas constan de: 19 sujetos de prueba, 9 sesiones por sujeto distribuidas de la siguiente manera:

- Visita 1
  - Condición de reposo pre-meditación
  - Condición de meditación
  - Condición de reposo post-meditación
- Visita 2
  - Condición de reposo pre-meditación
  - Condición de meditación
  - Condición de reposo post-meditación
- Visita 3
  - Condición de reposo pre-meditación
  - Condición de meditación
  - Condición de reposo post-meditación



**Figura 1.2.** Cronograma del programa MBSR [5]

En el proyecto de la Universidad Libre de Bruselas se utilizaron las señales biomédicas: EEG, ECG, EOG y EMG, sin embargo, en este trabajo se utilizará únicamente las señales de EEG debido a que se analizará el comportamiento cerebral. Además, se utilizó un electroencefalograma de 128 canales, de los cuales, se analizarán los siguientes: dos canales centrales (C3, C4), dos frontales (Fp1, Fp2), dos temporales (T7, T8) y canales

occipitales (O1, O2), suficientes para poder emitir conclusiones respecto al comportamiento de los diferentes hemisferios.

Se utilizará el toolbox EEGLAB para realizar las siguientes tareas:

- Lectura de algunos canales de EEG
- Remuestreo
- Filtrado
- Eliminación de artefactos
- Conversión de formato a “.mat”
- Almacenamiento

Las variables a utilizarse para la caracterización de las señales de EEG y del comportamiento interhemisférico son:

- En el dominio del tiempo:
  - Correlación
  - Diferencia entre señales
- En el dominio de la frecuencia:
  - Evolución de la componente de frecuencia con mayor potencia (ritmo alfa).
  - Evolución de la banda con mayor potencia (banda alfa).
  - Evolución de la energía total del espectro.
  - Coherencia interhemisférica en frecuencia
- Dominio de la complejidad:
  - Dimensión fractal
  - Autosimilitud de largo alcance

Utilizando análisis estadístico se encontrará cuál de esas variables es la más adecuada para determinar el cambio en el comportamiento de las señales cerebrales como efecto del programa MBSR.

Para determinar cambios de comportamiento en cada uno de los 19 sujetos, las comparaciones se realizarán entre sesiones o visitas: antes de realizar el programa MBSR (visita 1), una vez ya culminado el programa (visita 2) y ocho semanas después de culminado el programa (visita 3):

- Visita-1 vs Visita-2
  - Reposo pre-meditación VS reposo pre-meditación
  - Meditación VS meditación
  - Reposo post-meditación VS reposo post-meditación

- Visita-1 vs Visita-3
  - Condición de reposo pre-meditación
  - Condición de meditación
  - Condición de reposo post-meditación
- Visita-2 vs Visita 3
  - Condición de reposo pre-meditación
  - Condición de meditación
  - Condición de reposo post-meditación

## **5.3 Marco Teórico**

### **1.3.1 Estrés y meditación**

El estrés, es considerado como la enfermedad del siglo XX, no tiene una definición precisa por tratarse de un fenómeno subjetivo, sin embargo, se considerará a una de las primeras definiciones: "...respuesta del cuerpo a cualquier demanda de cambio" [6], y a pesar de que esto implica una parte positiva la cual sugiere que el estrés motiva a una persona a cumplir una tarea, se considerará únicamente la parte negativa que es provocada por una condición persistente de estrés provocada por estímulos desagradables físicos o psicológicos que pueden desencadenar en varias enfermedades.

Existen un sinnúmero de técnicas y procedimientos para combatir el estrés, uno de ellos es el programa MBSR (Mindfulness Based Stress Reduction), practicado por millones de personas alrededor del mundo y se constituye en un programa de medicina complementaria para mejorar el bienestar físico y mental [7]. Sin embargo, no se ha logrado demostrar concretamente cuán beneficioso es el programa o incluso si realmente es beneficioso.

Atención plena, es una técnica de meditación que puede mejorar la calidad de vida de una persona pesar de encontrarse en situaciones de estrés, enfermedad o dolor, consiguiendo una resiliencia emocional y psicológica. Esto tiene su origen en la cultura budista y actualmente es practicado ampliamente tanto en la cultura oriental como en la occidental [8]. La idea básica de su práctica es enfocar la atención sobre un objeto, un momento, un propósito, para conseguir conciencia del ser individual y de las cosas que influyen su vida. Uno de los principales ejercicios para conseguir esta meta son: conciencia en la respiración, suaves movimientos de yoga, reposar en silencio, caminar con intención [7]. Una aplicación específica de Atención Plena es el programa MBSR, utilizado como una

forma de medicina complementaria para reducir el estrés y ayudar con la coexistencia de enfermedades crónicas. Históricamente la meditación ha sido asimilada como una forma de experiencia mística que trasciende el pensamiento, el lenguaje, la razón y la percepción ordinaria, las cuales son necesarias para realizar un análisis neurocientífico. Sin embargo, desde el punto de vista de la neurociencia, se asume que el proceso de meditación lleva hacia un estado distintivo, con un estado cognitivo distintivo y características físicas distintivas [8]. El presente análisis ayudaría a entender los cambios producidos a nivel psicológico y fisiológico.

La investigación de la meditación empezó empíricamente alrededor de 1950, principalmente utilizando medidas de los cambios a nivel psicológico y existen muchas publicaciones al respecto. En las últimas dos décadas habido un gran interés en el estudio de la meditación debido al avance en la investigación en varias áreas de la neurociencia tales como cognitiva, afectiva y social, relacionadas de alguna manera con la meditación. Adicionalmente, la práctica de algunas formas de meditación como la conciencia plena o el yoga, que ha alcanzado a un gran número de practicantes, ha hecho necesaria una validación científica de los efectos que estas prácticas causan en los seres humanos [8].

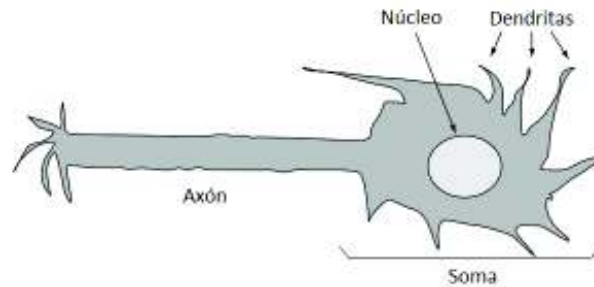
### 1.3.2 Señales biomédicas

Una de las propiedades más importantes de las células es su actividad eléctrica, ésta juega un papel muy importante en la regulación de todo sistema biológico y es aprovechada para medir este tipo de sistemas. De manera simplificada, esta actividad eléctrica es creada por la diferencia de potencial entre iones de cada lado de la membrana celular. Esta diferencia de potencial es medida con un microelectrodo en el caso en el caso de investigaciones científicas, para el caso clínico las mediciones se hacen a nivel de tejido con otro tipo de electrodos, debido al alto costo que implica la utilización de microelectrodos que no se justifican a nivel clínico, esto puede hacerse debido a que todo tejido tiene iones que transportan las corrientes resultantes de los potenciales eléctricos en todo el tejido, con lo que la actividad eléctrica de células individuales puede manifestarse en la superficie de la piel, además dicho efecto de propagación del potencial puede ser considerado como un fenómeno de propagación de ondas. Para medir los potenciales eléctricos de un órgano, es suficiente que el electrodo se coloque sobre tejidos cercanos al órgano [9].

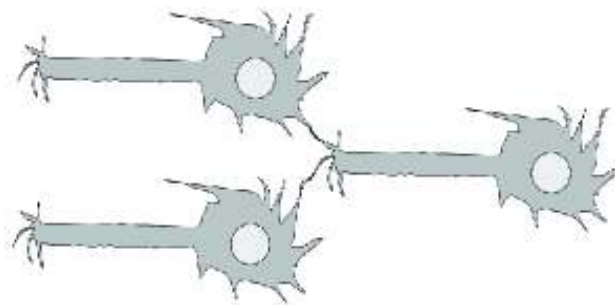
#### **Electroencefalograma**

Para el caso del electroencefalograma (EEG), la célula a analizar es la neurona, con sus distintos componentes que se muestran en la Figura 1.5. Donde el fenómeno de

propagación de onda empieza cuando las dendritas de una neurona reciben un estímulo del exterior, el soma se despolariza, este efecto de despolarización se transmite por el axón hasta el otro extremo de la neurona, las terminaciones del extremo del axón estimulan dendritas de otras neuronas y el ciclo se repite, puesto que las neuronas están conectadas unas con otras como se muestra en la Figura 1.6 [9].

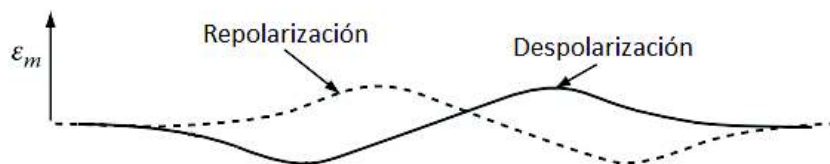


**Figura 1.5.** Partes de una neurona [9]



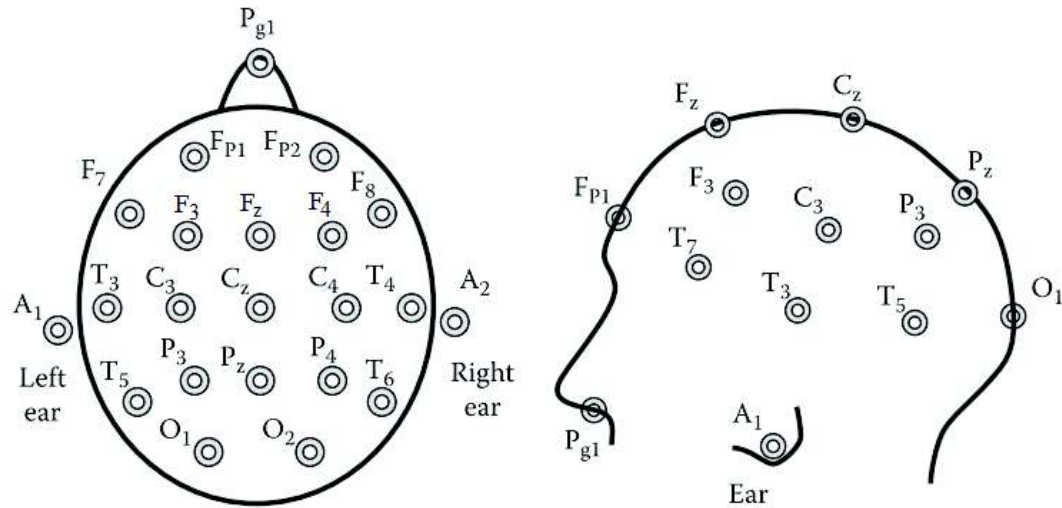
**Figura 1.6.** Conjunto de neuronas

El comportamiento de despolarización y repolarización que producen el fenómeno de propagación de onda llega desde las células del cerebro hasta los electrodos sufriendo atenuaciones al atravesar tejidos, fluidos cerebrales, el cráneo y la piel, la señal recibida por el electrodo es como la que se muestra en la Figura 1.7.



**Figura 1.7.** Señal recibida por el electrodo

Los electrodos son colocados en el cuero cabelludo, usualmente se mide la actividad eléctrica del cerebro en varios puntos del cráneo denominados canales, por ejemplo, existen electroencefalogramas de 21 canales, de 64 canales, de 265 canales. Además, existe una configuración estandarizada internacionalmente de la posición y denominación de cada electrodo llamada Sistema 10/20, como se muestra en la Figura 1.8.



**Figura 1.8.** Posición de los electrodos en el cuero cabelludo de acuerdo al sistema internacional 10/20 [9].

Se puede tener también electroencefalogramas de alta densidad con un mayor número de canales, sin embargo, los canales que se muestran en la Figura 1.8 son suficientes para el análisis a realizarse en el presente trabajo.

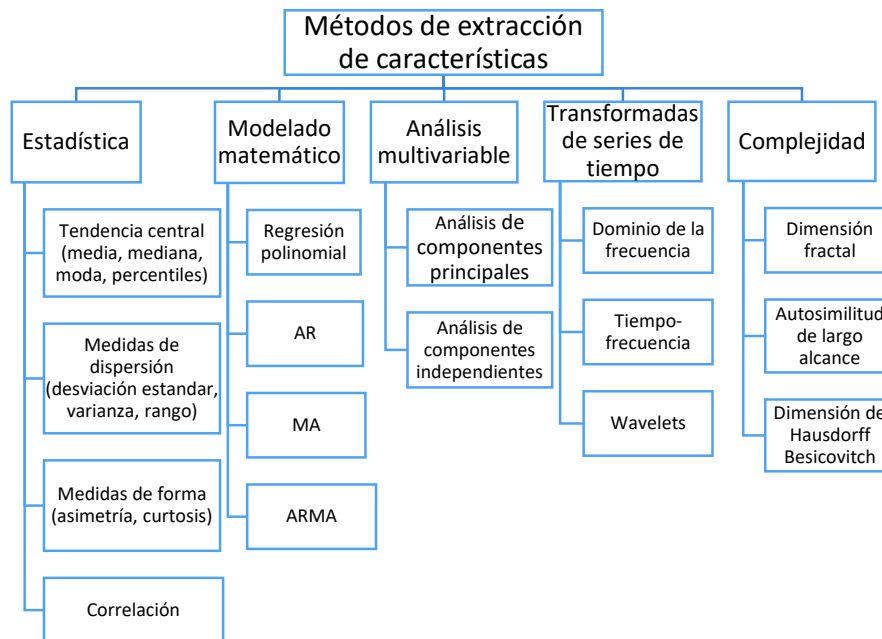
Las letras representan secciones anatómicas de la siguiente manera:

F, frontal	O, occipital
T, temporal	Fp, prefrontal
C, central	A1, A2, referencias
P, parietal	Pg1, opcional

### 1.3.3 Extracción de características de una señal

La tarea fundamental del Procesamiento Digital de Señales es extraer conocimiento que no puede ser observado a simple vista por el ojo humano. Existen un sinnúmero de métodos, algoritmos y herramientas para extraer diferentes tipos de características de una

señal dependiendo de las necesidades de la aplicación. En la Figura 1.9 se presenta un resumen de los más renombrados métodos de extracción de características de señales.



**Figura 1.9.** Resumen de algunos métodos de extracción de características de señales.

Las características extraídas de la señal son utilizadas para evaluar el sistema que produjo la señal, por ejemplo, las características de una señal biomédica servirán para evaluar o diagnosticar el órgano que produjo dicha señal.

Para el presente análisis se han elegido tres métodos principales: la estadística descriptiva en el dominio del tiempo, el análisis espectral y la geometría fractal, por ser algunas de las más utilizadas en el contexto de la neurociencia para analizar señales EEG.

### 1.3.4 Análisis temporal

#### Coefficiente de correlación

Es una manera de medir el nivel de similitud entre dos señales. Uno de los métodos para encontrar el coeficiente de correlación es el método de Pearson, matemáticamente se puede encontrar el Coeficiente de Correlación Lineal de Pearson utilizando la Ecuación 1.1 [10], [11].



$$\rho(A,B) = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N \left( \frac{A_i - \mu_A}{\sigma_A} \right) \left( \frac{B_i - \mu_B}{\sigma_B} \right)$$

**Ecuación 1.1.** Coeficiente de correlación de Pearson

Donde:  $\mu_A$  y  $\mu_B$ , media de la serie de tiempo A y B

$\sigma_A$  y  $\sigma_B$ , varianza de la serie de tiempo A y B

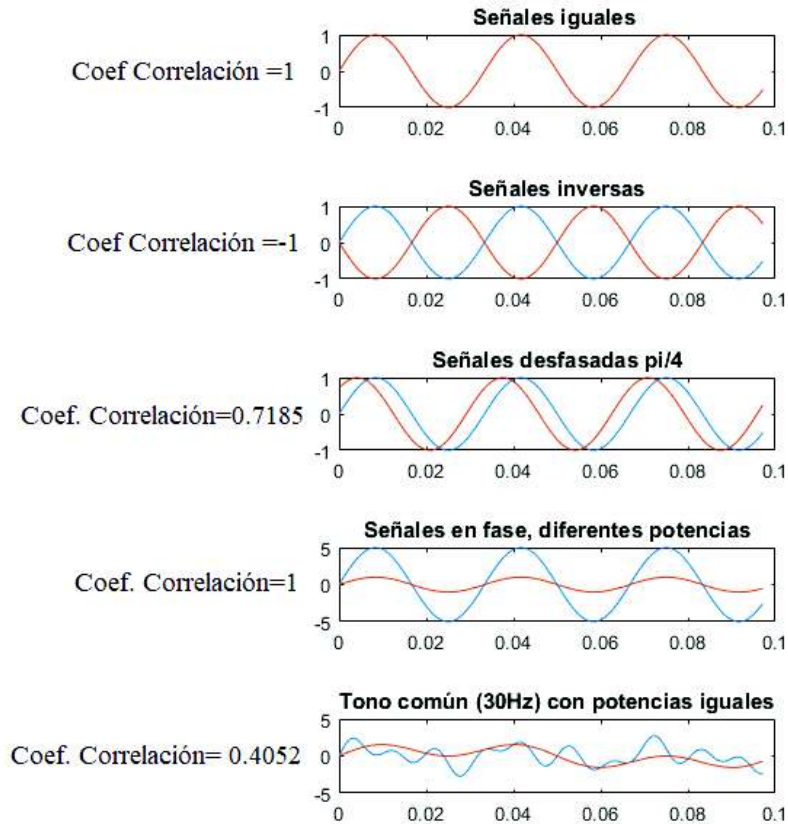
N, es el número de muestras de las series

O utilizando una expresión equivalente en función de la covarianza como se muestra en la Ecuación 1.2.

$$\rho(A,B) = \frac{\text{cov}(A,B)}{\sigma_A \sigma_B}$$

**Ecuación 1.2.** Coeficiente de correlación de Pearson en función de la varianza

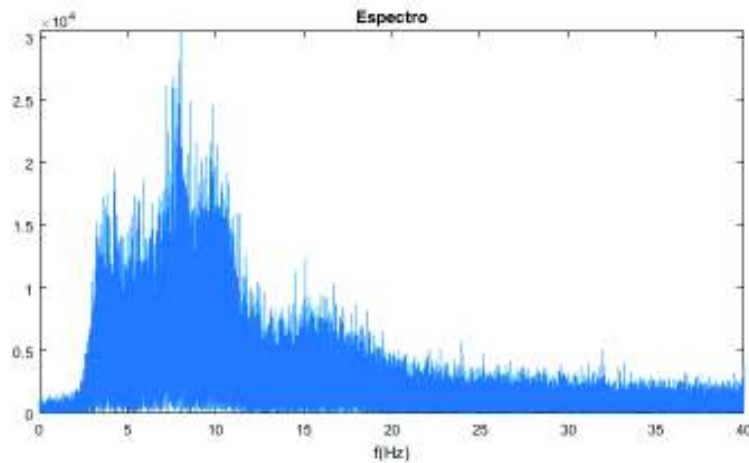
La Figura 1.10 muestra el comportamiento del coeficiente de correlación de Pearson en varias situaciones, el máximo nivel de correlación (Coef. Correlación=1) se presenta cuando ambas señales son idénticas (a), para dos señales de igual frecuencia y amplitud, pero con un desfase de 180° (b) se obtiene un coeficiente de correlación de -1. Se puede observar que el coeficiente de correlación tiene una dependencia de la fase de las señales, por ejemplo, en (c) se muestra como disminuye el coeficiente de correlación a 0,7185 cuando las señales de igual amplitud y frecuencia muestran un pequeño desfase de 45°. En (d) se puede evidenciar que la amplitud de las señales no influye en el coeficiente de correlación, donde el coeficiente presenta un valor de 1 para dos señales de igual frecuencia e igual fase, pero una muy marcada diferencia en cuanto a la amplitud. En (e) se muestra un par de señales un poco más aproximadas hacia señales reales, se muestra que el coeficiente de correlación tiene un valor de 0,4052 para dos señales ( $X = \sin(2\pi * 30t) + (2\pi * 60t) + (2\pi * 100t)$ ;  $Y = (2\pi * 30t) + (2\pi * 10t)$ ) con varias componentes de frecuencia que únicamente coinciden en la componente de 30 Hz.



**Figura 1.10.** Valores de Coeficiente de Correlación de Pearson para algunas señales básicas

### 1.3.5 Análisis espectral

Es un análisis basado en la descomposición de señales en componentes sinusoidales, cada componente oscilando a una frecuencia determinada y con una amplitud determinada, es decir, se muestra se consigue una visión de la información en el dominio de la frecuencia, mostrando la contribución de cada componente de frecuencia de una señal. Esta conversión al dominio de la frecuencia se logra mediante la transformada de Fourier. El resultado del análisis de Fourier es un espectro de amplitud, con las mismas unidades de amplitud que tenía la señal en el tiempo. Un ejemplo de este análisis se muestra en la Figura 1.11, donde se presenta el espectro de una señal EEG.



**Figura 1.11.** Ejemplo de espectro de la señal de EEG.

### Transformada de Fourier

Según el tipo de señal en el dominio del tiempo (infinita/finita, discreta/continua, Periódica/No periódica) o del tipo de señal que se quiera obtener en el dominio de la frecuencia (continua/discreta) se debe aplicar el tipo de transformada adecuada.

Los nombres de las transformadas que se presentan en la Tabla 1.1 y en la Tabla 1.2 son los más aceptados y utilizados, pero pueden variar ya que éstos han evolucionado desordenadamente a lo largo de los últimos dos siglos [12].

Para señales infinitas en el tiempo, señales que se extienden al infinito negativo y positivo, al igual que sus componentes sinusoidales, existen ciertas maneras de encontrar su dual en el dominio de la frecuencia presentadas en la Tabla 1.1. El hecho de que las señales sean continuas en el dominio del tiempo o en el dominio de la frecuencia (número infinito de componentes de frecuencia) hace que no sea posible utilizar algoritmos computacionales para calcular las transformadas [12].

**Tabla 1.1.** Transformadas de Fourier para señales infinitas en el tiempo [12]

<i>Dominio</i>	<b>Series de Fourier (FS)</b>	<b>Series de Fourier en tiempo discreto (DTFS)</b>	<b>Transformada de Fourier para tiempo continuo (FT)</b>	<b>Transformada de Fourier en tiempo discreto (DTFT)</b>
<b>Tiempo</b>	Continua Periódica	Discreta Periódica	Continua No periódica	Discreta No periódica
<b>Frecuencia</b>	Discreta No periódica	Discreta Periódica	Continua No periódica	Continua Periódica

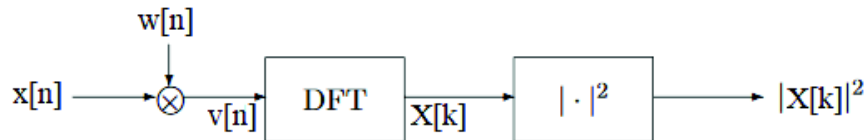
Los casos anteriores, por ser el espacio de tiempo infinito, no se aplica a señales reales y son analizados para señales teóricas. Para casos reales, con un espacio de tiempo finito se tienen los métodos presentados en la tabla 1.2.

**Tabla 1.2.** Transformadas de Fourier para señales finitas en el tiempo

<i>Espacio de tiempo finito</i>	<b>Transformada Discreta de Fourier (DFT)</b>	<b>Transformada Rápida de Fourier (FFT)</b>
<b>Descripción</b>	Muestreo en frecuencia de la DTFT	Algoritmo para resolver la DTF
<b>Tiempo</b>	Discreta No periódica	Discreta No periódica
<b>Frecuencia</b>	Discreta Periódica	Discreta Periódica

### Estimación de la densidad espectral de potencia

Denominado periodograma, cuyo objetivo es determinar el contenido de cada componente de frecuencia en una señal. El proceso para la determinación del periodograma es el que se muestra en la Figura 1.11, donde la herramienta fundamental es la Transformada Discreta de Fourier (DTF) la cual puede ser calculada utilizando el algoritmo de la Transformada Rápida de Fourier (FFT).



**Figura 1.11.** Proceso para determinar el periodograma [13]

Debido a que para obtener segmentos de la señal se utiliza una ventana rectangular, es decir se multiplica la señal original por una señal rectangular para obtener un segmento del tamaño de la ventana, se produce una disminución de la resolución en frecuencia lo que produce también fuga espectral. La mayor resolución en frecuencia que se podría obtener es el ancho del espectro de la ventana rectangular.

La DTF se puede calcular como se muestra en Ecuación 1.3 [14].

$$P \left[ \frac{k}{N} \right] = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-j2\pi nk/N} \right|^2$$

**Ecuación 1.3.** Expresión para el cálculo de la DTF

Donde:

$\left[ \frac{k}{N} \right]$ , frecuencias

k=0, 1, 2, ..., N-1

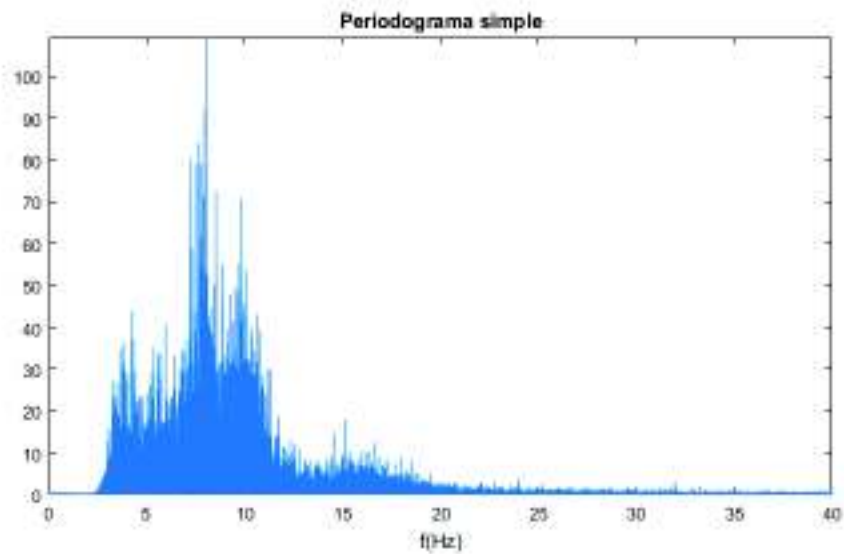
N, es el número de muestras de la señal en el dominio del tiempo,

Sin embargo, si se tiene una señal discreta en el dominio del tiempo de N muestras, por defecto se tendría una señal en el dominio de la frecuencia de N muestras, sin embargo, si N es demasiado pequeña la señal en el dominio de la frecuencia podrá ser bien representada ya que tendrá muy pocas muestras. Debido a esto se recurre a realizar un relleno de ceros a la señal en el dominio del tiempo aumentando su tamaño de N a L, con lo también se aumenta la densidad de puntos para representar la señal resultante en frecuencia, este cambio se muestra en la Ecuación 1.4 [14].

$$P \left[ \frac{k}{L} \right] = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-j2\pi nk/L} \right|^2$$

**Ecuación 1.4.** Expresión para el cálculo de la DFT

El resultado es una gráfica parecida a la obtenida en el cálculo del espectro donde se utilizó únicamente la transformada de Fourier como se muestra en la Figura 1.12.

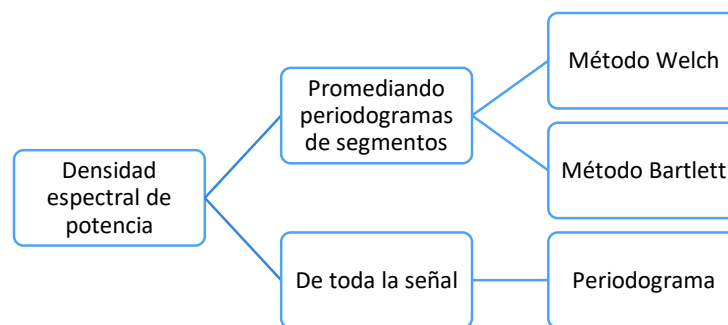


**Figura 1.12.** Ejemplo de periodograma de una señal EEG.

Periodograma simple, utiliza una ventana del tipo rectangular, mientras si se utiliza otro tipo de ventanas se denomina periodograma modificado, el uso de diferentes tipos de ventanas provee una mejor resolución en frecuencia, es decir, menor fuga espectral.

#### **Método Welch para la estimación espectral de potencia**

Además del periodograma y el periodograma modificado existen métodos que buscan disminuir la varianza en la estimación de la densidad espectral de potencia, es decir, generar una curva más suave, a costa de disminuir la resolución en frecuencia [14]. Uno de estos métodos es el Método Welch. En la Figura 1.13 se muestran algunos de los métodos más conocidos para la estimación de la densidad espectral de potencia.



**Figura 1.13.** Métodos para estimar la Densidad Espectral de Potencia

El método Welch para la estimación del espectro de potencia se basa en tres pasos fundamentales:

Primero, divide la señal original en segmentos que pueden estar o no solapados, como en la Ecuación 1.5.

$$x_i[n] = x[n + iD]$$

**Ecuación 1.5.** Cálculo de los segmentos de la señal

Donde:

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

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

$D$ , es el número de inicio de la secuencia  $i$

$N$ , el número de muestras de la señal en el tiempo

$M$ , longitud del segmento

$L$ , número de segmentos

Por ejemplo, si se tiene una señal en el dominio del tiempo  $x[n]$  con 10 muestras ( $N=10$ ) y se requiere un solapamiento del 50% de muestras ( $D=M/2=2$ ), un tamaño del segmento de 4 muestras ( $M=4$ ), entonces se tendrían las siguientes series:

Para  $i=0$ :  $x_0 = x[0], x[1], x[3], x[4]$

Para  $i=1$ :  $x_1 = x[2], x[3], x[4], x[5]$

Para  $i=2$ :  $x_2 = x[4], x[5], x[6], x[7]$

Para  $i=3$ :  $x_3 = x[6], x[7], x[8], x[9]$

Segundo, se calcula el periodograma modificado de cada segmento como en la Ecuación 1.6.

$$P_i(f) = \frac{1}{MU} \left| \sum_{n=0}^{M-1} x_i[n] \cdot w[n] \cdot e^{-j2\pi f n} \right|^2$$

**Ecuación 1.6.** Cálculo del periodograma de cada segmento

Donde:

$x=0, 1, \dots, L-1$

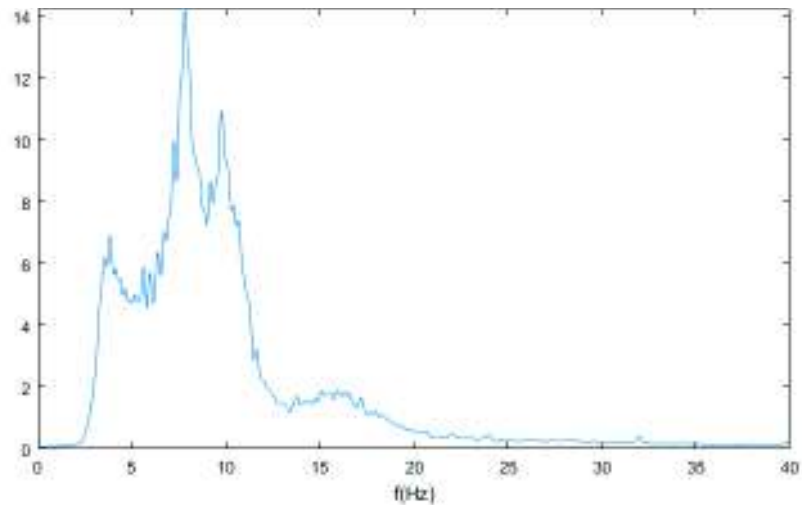
$U = \frac{1}{M} \sum_{n=0}^{M-1} w^2[n]$ , factor de normalización

Tercero, promedia los periodogramas de todos los L segmentos como en la Ecuación 1.7.

$$P(f) = \frac{1}{L} \sum_{i=0}^{L-1} P_i(f)$$

**Ecuación 1.7.** Promediado de los periodogramas de todos los segmentos

El promediado de los periodogramas hace que la curva de la densidad espectral de potencia sea más suave a diferencia de la gráfica que se consigue utilizando el periodograma simple. La Figura 1.14 muestra la densidad espectral de la misma señal que se utilizó para calcular el periodograma de la Figura 1.12.



**Figura 1.14.** Gráfica de la densidad espectral de potencia determinada utilizando el método Welch para una señal de EEG.

### Coherencia entre señales

En el dominio de la frecuencia, también se tiene a la coherencia entre señales, la cual indica cuánto una señal corresponde a otra en cada componente de frecuencia. La coherencia toma valores desde 0 hasta 1. La expresión para calcularla es una función de la densidad espectral de potencia como se muestra en la Ecuación 1.8.

$$C_{xy}(f) = \frac{|P_{xy}(f)|^2}{P_{xx}(f)P_{yy}(f)}$$

**Ecuación 1.8.** Expresión para el cálculo de la coherencia

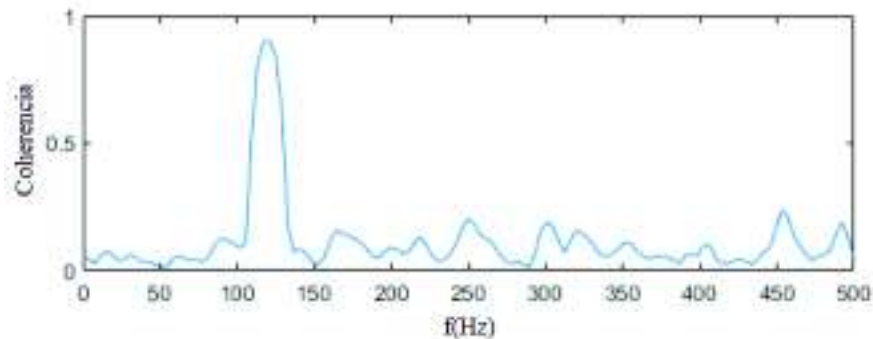


Como resultante se obtiene otra función de la frecuencia, la Figura 1.15 muestra cómo resulta la gráfica de esa función para las señales X y Y.

Donde:

$$X(t) = \sin(2\pi ft) + \text{ruido blanco}$$

$$Y(t) = \sin\left(2\pi ft - \frac{\pi}{2}\right) + \text{ruido blanco}$$



**Figura 1.15.** Gráfico de la función de coherencia entre las señales de ejemplo X y Y

La Figura 1.15 muestra un nivel de coherencia alto en la componente de frecuencia 120 Hz, que es la frecuencia en común de las dos señales de ejemplo X y Y.

### 1.3.6 Complejidad de una señal

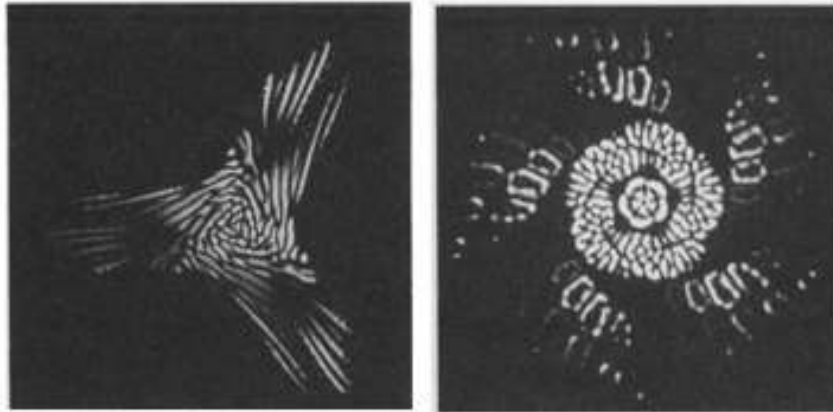
#### Teoría del caos

Un caso particular de los sistemas no lineales son los sistemas caóticos, en los cuales, la salida del sistema puede tener una variación muy compleja, errática y aparentemente no predecible, sin que el sistema tenga alguna entrada conocida del tipo aleatoria. Este comportamiento aparece aún en sistemas determinísticos, donde el estado futuro depende del estado inicial del sistema, de donde nace el término “Caos determinístico” [15].

#### Fractales

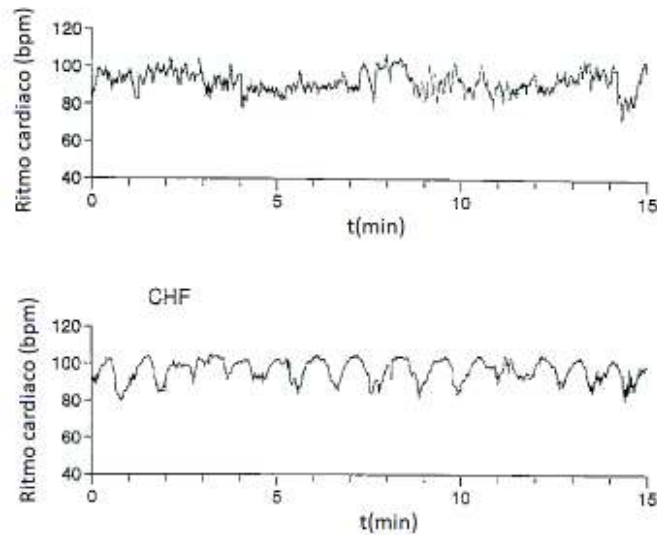
La geometría fractal ha sido de gran utilidad en el estudio de los sistemas no lineales, puesto que trasciende justamente aquella característica de linealidad, es decir, se puede utilizar la misma teoría tanto para sistemas lineales como para no lineales.

La relación de la geometría fractal con los sistemas dinámicos nace de que ciertas características de estos sistemas se comportan justamente como fractales [16], [17]. La respuesta caótica producida por un sistema no lineal puede presentar un comportamiento fractal [18], por ejemplo la señal de salida del sistema de la Figura 1.6.



**Figura 1.6.** Ejemplos de respuesta con un comportamiento fractal del experimento de retroalimentación de televisión.

La teoría fractal provee un entendimiento más profundo de los patrones o formas de las señales. Esta es una gran ventaja en comparación con el análisis temporal, en donde solamente se tiene en cuenta la cuantificación de cada elemento de una serie temporal, dejando de lado los patrones que describe esa señal [15]. Esta ventaja se puede apreciar de mejor manera con la Figura 1.7, donde en la parte superior se tiene una señal ECG de un sujeto saludable y en la parte inferior la señal ECG de un sujeto que presenta una falla en corazón.



**Figura 1.7.** Ejemplo de señales ECG, de un sujeto normal (arriba) y de un sujeto con fallas cardíacas (abajo) [15].

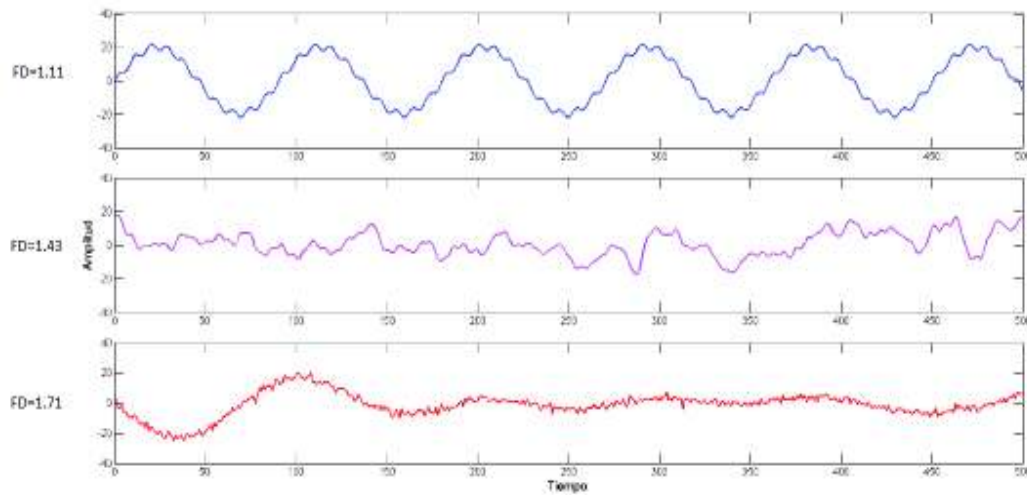
Si se analiza en el dominio del tiempo, ambas señales presentarán características muy similares si por ejemplo se calcula media y la varianza de cada señal; mientras que, si se aplica la teoría fractal se podrá diferenciar ambas señales de mejor manera ya que este análisis tiene en cuenta la forma o patrones que describe cada señal.

La dimensión fractal y la autosimilitud de largo alcance son características que se pueden medir de los procesos fractales.

### **Dimensión fractal**

Es una manera de medir el nivel de complejidad de una señal. Aunque con este método no se puede observar la potencia que representa el nivel de actividad cerebral, como en el caso del análisis espectral, la dimensión fractal también está estrechamente relacionada con la actividad cerebral ya que cuando ésta se incrementa también aumenta la complejidad de la señal, una baja actividad cerebral suele presentar señales más estables. Además, la dimensión fractal es útil cuando se trata de diferenciar una señal de otra, debido a que cada señal tendrá su respectivo nivel o coeficiente que represente su complejidad.

La Figura 1.8 muestra un ejemplo de cómo varía la dimensión fractal de acuerdo a la morfología o complejidad de la señal.



**Figura 1.8.** Valores de dimensión fractal para varias señales

Este método de análisis de la complejidad de una señal ha sido ampliamente utilizado en el campo de la neurociencia debido al comportamiento caótico y no lineal de las señales biomédicas. Recientemente los métodos basados en dimensión fractal se han utilizado para clasificar estados neuronales, usando el coeficiente que representa la complejidad inherente a cada señal. Una gran limitación de la dimensión fractal es que puede darse el caso en que dos señales diferentes tengan coeficientes iguales o muy similares, en cuyo caso el trabajo de clasificación no sería posible [1]. Los estados neuronales que se ha logrado discriminar mediante la dimensión fractal son: niveles de alerta [19], estados del sueño [20], estados de daño cerebral [21], entre otros. En este trabajo se utiliza para mostrar el cambio en el nivel de complejidad de las señales cerebrales como efecto del programa MBSR, donde una baja complejidad será interpretada como una relajación de la actividad cerebral.

Matemáticamente existen varios algoritmos para encontrar la dimensión fractal, en este análisis se utiliza el método de Higuchi. EL coeficiente puede ser encontrado de la siguiente manera [1]:

Siendo  $x(t)$  una serie temporal, se define una serie nueva como en la Ecuación 1.9.

$$x_k^m : x(m), x(m+k), x(m+2k), \dots, x\left(m + \text{int}\left[\frac{N-k}{k}\right]k\right)$$

**Ecuación 1.9.** Defición de una serie temporal nueva para el cálculo de la DFH

Donde:

$m = 1, 2, 3, \dots, k$  ; tiempo inicial  
 $k = 1, \dots, k\_max$   
 $k\_max$  ; parámetro a elegir  
 $inter(r)$  ; parte integral de un número real  $r$

La longitud de la curva se encuentra para cada una de las  $k$  curvas con la Ecuación 1.10.

$$L_m(k) = \frac{1}{k} \left[ \left( \sum_{i=1}^{int\left[\frac{N-m}{k}\right]} |x(m+ik) - x(m+(i-1)k)| \right) \frac{N-1}{int\left[\frac{N-m}{k}\right]k} \right]$$

**Ecuación 1.10.** Cálculo de la longitud de cada curva

Donde:

$N$ , longitud de la serie original

$\frac{N-1}{int\left[\frac{N-m}{k}\right]k}$ , factor de normalización.

Se calcula el promedio  $L\_m(k)$  para cada  $k$  con la Ecuación 1.11.

$$L(k) = \frac{\sum_{m=1}^k L_m(k)}{k}$$

**Ecuación 1.11.** Cálculo del promedio para cada curva

La Dimensión fractal de Higuchi es estimada como la pendiente del mejor ajuste de mínimos cuadrados de la curva  $\ln(L(k))$  versus  $\ln(1/k)$  (8) como se muestra en Ecuación 1.12.

$$DFH = \frac{\ln(L(k))}{\ln(1/k)}$$

**Ecuación 1.12.** Cálculo de la dimensión fractal

Al final del proceso se obtiene un solo factor (DFH) característico de la señal, cada señal tendrá diferente DFH de acuerdo su morfología. La Figura 1.8 muestra un ejemplo de cómo varía la DFH de acuerdo a la señal.

## Autosimilitud de largo alcance

Los procesos autosimilares de largo alcance son aquellos que presentan una memoria de largo alcance o dependencia de largo alcance, esto sucede cuando la función de correlación decae lentamente, es decir la dependencia estadística entre dos puntos de la serie temporal decrece lentamente conforme los puntos están más alejados, al contrario de lo que sucede con la memoria de corto alcance, donde la función de correlación decae rápidamente, es decir, solo existe una dependencia estadística entre puntos cercanos de la serie y cuando los puntos se alejan la dependencia decrece rápidamente [19]. Esta característica de autosimilitud está presente en los procesos fractales.

Una medida de la memoria de largo alcance se puede encontrar con el exponente de Hurst. Existen varios métodos para encontrar el exponente de Hurst, entre ellos están: el método de varianzas agregadas, rango pre escalado, el periodograma, el estimador de Whittle. Se ha elegido el método de varianzas agregadas por su bajo coste computacional.

Método de Varianzas agregadas [19].

Sea:  $x = x_1, x_2, \dots, x_n$  una serie temporal.

Con los parámetros:

$$E(x) = \mu$$

$$Var(x) = \sigma^2$$

$$Autocorrelación = r(k)$$

A partir de la serie original se obtienen  $m$  series nuevas, denominadas series agregadas, obtenidas al promediar sobre bloques no trasladados de tamaño  $m$ , reemplazando cada bloque por su promedio, como en la Ecuación 1.13:

$$x_k^m = \frac{x_{km-m+1} + \dots + x_{km}}{m} \quad ; k \geq 1$$

**Ecuación 1.13.** Definición de las nuevas series

Una característica de los procesos que presentan memoria de largo alcance es que la varianza de las series agregadas decae lentamente de acuerdo a la Ecuación 1.14.

$$Var x^{(m)} \approx am^{-\beta}$$

**Ecuación 1.14.** Comportamiento de las varianzas de las series agregadas

Donde:

$a$ , es una constante positiva independiente de  $m$

$$0 < \beta < 1$$

Las varianzas de las series obtenidas por agregación, que se cumple para todo  $m$ , están dadas por la Ecuación 1.15.

$$Var x^{(m)} = \frac{1}{N/m} \sum_{k=1}^{N/m} (x^{(m)}(k))^2 - \left( \frac{1}{N/m} \sum_{k=1}^{N/m} x^{(m)}(k) \right)^2$$

**Ecuación 1.15.** Varianzas de las series obtenidas

Para sucesivos valores de  $m$  (equidistantes sobre una escala logarítmica), el logaritmo de la varianza de las series agregadas se representa en función del logaritmo de  $m$ ; al que se ajusta por mínimos cuadrados una recta. La pendiente de dicha recta ( $\beta$ ), expresa la velocidad de decaimiento de la función de autocorrelación de las series obtenidas por agregación.

El exponente de Hurst ( $H$ ) se obtiene con la Ecuación 1.16.

$$H = 1 - \frac{\beta}{2}$$

**Ecuación 1.16.** Cálculo del exponente de Hurst

Para procesos autosimilares, como es el caso de los procesos fractales, el exponente de Hurst debe cumplir  $0,5 < H < 1$ .

### 1.3.7 Métodos de análisis más utilizados en neurociencia

Los métodos más utilizados de procesamiento de señales de EEG están basados en el análisis de tiempo-frecuencia con sus respectivas limitaciones en lo que respecta a la resolución en frecuencia y en tiempo. Estos análisis se basan en la examinación de épocas o segmentos cortos de tiempo para el estudio del comportamiento de las señales frente a estímulos externos como estímulos visuales, auditivos, de tacto, etc. Otros métodos pueden ser utilizados enfocados en el análisis de eventos de largo plazo como el monitoreo del sueño. Algunos de estos métodos se presentan a continuación:

## ERP

Se promedian varios registros tomados de un mismo evento o estímulo, como se muestra en la Figura 1.3. Esto busca eliminar señales ajenas al evento y mantener las señales comunes de todos los eventos, es decir, las señales que realmente produce el estímulo en el cerebro.

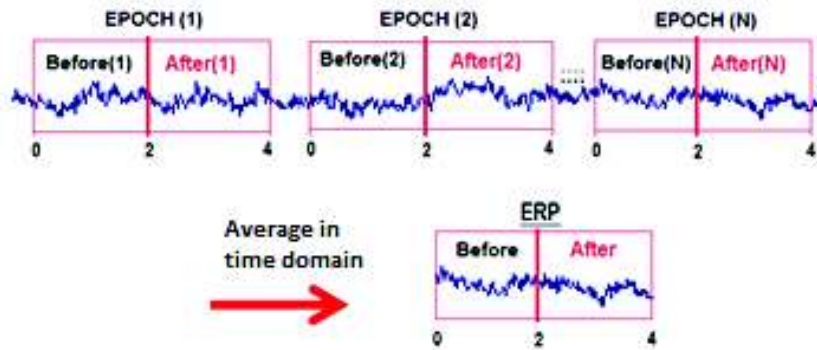
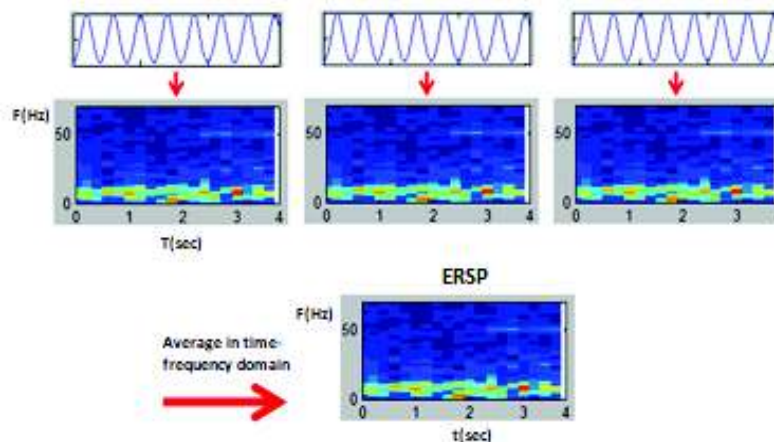


Figura 1.3. Funcionamiento del método ERP

## ERSP

Es un procedimiento análogo a ERP, pero en el dominio de la frecuencia, esto es, cada uno de los registros de algún evento o estímulo es transformado al dominio de la frecuencia y se procede a promediarlos como se muestra en la Figura 1.4. Además, este procedimiento visualiza el comportamiento temporal del espectro, con sus correspondientes limitaciones en la resolución en tiempo y frecuencia.

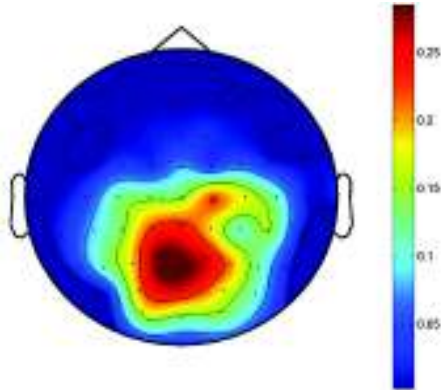




**Figura 1.4.** Funcionamiento del método ERSP

### **Mapas topográficos de EEG**

Es una manera de presentar la información, donde se puede visualizar el nivel de la actividad cerebral de cada región del cerebro a través de códigos de colores como en la Figura 1.5.



**Figura 1.5.** Ejemplo de mapa topográfico de EEG

### **1.3.8 Estado del arte: cambios en el EEG producidos por la meditación**

En la literatura científica se puede encontrar el comportamiento eléctrico del cerebro tanto en condiciones de salud normal como en situaciones de enfermedad: cuando el cerebro presenta una salud mental normal, los canales interhemisféricos correspondientes del cerebro presentan una coherencia alta entre sí, mientras que ondas cerebrales de sujetos con problemas mentales como esquizofrenia o migraña presentan ondas cerebrales no coherentes, es decir, no existe una sincronía en la manera de trabajar de los canales interhemisféricos correspondientes [22],[23],[24],[25]. Este es el principal argumento que ha llevado a aceptar la premisa de que una medida de la salud mental puede ser determinada midiendo cuán sincrónicamente se comportan las ondas cerebrales.

A nivel fisiológico, muchos estudios se han enfocado en el análisis del nivel de actividad cerebral, utilizando señales eléctricas obtenidas a través del electroencefalograma. Sin embargo, no se tiene aún un conocimiento completo del comportamiento fisiológico del cerebro durante la meditación y sus efectos a largo plazo, principalmente debido a la ausencia evidencia estadística y control estricto de la población del experimento debido a la imposibilidad de controlar el nivel de habilidad adquirida por cada sujeto que ha

practicado una técnica de meditación, ya que la mente es la principal involucrada en el proceso de meditación y no se tiene una forma de controlar los pensamientos de un sujeto durante ese proceso. A pesar de esto, en la literatura se puede encontrar muchas investigaciones acerca de la meditación y sus efectos fisiológicos utilizando herramientas y métodos de análisis clásicos de la neurociencia. Algunos de los resultados encontrados por la neurociencia se mencionan a continuación.

En la Universidad Emory se encontró que meditadores avanzados con más de 10 000 horas de práctica de una forma de meditación basada en “atención plena” dirigida hacia la respiración mostraban gran cantidad de actividad cerebral en la corteza prefrontal, una región asociada con la atención o concentración; para practicantes de meditación basada en “conciencia plena” encontraron que meditadores expertos presentaban un decrecimiento de la actividad cerebral en regiones asociadas con la ansiedad, específicamente en la corteza insular y en la amígdala cerebral [26].

En la Universidad de Wisconsin, se encontró que los practicantes de la meditación presentaban gran cantidad de actividad cerebral en la región frontal izquierda, una región que demostraron está asociada con un humor positivo, también se probó que este comportamiento del cerebro ayuda a desaparecer más rápidamente los efectos de un estímulo negativo [27].

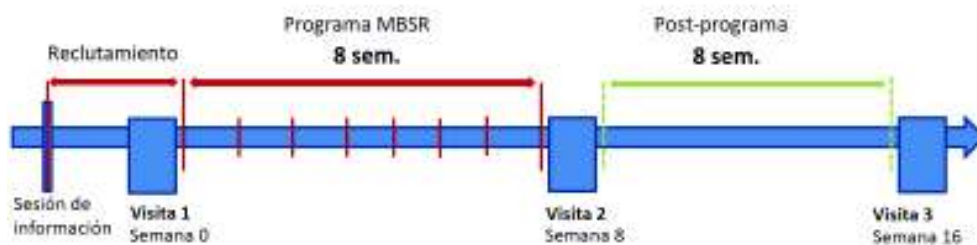
Estudios similares encontraron un incremento significativo en la actividad cerebral en la región anterior izquierda [28].

## 2. METODOLOGÍA

Para realizar el análisis de los registros EEG, se utilizó el software Matlab. El toolbox EEGLAB para Matlab se utilizó en el trabajo de preprocesamiento de las señales con el objetivo de que estos datos puedan ser manipulados de mejor manera con las demás herramientas de Matlab y las tareas posteriores no requieran demasiada capacidad computacional. EEGLAB es un toolbox para Matlab para el procesamiento de señales electrofisiológicas entre ellas EEG desarrollada por el Centro de Neurociencia Computacional Swartz de la Universidad San Diego [29].

### 2.1. Descripción de los registros EEG a utilizar

Con el objetivo de encontrar los cambios producidos en el cerebro debido a la meditación, en la Universidad Libre de Bruselas se ha iniciado en el 2016 el proyecto doctoral: “Estudio de los efectos psicofisiológicos de un programa de entrenamiento de atención plena (MBSR)” [5]. En este se cuenta con 19 sujetos de prueba que participaron en un programa de entrenamiento MBSR con una duración de 8 semanas, las mediciones registradas, que serán utilizadas en el presente trabajo, fueron hechas tanto a nivel psicológico evaluando la sensación de bienestar de los sujetos (utilizando encuestas) como a nivel fisiológico evaluando las señales biomédicas: EEG (electroencefalograma), ECG (electrocardiograma), EOG (electrooculograma), EMG (electromiograma). Cada tipo de medición fue realizada antes del programa de MBSR, al finalizar el programa e incluso después de 8 semanas de terminado el programa como se muestra en el calendario de la Figura 2.1.



**Figura 2.1.** Calendario del programa MBSR del Proyecto doctoral de la Universidad de Bruselas [5]

En este trabajo, puesto que el objetivo es evidenciar los cambios producidos en el comportamiento del cerebro debido al programa MBSR, únicamente se han utilizado los registros de EEG.

En cada visita se realizaron cuatro mediciones: calibración, reposo (pre-meditación), meditación, reposo (post-meditación), un ejemplo de los archivos obtenidos de cada medición se muestra en las siguientes tablas para el sujeto MBSR003.

- **Medición 1**

Archivo (.cnt)	Descripción	Duración	Nota
20160926_1526	Calibración	8 min	No se toma en cuenta
20160926_1625	Reposo pre-meditación	8 min	Ojos cerrados
20160420_1549	Meditación	8x3 min	Ojos cerrados
20160420_1608	Reposo post-meditación	8 min	Ojos cerrados

- **Medición 2**

Archivo (.cnt)	Descripción	Duración	Nota
20161208_1749	Calibración	8 min	No se toma en cuenta
20161208_1906	Reposo pre-meditación	8 min	Ojos cerrados
20160608_1918	Meditación	8x3 min	Ojos cerrados
20160608_1951	Reposo post-meditación	8 min	Ojos cerrados

- **Medición 3**

Archivo (.cnt)	Descripción	Duración	Nota
20170210_0933	Calibración	8 min	No se toma en cuenta
20170210_1946	Reposo pre-meditación	8 min	Ojos cerrados
20170210_1059	Meditación	8x3 min	Ojos cerrados
20170210_1127	Reposo post-meditación	8 min	Ojos cerrados

Las señales de EEG fueron realizadas con 128 electrodos (128 canales), a una frecuencia de muestreo de 2048 Hz, para 19 sujetos de prueba (9 hombres y 10 mujeres) con diferentes características en lo que respecta a la experiencia en la práctica de la meditación, como se presenta en la Tabla 2.1. Los sujetos MBSR001 y MBSR002 fueron registros de prueba para calibración de los equipos por lo que no fueron tomados en cuenta para el análisis.

**Tabla 2.1.** Sujetos de prueba.

Código	Sexo	Edad	Práctica	Meditación	Salud
MBSR001	-	-	-	-	-
MBSR002	-	-	-	-	-
MBSR003	M	24	2 meses de práctica regular de meditación autodidacta		

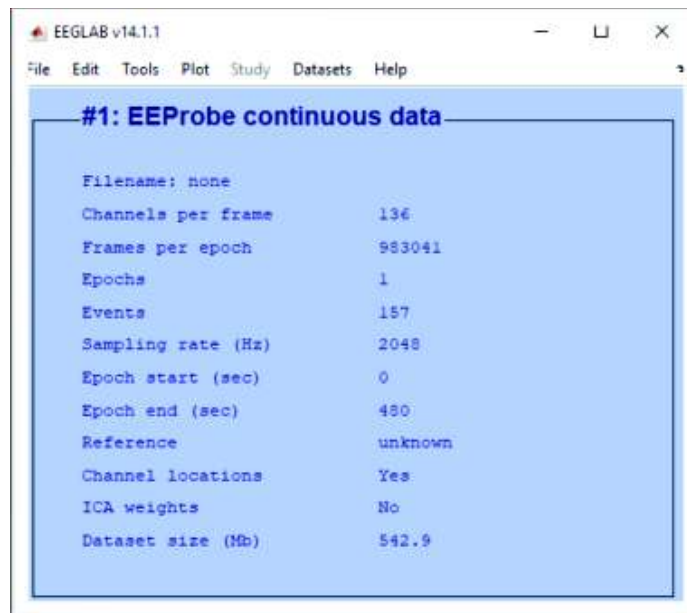
MBSR004	M	40	2 años de práctica irregular de meditación autodidacta		
MBSR005	M	30	2 años de sofrología y yoga, 1 año de práctica regular de meditación autodidacta	Ansiolíticos	Ansiedad
MBSR006	F	25	1 año de práctica regular de yoga		
MBSR007	F	35	-	Tiroides	Agotamiento
MBSR008	F	45	2 meses de práctica irregular de meditación Mindfulness	Ansiolíticos	Ansiedad, insomnio
MBSR009	F	50	1 año de práctica regular de meditación autodidacta		
MBSR010	M	55	3 meses de práctica irregular de meditación Mindfulness, 15 años de Taichí Chuan		
MBSR011	M	39	-		
MBSR012	F	32	7 días de entrenamiento de Mindfulness (3 años atrás) y yoga regularmente		Anorexia
MBSR013	F	52	5 días de entrenamiento de Mindfulness (1 año atrás)	Tiroides	
MBSR014	M	47	1 año de práctica regular de meditación autodidacta		
MBSR015	M	29	1 año de meditación autodidacta irregular		
MBSR016	F	49	Más de 7 años de yoga, ninguna práctica de Mindfulness		Lyme
MBSR017	M	53	-		Depresión y problemas de audición
MBSR018	F	54	16 años de Taichí Chuan. Ninguna práctica de Mindfulness		Algoneurodistrofia
MBSR019	F	30	-		Problemas neurológicos
MBSR020	M	55	Algunos meses de práctica regular de Mindfulness	Corazón y tiroides	
MBSR021	F	50	-	Antidepresivo	

## 2.2. Preprocesamiento de señales utilizando EEGLAB

Las señales de EEG fueron referenciadas con los mastoides, remuestreadas a 200 Hz, filtradas con un filtro pasa banda de 4 a 40 Hz y se eliminaron manualmente los artefactos de todos los registros EEG.

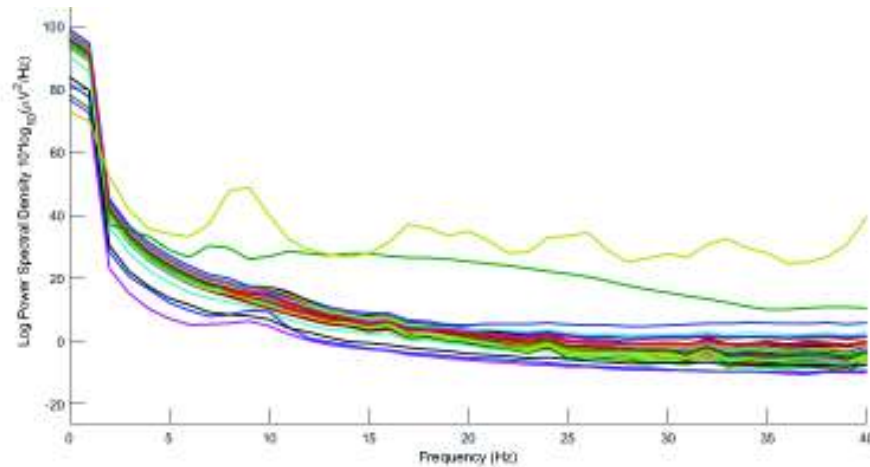
### 2.3.1 Lectura de señales

Con la ayuda del toolbox EEGLAB se importaron los archivos en formato .cnt, formato en el software del equipo de electroencefalograma provee la información. Estos archivos se convirtieron a matrices .mat. La Figura 2.2 muestra una ventana del EEGLAB con las características originales de las señales de EEG.



**Figura 2.2.** Características originales de la señal de EEG

De la Figura 2.2 las características de interés son: el número de canales (136) de los cuales 128 son de electroencefalograma y los restantes son de otras señales biomédicas y la frecuencia de muestreo (2048 Hz). Los eventos (157 eventos) son estímulos auditivos que se aplicó a los sujetos de prueba que no serán utilizados en este trabajo debido a que el análisis a realizarse será el de un proceso continuo y no por eventos.



**Figura 2.3.** Espectro de todas los canales del EEG del sujeto MBSR003 (Visita 1, pre-meditación) con sus características originales, realizada con EELAB

La Figura 2.3 muestra la densidad espectral de potencia de todos los canales del para el sujeto MBSR003 en la primera visita en la condición de pre-meditación, como se puede observar existe una predominancia en las frecuencias bajas desde 0 Hz hasta aproximadamente 4 Hz, esta forma de la densidad espectral de potencia variará después de proceso de filtrado y eliminación de artefactos.

### 2.3.2 Remuestreo de la señal

Debido a que se va a analizar el espectro hasta el límite superior de 40 Hz, banda de frecuencias que contienen la mayor parte de la energía de la señal, se ha elegido la nueva frecuencia de muestreo en 200 Hz, cumpliendo con la ley de Nyquist la cual dice que la frecuencia de muestreo debe ser como mínimo el doble de la máxima componente de frecuencia de la señal ( $200 \text{ Hz} > 2 * 40 \text{ Hz}$ ).



**Figura 2.4.** Remuestreo de la señal de EEG a 200 Hz

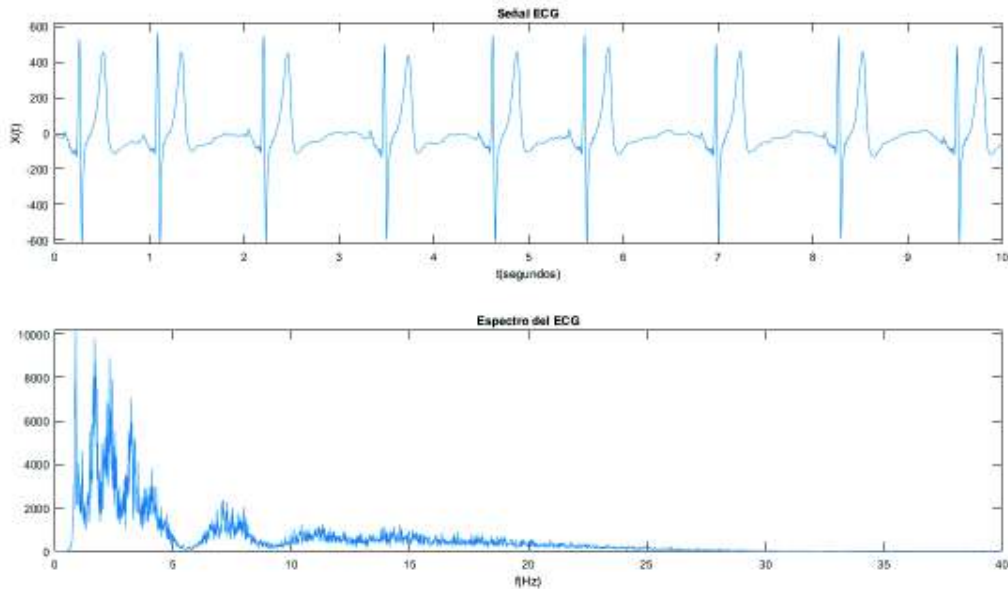
La Figura 2.4 muestra la ventana de EEGLAB donde se elige la nueva frecuencia de muestreo, a partir de ahí todos los canales del EEG tendrán la frecuencia de muestreo de 200 Hz. Este proceso se repite para todas las visitas, para todas las condiciones y para todos los sujetos.

### 2.3.3 Filtrado de la señal

Se requiere aplicar un filtro que cumpla con dos requisitos, primero que atenúe los artefactos en las frecuencias bajas evidenciadas en la Figura 2.3 y segundo que fije un límite superior en la frecuencia de 40 Hz.

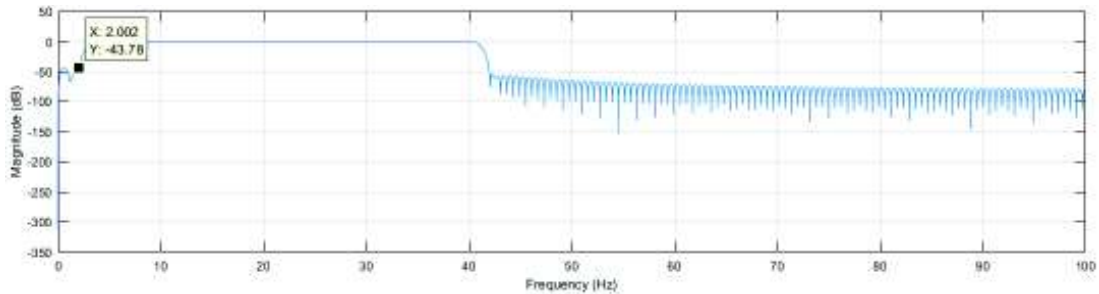
El principal causante de los artefactos en las frecuencias bajas suele la señal de las pulsaciones del corazón. La Figura 2.5 muestra el electrocardiograma de uno de los sujetos y el espectro que produce esa señal, como se puede observar, el espectro muestra que la mayor parte de la energía se acumula en las frecuencias bajas de 2 a 4 Hz. Por esta razón el filtro a aplicar a todas las señales de EEG tendrá un límite inferior de 4 Hz.





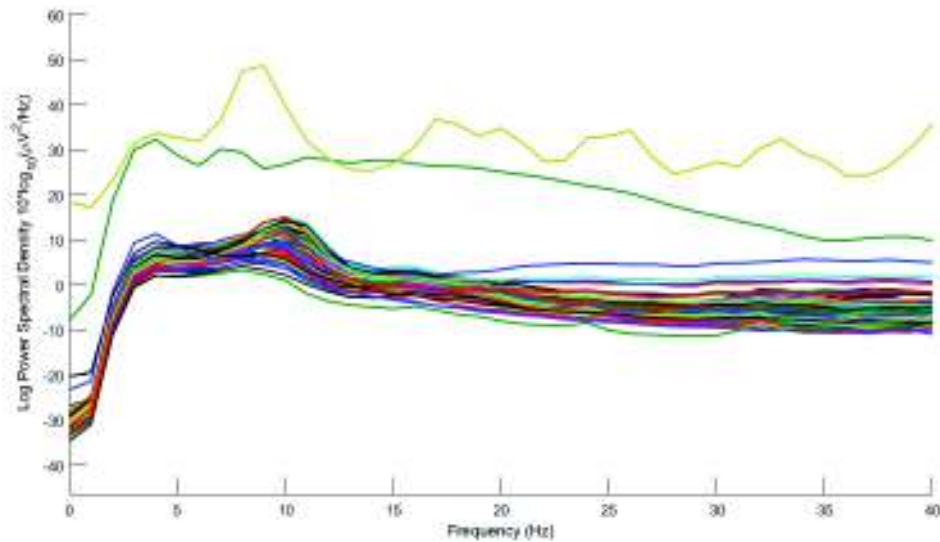
**Figura 2.5.** Señal en el tiempo del ECG (arriba) y espectro de la señal ECG (abajo)

La Figura 2.6 muestra la respuesta en frecuencia de un filtro simple pasa banda que proporciona el toolbox EEGLAB, la figura además muestra que la curva del filtro en la parte de las bajas frecuencias empieza a decaer a partir de los 4 Hz, para la frecuencia de 2 Hz se tiene una atenuación de -94,11 dB y en la parte superior la curva del filtro empieza a decaer a partir de los 40 Hz.



**Figura 2.6.** Atenuación de la componente de frecuencia de 2 Hz

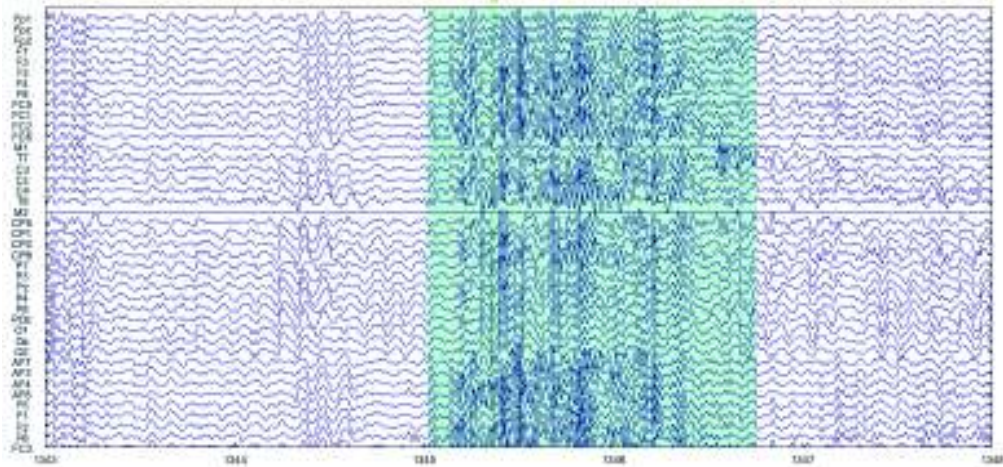
La Figura 2.7 muestra la gráfica de la densidad espectral de potencia para todos los canales del EEG del sujeto. Se puede observar que se ha eliminado la mayoría de las componentes de frecuencia bajas causadas por artefactos.



**Figura 2.7.** Espectro de las señales de EEG después de aplicado el filtro de 4 a 40 Hz, sujeto MBSR003, visita 1, pre-meditación

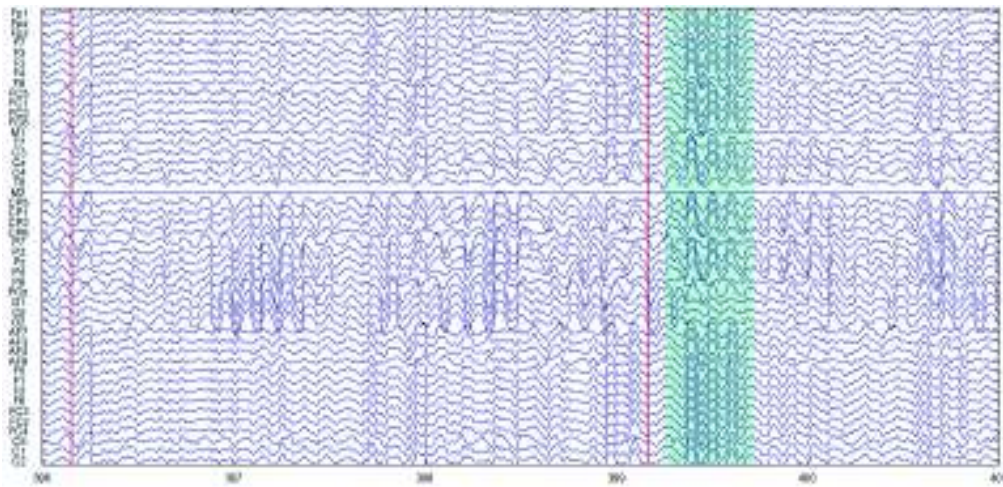
### 2.3.4 Eliminación de artefactos

Además de los artefactos provocados por la señal de electrocardiograma, existen muchos otros provocados por diferentes motivos como el movimiento de los ojos, el movimiento de alguna parte del cuerpo o estímulos que actúan sobre los sujetos de experimentación. Para estos artefactos no se puede aplicar ningún filtro ya que las componentes de frecuencia de estos artefactos no se sitúan en una sola parte del espectro, por este motivo la eliminación de este tipo de artefactos se realizó manualmente, con una herramienta que provee EEGLAB en la cual se puede eliminar los artefactos gráficamente a partir de la señal EEG en el dominio del tiempo. En la Figura 2.8 y 2.9 se pueden observar un ejemplo de lo cómo se muestra la herramienta de EEGLAB y cómo se presentan los artefactos (parte sombreada de las señales), la herramienta permite recorrer toda la señal en el dominio del tiempo, marcar los artefactos a consideración del usuario y eliminarlos.



**Figura 2.8.** Ejemplo de eliminación de artefactos de una señal de EEG

En la Figura 2.8 se muestra un artefacto causado por el movimiento de los ojos o algún miembro del cuerpo humano, se puede observar cómo se distorsiona la señal en comparación con el resto de la señal.



**Figura 2.9.** Ejemplo de eliminación de artefactos de una señal de EEG

En la Figura 2.9 se muestra un artefacto debido a alguna falla en los electrodos ya que es muy poco probable que en un electroencefalograma se obtengan señales perfectamente sinusoidales en todos los canales como se muestra en la parte sombreada de la señal.

### 2.3. Análisis de señales empleando el método propuesto

Cuando se trata de señales EEG, el análisis espectral es una de las herramientas más utilizadas para su análisis, el método ERSP y los mapas topográficos de EEG son algunas de sus aplicaciones, el objetivo es encontrar el nivel de actividad cerebral en ciertas bandas de frecuencia en cada región del cerebro, esta información puede ser asociada con los diferentes comportamientos del cerebro durante diferentes estados cognitivos.

Sin embargo, en este trabajo no se utilizó los métodos tradicionales para el análisis de las señales EEG debido a sus limitaciones, en el caso de ERP y ERSP se presentan limitaciones en lo que respecta a la longitud de la señal que se puede analizar, estos métodos trabajan con épocas, que son cortos espacios de tiempo donde se produce un estímulo en el sujeto como se observa en la Figura 2.18, en nuestro caso no se tiene un estímulo puntual sino que se tienen señales de EEG de 8 y 24 minutos.



**Figura 2.18.** Estímulos instantáneos provocados a los sujetos de prueba

Para el caso de los mapas topográficos de EEG no se tiene limitación en lo que respecta a la longitud de tiempo de la señal, sino que este presenta limitaciones en cuanto a la visualización a través del tiempo, los mapas topográficos muestran un panorama estático del comportamiento del cerebro, por ejemplo, si se trabaja en el dominio de la frecuencia en una señal cuya duración es de 8 minutos, el mapa topográfico mostrará una sola imagen de todos los 8 minutos, no se puede saber cuál fue el comportamiento de cierta característica a los 2 minutos. Una limitación parecida se presenta para el análisis tradicional utilizando la dimensión fractal.

En nuestro caso se desea observar el comportamiento de las ondas cerebrales a lo largo de un proceso cognitivo (la meditación) y además una visualización de la evolución continua a través del tiempo que dura el proceso.

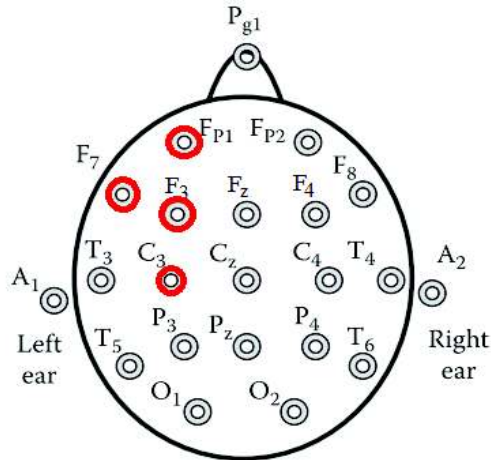
Para lograr esto las señales de EEG fueron analizadas por segmentos, dividiendo la señal en segmentos de 5 segundos y midiendo las características de la señal en cada segmento, al final se muestran gráficas como el de la Figura 2.19 de la evolución de cada variable (cada 5 segundos) a través de todo el tiempo que duran las sesiones de meditación (480 segundos).



**Figura 2.19.** Visualización a través del tiempo de una característica (energía de la banda alfa) de una señal de EEG

#### 2.4.1 Variables aplicadas a canales de EEG individuales

Por lo presentado en la sección 1.3.8 en el estado del arte, donde se ha encontrado que los cambios como consecuencia de un proceso de meditación se evidencian en la zona frontal izquierda del cerebro se ha decidido realizar el análisis (variables aplicadas a canales de EEG individuales) únicamente para los canales del hemisferio frontal izquierdo: Fp1, F3 y F7 y para el canal C3, cercano al hemisferio frontal izquierdo. La Figura 2.20 muestra la ubicación de dichos canales en el cráneo.

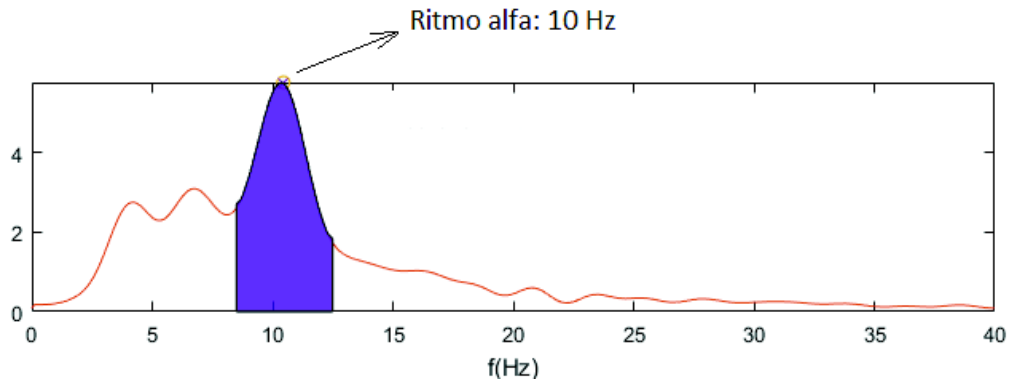


**Figura 2.20.** Posiciones de los electrodos de EEG a analizar denle el hemisferio izquierdo de acuerdo al sistema internacional 20/10

Un resultado semejante al de la Figura 2.19 se repetirá para cada una de las variables o características que explican a continuación:

**Variable 1: Ritmo alfa**

Para señales de EEG el ritmo alfa es la componente de frecuencia que presenta mayor amplitud, es decir, la componente con mayor potencia del espectro. La Figura 2.18 muestra un ejemplo con la localización del ritmo alfa en la gráfica de la densidad espectral de potencia. La densidad espectral de potencia se encontró utilizando el método de Welch descrito en la sección 1.3.5.



**Figura 2.18.** Representación del ritmo alfa en el espectro de una señal de EEG

En la neurociencia, el ritmo alfa está asociado con el nivel de relajación, atención y satisfacción [9], [12]. Por lo que se analizará cómo evoluciona el ritmo alfa a través de todo el tiempo que dura cada una de las sesiones.

La Figura 2.20 muestra un ejemplo de código en Matlab para calcular la componente de frecuencia de mayor potencia (ritmo alfa) de la densidad espectral de potencia.

```

% Ventana de longitud L:
L=fix(length(segmento_EEG)/10);
ventana=rectwin(L); %blackmanharris (L);

% Traslape del 50%:
noverlap=fix(length(ventana)/2);
[Potencias,Frecuencias]=pwelch(segmento_EEG,ventana,noverlap,nfft,Fs);

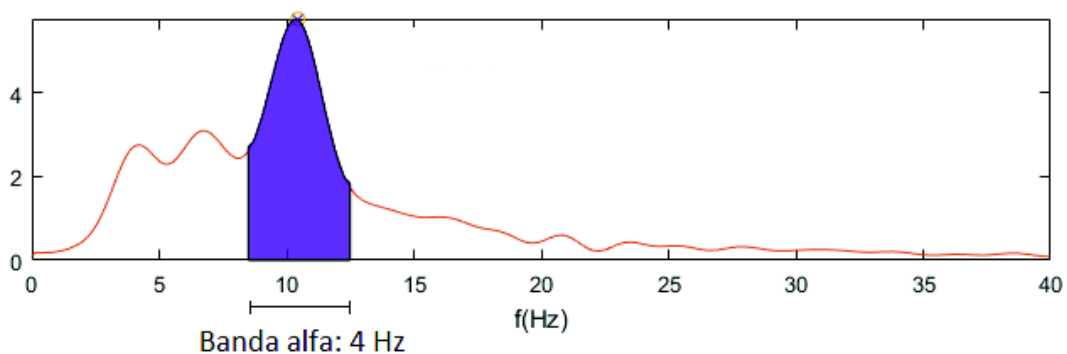
%Cálculo de los puntos máximos
Le=length(potencias);
[Pmax Frecuencia_Pmax]=max(Potencias); %Pmax, ordenada
Frecuencia_Pmax=Frecuencias(Frecuencia_Pmax); %Frecuencias_Pmax, abscisa

```

**Figura 2.20.** Ejemplo de código de Matlab para calcular el ritmo alfa de uno de los segmentos de la señal EEG

**Variable 2: Energía de la banda alfa**

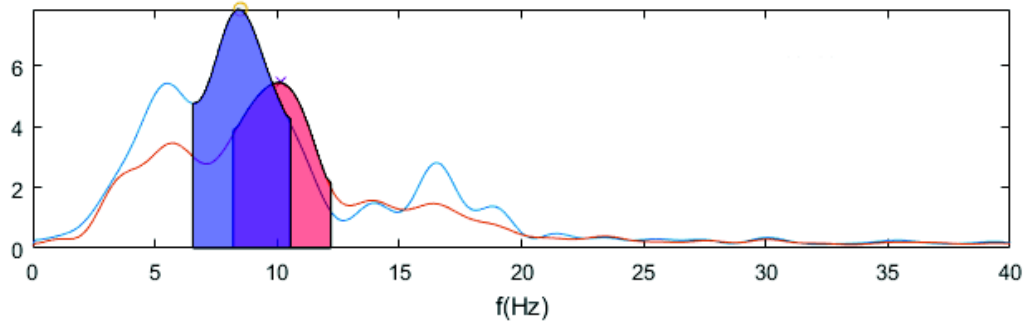
La energía es el área bajo la curva de la densidad espectral de potencia, para señales de EEG, la banda alfa en específico será el área bajo la curva solo dentro de los límites de la banda alfa, como se muestra en la Figura 2.19. Se ha tomado la banda alfa como la banda de 4 Hz que tiene como frecuencia central al ritmo alfa, es decir, a partir del ritmo alfa, se toma 2 Hz hacia la izquierda y 2 Hz hacia la derecha. La densidad espectral de potencia se determinó utilizando el método Welch descrito en la sección 1.3.5.



**Figura 2.19.** Representación de la banda alfa en el espectro de una señal de EEG

No se consideró la banda alfa fija convencional debido a las limitaciones que se presentan como consecuencia de la variabilidad interpersonal del ritmo alfa y por ende también de la banda alfa [19]. En la Figura 2.20 se puede observar un ejemplo de esta variabilidad interpersonal, el área azul muestra el ritmo y la banda alfa de un sujeto, mientras que el área roja muestra el ritmo y la banda alfa de un sujeto diferente,

se puede observar que no son iguales.



**Figura 2.20.** Banda alfa de diferentes sujetos

La Figura 2.20 muestra un ejemplo de código en Matlab para calcular el área bajo la curva de la densidad espectral de potencia dentro de la banda alfa (energía de la banda alfa).

```

% Ventana de longitud L:
L=fix(length(segmento_EEG)/10);
ventana=rectwin(L); %blackmanharris (L);

% Traslape del 50%:
noverlap=fix(length(ventana)/2);
[Potencias,Frecuencias]=pwelch(segmento_EEG,ventana,noverlap,nfft,Fs);

%Cálculo de los puntos máximos
Le=length(potencias);
[Pmax Frecuencia_Pmax]=max(Potencias);

%Área de la banda alpha de cada segmento
y=Potencias(Frecuencia_Pmax)-2*Le/(Fs/2):Frecuencia_Pmax]+2*Le/(Fs/2));
energía_banda_alfa = trapz(y);

```

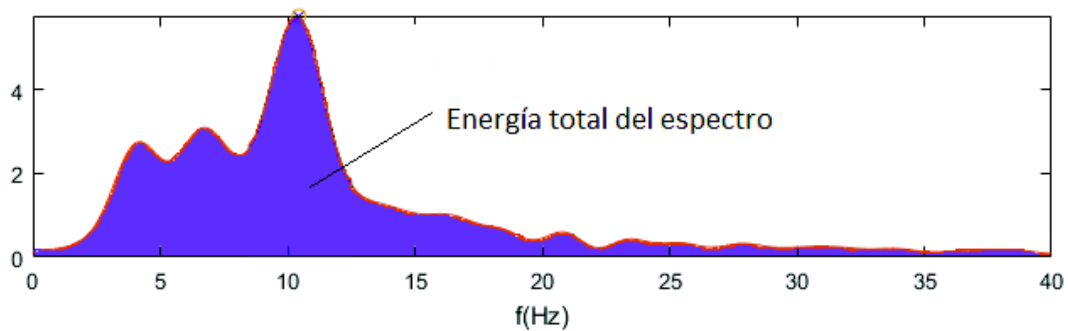
**Figura 2.20.** Ejemplo de código de Matlab para calcular el área de la densidad espectral de potencia dentro de la banda alfa

### Variable 3: Energía total del espectro

Debido a que en la etapa de preprocesamiento se aplicó un filtro a las señales hasta 40 Hz, la energía total del espectro se consideró como el área bajo la curva de la densidad espectral de potencia en ese rango de frecuencias, como se muestra en la Figura 2.21. La



densidad espectral de potencia se halló utilizando el método Welch descrito en la sección 1.3.5.



**Figura 2.21.** Energía total del espectro (área bajo la curva)

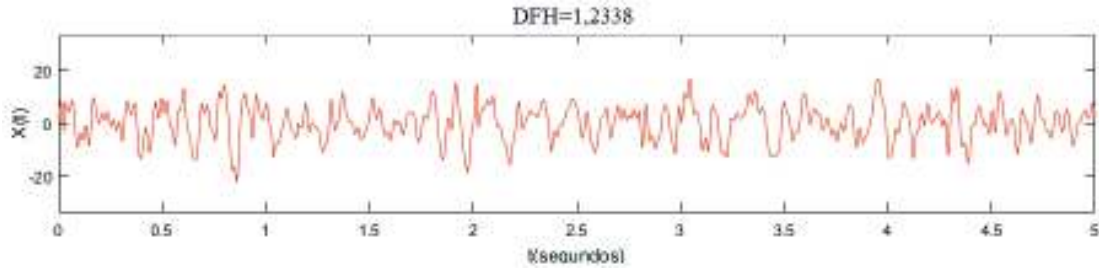
La Figura 2.20 muestra un ejemplo de código en Matlab para calcular el área bajo la curva de la densidad espectral de potencia (energía total del espectro).

```
% Ventana de longitud L:  
L=fix(length(segmento_EEG)/10);  
ventana=rectwin(L); %Blackmanharris (L);  
  
% Traslape del 50%:  
noverlap=fix(length(ventana)/2);  
[Potencias,Frecuencias]=pwelch(segmento_EEG,ventana,noverlap,nfft,Fs);  
  
%Área de todo el espectro de cada segmento  
Energia_total = trapz(Potencias);
```

**Figura 2.20.** Ejemplo de código de Matlab para calcular el área de la densidad espectral de potencia

#### **Variable 4: Dimensión fractal**

El método de Higuchi para encontrar la dimensión fractal, descrito en la sección 1.3.6, nos da como resultado un solo factor, el cual es calculado para cada segmento de 5 segundos de las señales, así por ejemplo en la Figura 2.22 se muestra el valor de la Dimensión Fractal de Higuchi para el primer segmento de 5 segundos de la señal de EEG para un sujeto.



**Figura 2.22.** DFH para el sujeto MBSR003, visita 1, reposo pre-meditación, canal 3

La Figura 2.20 muestra un ejemplo de cómo utilizar la función desarrollada para calcular la Dimensión Fractal de Higuchi del segmento de una señal EEG. La función completa se muestra en el Anexo II.

```

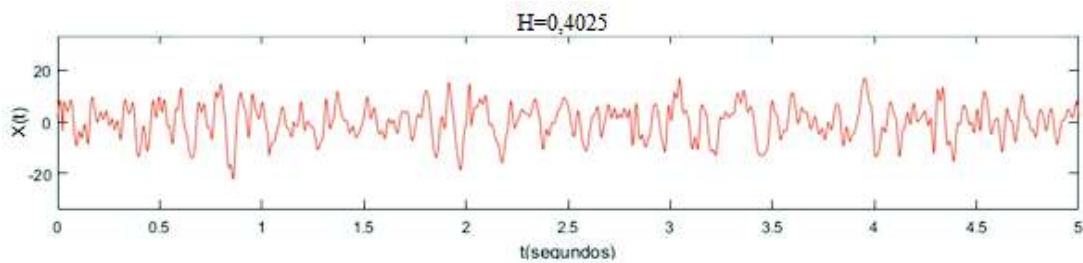
%Cálculo de la HFD
HFD_coef = HFD(segmento_EEG,6);

```

**Figura 2.20.** Ejemplo de código de Matlab para utilizar la función para calcular la DFH del segmento de una señal EEG

**Variable 5: Autosimilitud de largo alcance**

Al igual que para la dimensión fractal, la autosimilitud de largo alcance, descrito en la sección 1.3.6, es un solo valor (exponente de Hurst) que representa la morfología de la señal, la Figura 2.23 muestra un ejemplo del exponente de Hurst para la primera ventana de la señal EEG de un sujeto.



**Figura 2.23.** Autosimilitud de largo alcance para el sujeto MBSR003, visita 1, reposo pre-meditación, canal 3

La Figura 2.20 muestra un ejemplo de cómo utilizar la función desarrollada para calcular el exponente de Hurst (autosimilitud de largo alcance) del segmento de una señal EEG. La función completa se muestra en el Anexo II.

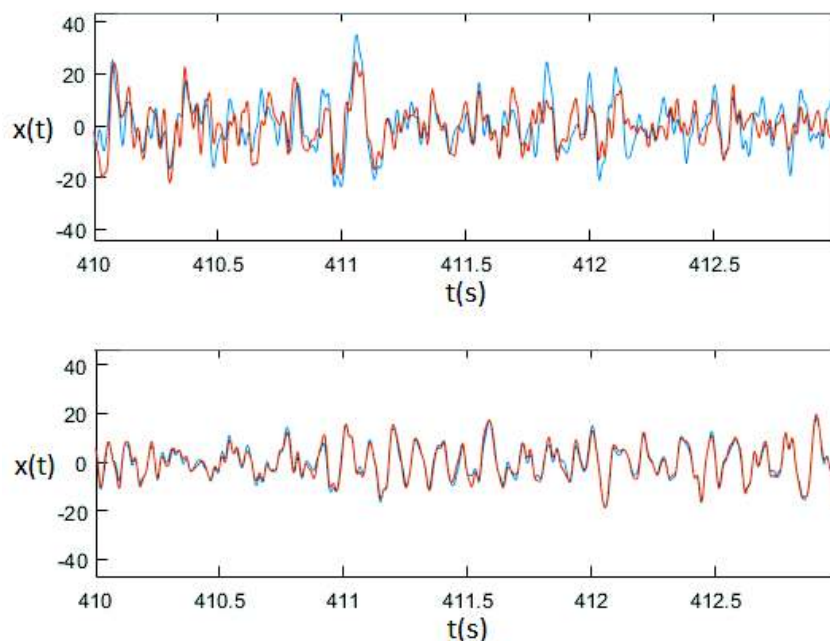
```
%Cálculo del exponente de Hurst  
HURST_exp = HURST_COEF(segmento_EEG);
```

**Figura 2.20.** Ejemplo de código de Matlab para utilizar la función para calcular el coeficiente de Hurst del segmento de una señal EEG

### 2.4.2 Variables aplicadas a pares de canales de EEG

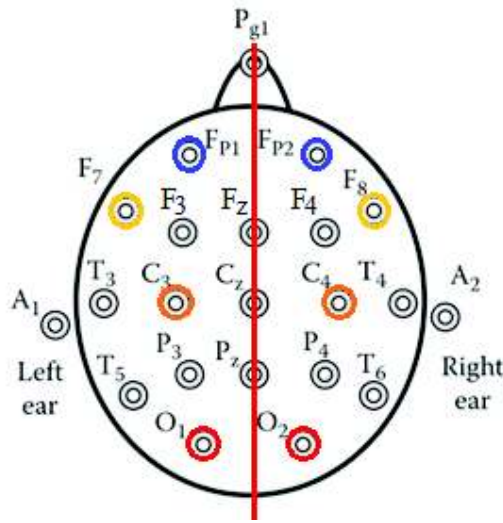
De la información recolectada en la sección 1.3.8 en el estado del arte, también se encontró que es de interés para la neurociencia determinar el nivel de semejanza entre canales interhemisféricos correspondientes como una medida de la buena o mala salud del cerebro, por ello en esta sección se utilizan tres métodos para determinar aquel nivel de semejanza (correlación, diferencia entre señales y coherencia).

En el dominio del tiempo, la diferencia en el nivel de similitud se visualiza como en la Figura 4.1, donde las señales EEG de arriba muestran un bajo nivel de similitud y las señales de abajo muestran un nivel de similitud más alto.



**Figura 3.1.** Señales en el dominio del tiempo de los canales C3 y C4 para el sujeto MBSR003, antes del programa MBSR (arriba) y después del programa MBSR (abajo)

Los canales correspondientes interhemisféricos son aquellos que presentan una simetría respecto a un eje vertical como el que se muestra en la Figura 2.22, la figura también muestra los canales que se utilizaron en este análisis: prefrontales (Fp1 y Fp2), frontales centrales (C3 y C4) y occipitales (O1 y O2), por simetría ya que están equiespaciados a través de toda el área del cerebro y los canales frontales (F7 y F8) por ser de interés el análisis del área frontal del cerebro.

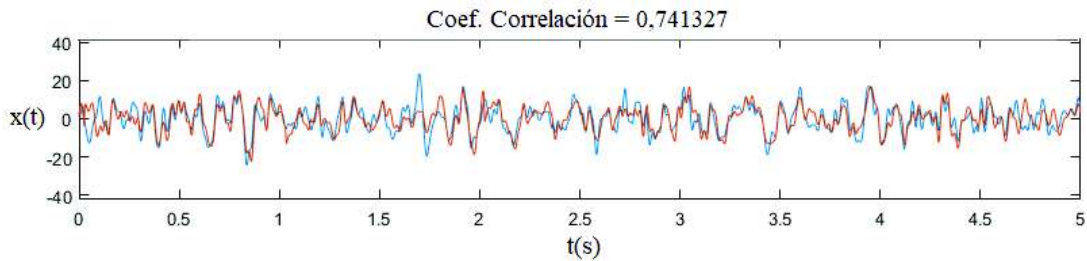


**Figura 2.22.** Canales correspondientes interhemisféricos

Para cada uno de estos pares de canales se determinan las variables o características que se presentan a continuación, de igual manera que las características utilizadas en el análisis de canales individuales, estas características se midieron cada 5 segundos a lo largo del tiempo que dura cada registro de EEG.

**Variable 6: Coeficiente de correlación**

Se encontró el coeficiente de correlación de Pearson para cada par de canales, con el procedimiento descrito en el marco teórico en la sección 1.3.4. La Figura 2.23 muestra un el primer segmento de cinco segundos de los canales C3 y C4 de uno de los sujetos de prueba y el coeficiente de correlación que se obtiene.



**Figura 2.23.** Coeficiente de correlación entre C3 y C4 para el sujeto MBSR003, visita 1, reposo pre-meditación, primero segmento de 5 segundos

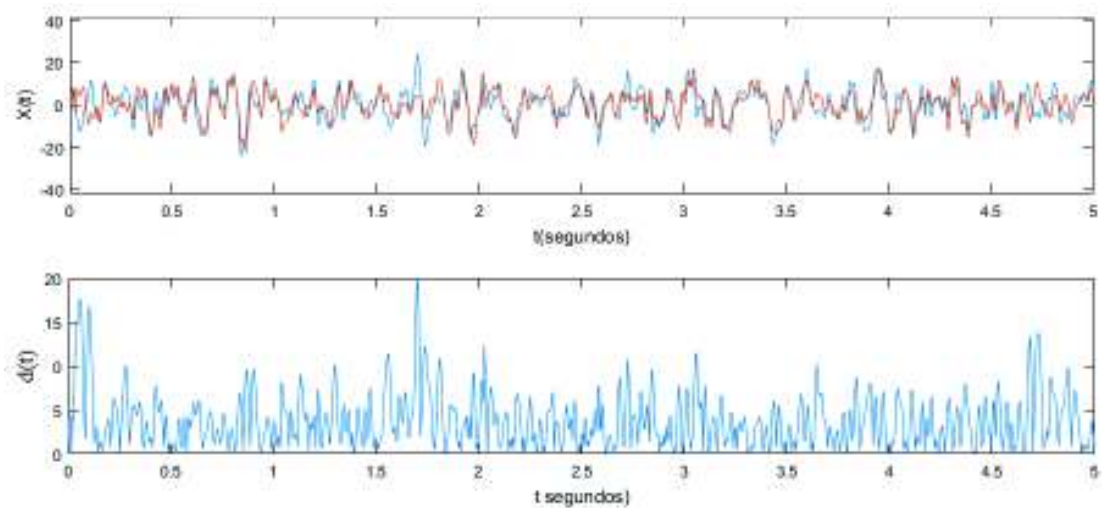
La Figura 2.20 muestra un ejemplo de código en Matlab para utilizar la función propia de Matlab para calcular el coeficiente de correlación de Pearson de dos segmentos de señales EEG.

```
%Cálculo de la correlación
coef= corrcoef(segmento_EEG_1,segmento_EEG_2);
```

**Figura 2.20.** Ejemplo de código de Matlab para calcular el coeficiente de correlación de Pearson de dos segmentos de señales EEG

**Variable 7: Media del valor absoluto de la diferencia entre señales**

Este es un procedimiento que describe cuanta diferencia existe entre dos los dos canales con una, utilizando la resta aritmética. Puesto que esta operación se realiza para cada punto de las señales, se obtiene una señal resultante como la que se muestra en la Figura 2.23 en la parte inferior. La interpretación acorde al objetivo de esta sección (medir la similitud entre pares de canales) es: entre más se acerque a cero la señal resultante, más similares serán los pares de canales.



**Figura 2.23.** Diferencia entre los canales C3 y C4 para el sujeto MBSR003, visita 1, reposo pre-meditación, primero segmento de 5 segundos

La Figura 2.20 muestra un ejemplo de código en Matlab para calcular la diferencia (resta aritmética) entre dos segmentos de señales EEG, el cálculo que realiza es el de restar cada muestra de las dos señales y generar una nueva.

```

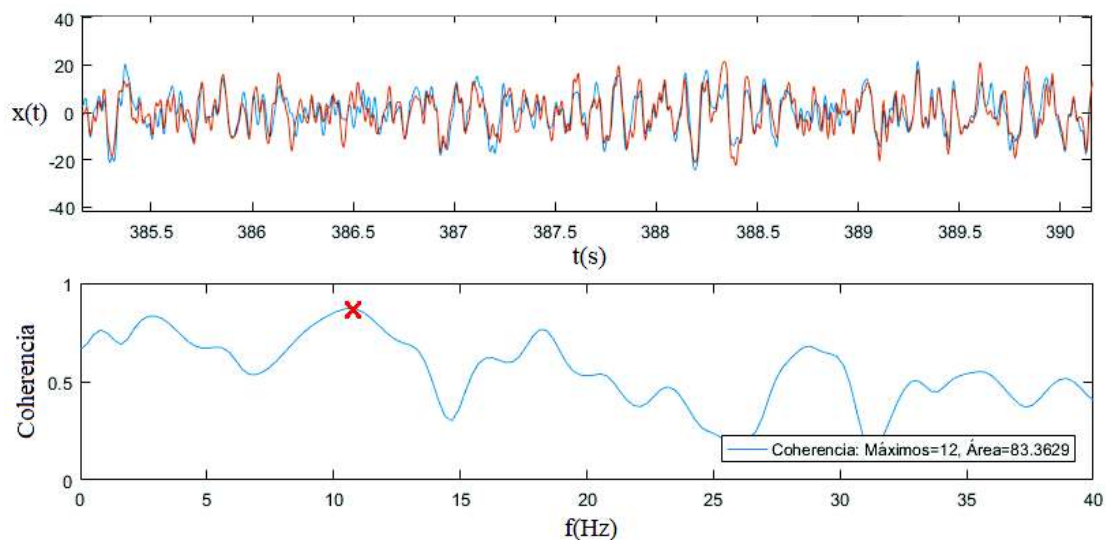
%Cálculo de diferencia entre señales
resta=segmento_1-segmento_2;
resta_abs=abs(resta);

```

**Figura 2.20.** Ejemplo de código de Matlab para calcular la diferencia entre dos segmentos de señales EEG

### Variable 8: Máximo de la coherencia

En lo que respecta a la coherencia, descrita en la sección 1.3.5, ésta puede ser utilizada de varias maneras para medir el nivel de similitud entre señales, en este análisis se ha tomado el máximo de la curva de coherencia como la medida de similitud entre señales como se muestra en la Figura 2.23 para uno segmento de un par de canales.



**Figura 2.23.** Coherencia entre los canales C3 y C4 para el sujeto MBSR003, visita 1, reposo pre-meditación, segmento de 5 segundos (385s a 390s)

La Figura 2.20 muestra un ejemplo de código en Matlab para calcular el máximo nivel de coherencia de la curva de coherencia entre dos segmentos de señales EEG, debido a que se trata de la coherencia en el dominio de la frecuencia, los parámetros de la función “mscohere” propia de Matlab son los mismos parámetros que se utilizaron para el cálculo de la densidad espectral de potencia con el método Welch.

```

% Ventana de longitud L:
L=fix(length(segmento_EEG)/10);
ventana=rectwin(L); %blackmanharris (L);

% Traslape del 50%:
noverlap=fix(length(ventana)/2);

f_cohere=linspace(0,15,151);
[cxy,fc] =
mscohere(segmento_1,segmento_2,ventana,noverlap_1,f_cohere,Fs);
[Cmax Frecuencia_Cmax]=max(cxy); %Cmax, coherencia máxima

```

**Figura 2.20.** Ejemplo de código de Matlab para calcular el área de la densidad espectral de potencia

## 2.4. Análisis estadístico

Para tener la capacidad de emitir conclusiones basadas en los datos obtenidos se necesita una herramienta que permita validar estadísticamente los resultados y que pueda corroborar que nuestras afirmaciones son verdaderas o falsas, esta herramienta es la prueba de hipótesis.

Para nuestro análisis se ha elegido un tipo de prueba paramétrica bilateral para dos muestras dependientes. Se desea comprobar si existe diferencia entre una muestra antes del experimento (programa de meditación MBSR) y una muestra después del experimento, para cada variable utilizada. El valor de la variable a comparar puede ser menor o mayor después del experimento. Específicamente se utilizó el T-test, que tiene una función ya implementada en Matlab [30], cuya utilización se muestra en la Figura 2.21.

```

% Cálculo del T-Test
[h p]= ttest(x,y)

```

**Figura 2.21.** Ejemplo de utilización de la función T-test de Matlab

Donde “x” y “y” son dos series temporales del mismo número de muestras, “h” es el resultado de la prueba de hipótesis que puede tomar el valor 1 si se rechaza la hipótesis o 0 si no se puede rechazar la hipótesis, “p” es la probabilidad de encontrar un estadístico de prueba mayor o igual al valor observado. La hipótesis nula en este caso es que la diferencia entre las medias de las dos series es igual a 0. El nivel de significación es de 5%.

La decisión se toma comparando el valor p con el nivel de significación, si el valor p es menor que el nivel de significación (0.05) la hipótesis se rechaza.



### **3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN**

Puesto que los resultados obtenidos son demasiado extensos, en esta sección únicamente se presentan ejemplos de los resultados obtenidos para uno de los sujetos de prueba, para cada una de las variables aplicadas en el análisis, se muestra si estas variables sufrieron algún cambio debido al proceso cognitivo de meditación, es decir, si presentan diferentes valores en las diferentes visitas de los sujetos, la visita 1 (V1) antes de que los sujetos inicien el programa de meditación MBSR, la visita 2 (V2) después de terminado el programa de meditación y la visita 3 (V3) después de 8 días de terminado el programa.

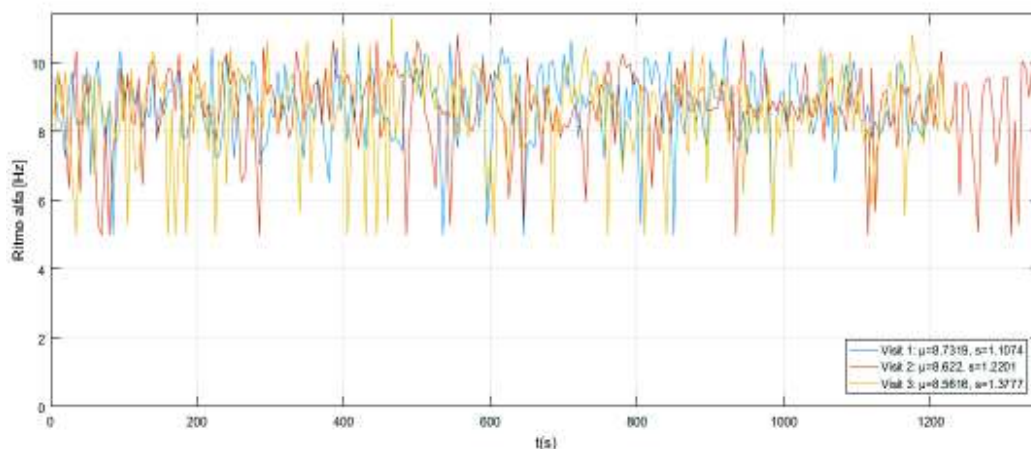
En general los resultados presentan una aparente tendencia para todos los sujetos, sin embargo, se encontraron comportamientos individuales donde sí se presenta una notable diferencia de las variables antes y después del programa. Además, se encontró que en entre sujetos los resultados varían para diferentes hemisferios, algunos sujetos presentan una variación del comportamiento en cierto hemisferio, otros sujetos presentan una variación en hemisferios diferentes, otros no presentan ningún cambio aparente.

Una versión completa de los resultados se presenta en las tablas del Anexo III.

#### **5.4 Variables aplicadas a canales de EEG individuales**

##### **Variable 1: Ritmo alfa**

Para esta variable, en el sujeto MBSR003 no se encontró cambios en el ritmo alfa. En la Figura 3.1 se observa que el ritmo alfa varía en el mismo rango en las tres visitas, la medias ( $\mu$ ) en los tres casos son muy similares y la desviación estándar ( $s$ ) sobrepasa la diferencia entre las medias. La aseveración de que no existen cambios se la hace basada en el T-test realizado sobre las medias de cada par de visitas, en la Tabla 3.1 se muestran los resultados de la aplicación de la prueba estadística.

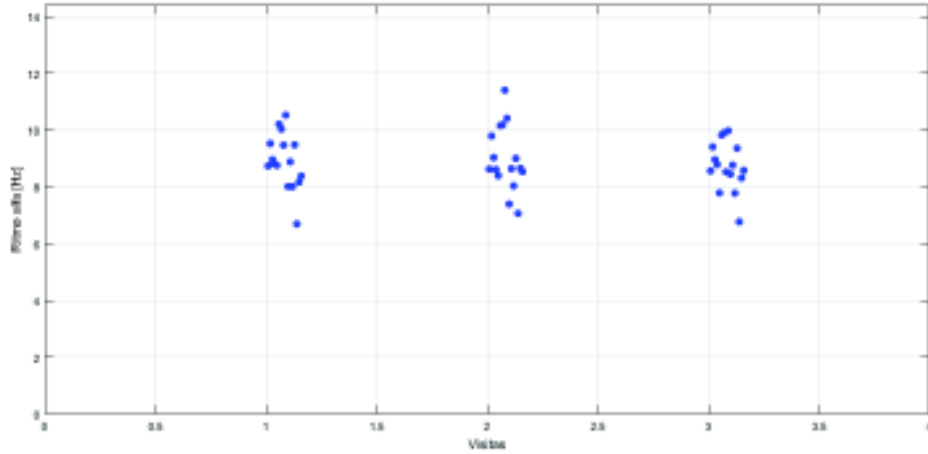


**Figura 3.1.** Evolución del Ritmo Alfa de las 3 visitas, para sujeto MBSR003, en la condición de meditación, para el canal C3

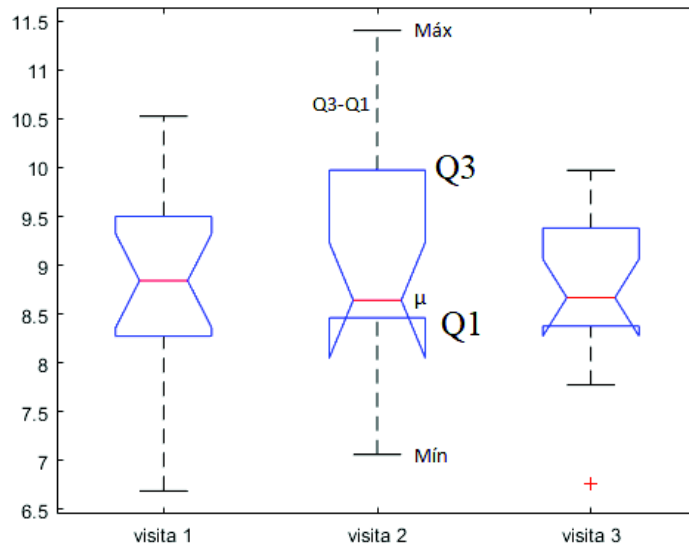
**Tabla 3.1.** T-test para la media del Ritmo Alfa de las 3 visitas, para el sujeto MBSR003, en la condición de meditación, para el canal C3

	V1-V2	V1-V3	V2-V3
<b>h</b>	0	0	0
<b>p</b>	0,735	0,686	0,500

Como ya se mencionó anteriormente, no se encontró una tendencia para los 19 sujetos. Como se muestra en el diagrama de dispersión de la Figura 3.2 y en el diagrama de caja de la Figura 3.3 para los 19 sujetos, en general el grupo se mantiene en el mismo rango en todas las visitas, estadísticamente el T-test de la Tabla 3.2 corrobora que no existe ninguna tendencia del grupo.



**Figura 3.2.** Diagrama de dispersión del Ritmo Alfa para todos los sujetos, en la condición de meditación, para el canal C3



**Figura 3.3.** Diagrama de caja del Ritmo Alfa para todos los sujetos, en la condición de meditación, para el canal C3

**Tabla 3.2.** T-test para la media del Ritmo Alfa de las 3 visitas, para todos los sujetos, en la condición de meditación, para el canal C3

	V1-V2	V1-V3	V2-V3
<b>h</b>	0	0	0
<b>p</b>	0,582	0,073	0,209

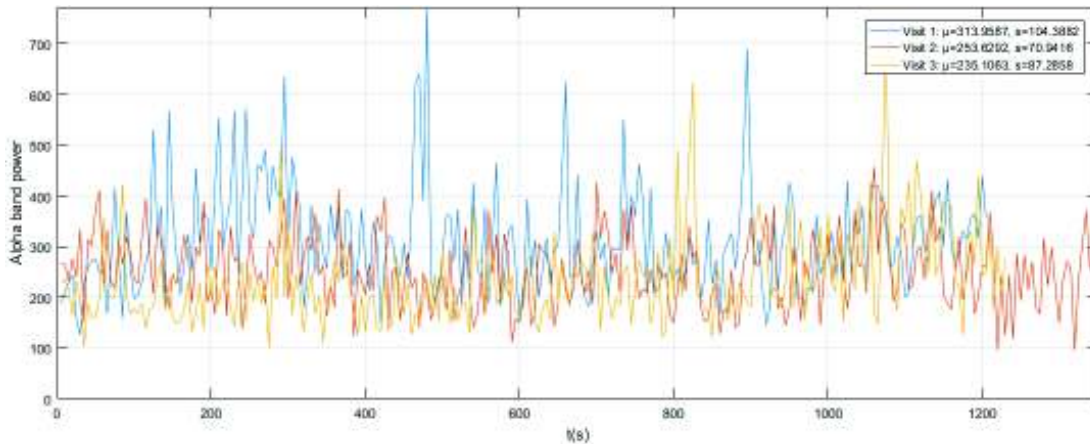
Con la aplicación del T-test por pares de visitas (V1-V2, V1-V3, V2-V3), se evaluó si existe diferencia entre las medias de cada par. En la Tabla 3.3 se muestra cuáles sujetos presentan un cambio de comportamiento de la variable Ritmo Alfa ( $h=1$ ) y cuáles no presentan ningún cambio ( $h=0$ ).

**Tabla 3.3.** T-test para la media del Ritmo Alfa de las 3 visitas, para cada sujeto, en la condición de meditación, para el canal C3

Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	8.73192	1.10741	8.621962	1.220096	8.561595	1.377715	0	0.480607	0	0.134212	0	0.407474
MBSR005	9.52330	0.72699	9.788877	0.760407	9.404966	1.014276	1	0.000126	0	0.114849	1	1.47E-06
MBSR006	8.95440	0.58460	9.02958	0.696152	8.957582	0.738813	0	0.203914	0	0.956005	0	0.27656
MBSR008	8.80492	1.00363	8.608933	0.875266	8.782011	1.00733	1	0.005849	1	0.045174	1	0.014027
MBSR009	8.75339	3.38437	8.393606	1.862557	7.784148	2.842667	0	0.115341	1	0.000205	1	0.002202
MBSR010	10.2019	1.13596	10.15867	1.409437	9.824079	1.771102	0	0.691162	1	0.00273	1	0.002744
MBSR012	10.0319	2.14703	10.1842	1.669843	9.886733	1.658863	0	0.36745	0	0.343972	1	0.038984
MBSR013	9.46503	5.50187	11.40317	6.85357	8.525846	6.13212	1	0.00032	1	0.049696	1	2.58E-06
MBSR014	10.5243	0.84104	10.40981	1.286904	9.972973	0.810356	0	0.215811	1	7.80E-15	1	6.30E-07
MBSR015	8.01020	1.88676	7.391036	0.97	8.444514	3.714118	1	3.27E-06	0	0.070789	1	6.20E-06
MBSR016	8.87954	0.46036	8.635897	0.521532	8.758459	0.417283	1	1.21E-08	1	0.003808	1	0.002063
MBSR017	8.00508	0.78925	8.031456	1.201283	7.774675	1.162483	0	0.682754	1	0.007983	1	0.014413
MBSR018	9.47675	1.69398	8.997396	2.575443	9.356775	1.30967	1	0.009658	0	0.328798	1	0.032473
MBSR019	6.69013	1.82926	7.062774	1.94211	6.768541	1.717756	1	0.014731	0	0.483408	1	0.043345
MBSR020	8.16761	2.26445	8.64926	3.098258	8.31041	2.47321	1	0.030978	0	0.439727	0	0.152123
MBSR021	8.37999	0.83923	8.533786	1.065581	8.577932	0.710938	1	0.039856	1	0.001208	0	0.576624

### Variable 2: Energía de la banda alfa

Para esta variable, en el sujeto MBSR003 se encontró un decrecimiento en la energía de la banda alfa. En la Figura 3.4 se observa que la curva de la energía de la banda alfa para la visita 1 (curva azul), se encuentra ligeramente arriba de las curvas de la visita 2 y la visita 3 (roja y amarilla). La aseveración de que sí existe una diferencia entre las medias de las curvas se corrobora con el T-test realizado sobre las medias de cada par de visitas, en la Tabla 3.4 se muestran los resultados de la aplicación de la prueba estadística.

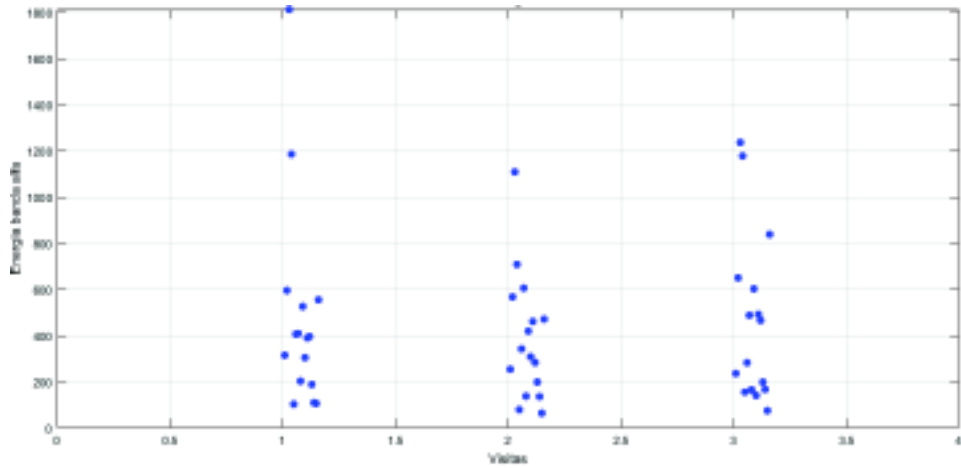


**Figura 3.4.** Evolución de la energía de la banda alfa para el canal C3 para el sujeto MBSR003 durante la condición de meditación para las tres visitas

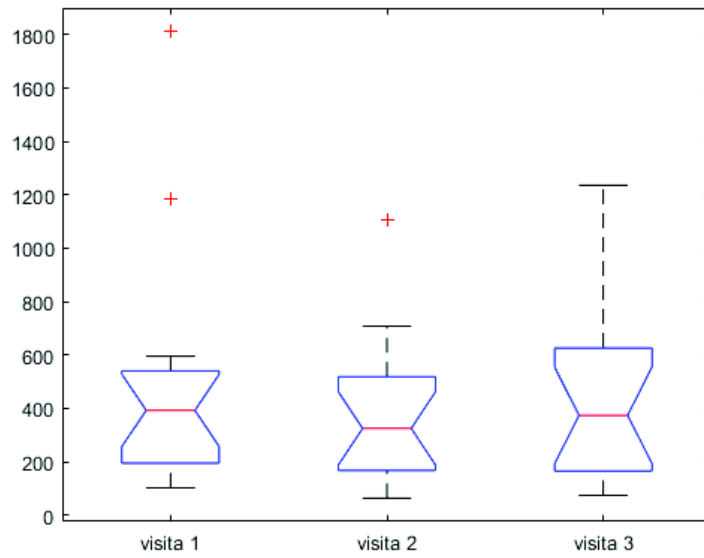
**Tabla 3.4.** T-test para la media de la Banda Alfa de las 3 visitas, para el sujeto MBSR003, en la condición de meditación, para el canal C3

	V1-V2	V1-V3	V2-V3
h	1	1	1
p	0	0	0

No se encontró una tendencia para los 19 sujetos. Como se muestra en el diagrama de dispersión de la Figura 3.5 y en el diagrama de caja de la Figura 3.6 para los 19 sujetos, en general el grupo se mantiene en el mismo rango en todas las visitas a excepción de pocos sujetos que se encuentran alejados del grupo, estadísticamente el T-test de la Tabla 3.4 corrobora que no existe ninguna tendencia del grupo.



**Figura 3.5.** Energía de la banda alfa del canal C3 para todos los sujetos durante la condición de meditación de las tres visitas



**Figura 3.6.** Tendencia central y nivel de dispersión de los datos de la figura 3.7.

**Tabla 3.5.** T-test para la media de la Banda Alfa de las 3 visitas, para todos los sujetos, en la condición de meditación, para el canal C3

	V1-V2	V1-V3	V2-V3
h	0	0	0
p	0,108	0,753	0,082

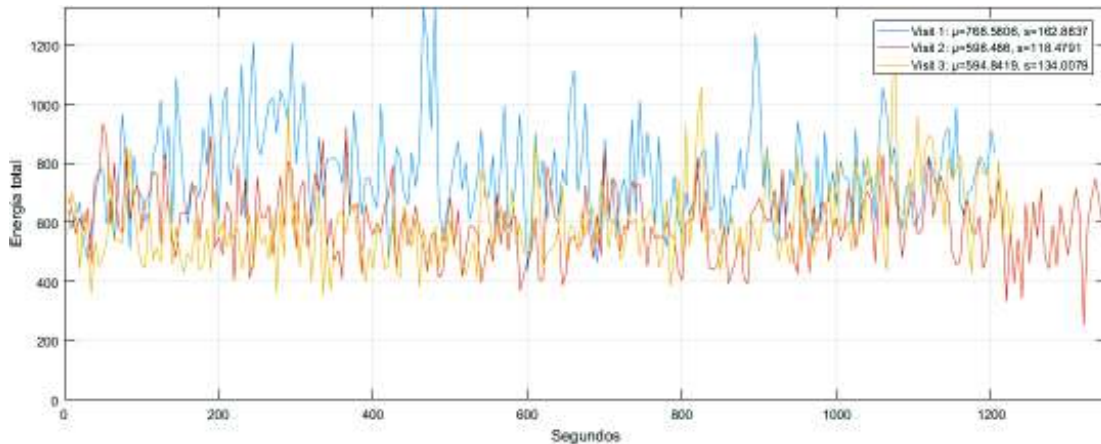
Con la aplicación del T-test por pares de visitas (V1-V2, V1-V3, V2-V3), se evaluó si existe diferencia entre las medias de cada par. En la Tabla 3.6 se muestra cuáles sujetos presentan un cambio de comportamiento de la variable Energía de la Banda Alfa ( $h=1$ ) y cuáles no presentan ningún cambio ( $h=0$ ).

**Tabla 3.6.** T-test para la media de la Energía de la Banda Alfa de las 3 visitas, para cada sujeto, en la condición de meditación, para el canal C3

Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	H	p	h	p	h	p
MBSR003	313.958	104.3882	253.6292	70.94164	235.1063	87.2858	1	1.77E-12	1	6.17E-17	1	0.004346
MBSR005	594.954	163.3663	566.619	193.0664	649.2972	196.9148	0	0.065312	1	0.000425	1	6.88E-07
MBSR006	1811.90	623.9505	1108.243	447.5712	1235.759	538.5593	1	3.06E-37	1	6.20E-27	1	0.002344
MBSR008	1185.13	957.8073	707.6859	453.7057	1177.268	954.9857	1	5.87E-14	0	0.361498	1	1.26E-13
MBSR009	102.249	48.31551	78.43066	76.48113	154.6383	73.89617	1	1.41E-14	1	1.50E-19	1	2.24E-44
MBSR010	405.503	199.8978	341.7225	177.8451	282.0983	145.6143	1	8.74E-06	1	2.40E-15	1	1.04E-05
MBSR012	407.577	288.906	604.9766	345.7139	487.4638	386.5998	1	7.46E-14	1	0.001551	1	9.28E-06
MBSR013	201.932	74.74799	136.7064	53.35223	164.562	59.09395	1	2.19E-30	1	3.79E-11	1	5.43E-09
MBSR014	525.476	168.403	418.5683	174.0221	601.8485	220.3457	1	4.14E-12	1	1.01E-05	1	6.12E-23
MBSR015	303.806	244.5644	307.7603	209.9092	139.8437	113.2746	0	0.770341	1	1.77E-20	1	6.50E-29
MBSR016	389.423	143.404	460.6122	160.3913	490.9333	182.5088	1	1.19E-07	1	9.10E-14	1	0.048336
MBSR017	394.887	229.628	282.525	197.2954	464.9825	381.9621	1	2.68E-09	1	0.006257	1	1.88E-11
MBSR018	187.543	90.70126	198.0195	129.4243	197.8377	115.2948	0	0.164924	0	0.055883	0	0.979694
MBSR019	108.572	60.71803	134.9648	49.82237	166.0951	79.34718	1	6.32E-11	1	3.24E-28	1	2.52E-08
MBSR020	105.444	61.39518	63.35371	26.60314	74.30058	25.14147	1	1.91E-32	1	2.20E-24	1	4.03E-10
MBSR021	554.306	369.3567	470.2542	318.5924	837.6956	489.7426	1	0.002622	1	7.83E-16	1	3.61E-24

### Variable 3: Energía total del espectro

Para esta variable, en el sujeto MBSR003 se encontró un decrecimiento en la energía total del espectro. En la Figura 3.7 se observa que la curva de la energía total del espectro para la visita 1 (curva azul), se encuentra ligeramente arriba de las curvas de la visita 2 y la visita 3 (roja y amarilla). La aseveración de que sí existe una diferencia entre las medias de las curvas se corrobora con el T-test realizado sobre las medias de cada par de visitas, en la Tabla 3.7 se muestran los resultados de la aplicación de la prueba estadística.



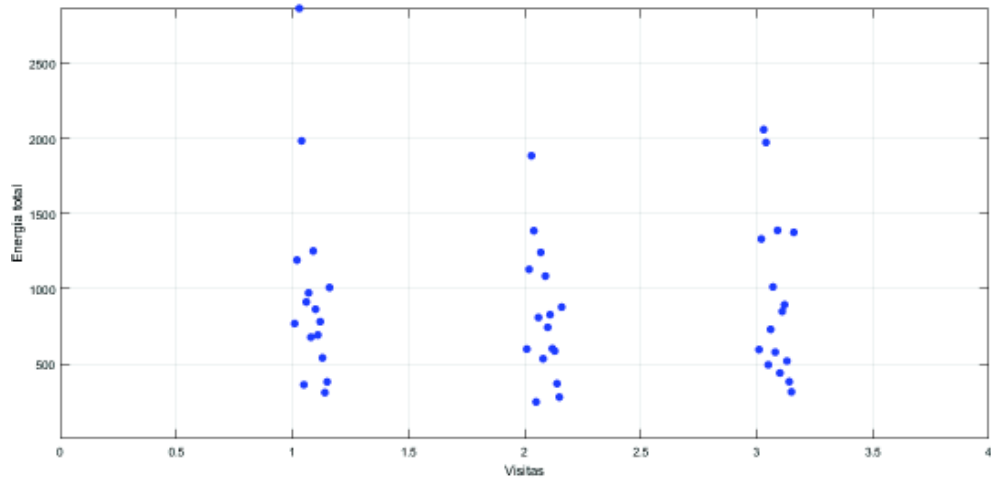
**Figura 3.7.** Evolución de la Energía Total del espectro de potencia de las 3 visitas, para sujeto MBSR003, en la condición de meditación, para el canal C3

**Tabla 3.7.** T-test para la media de la Energía Total del espectro de potencia de las 3 visitas, para el sujeto MBSR003, en la condición de meditación, para el canal C3

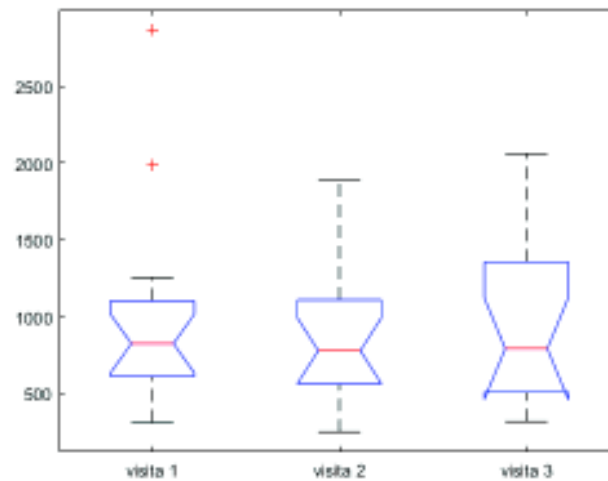
	V1-V2	V1-V3	V2-V3
h	1	1	0
p	0	0	0,56

No se encontró una tendencia para los 19 sujetos. Como se muestra en el diagrama de dispersión de la Figura 3.8 y en el diagrama de caja de la Figura 3.9 para los 19 sujetos, en general el grupo se mantiene en el mismo rango en todas las visitas a excepción de pocos sujetos que se encuentran alejados del grupo, este comportamiento es muy similar al obtenido en la medición de la energía de la banda alfa debido a que dicha banda es la que posee la mayor parte de la energía de todo el espectro. Estadísticamente el T-test de la Tabla 3.8 corrobora que no existe ninguna tendencia del grupo.





**Figura 3.8.** Diagrama de dispersión de la Energía Total del espectro de potencia para todos los sujetos, en la condición de meditación, para el canal 3



**Figura 3.9.** Diagrama de caja de la Energía Total del espectro de potencia para todos los sujetos, en la condición de meditación, para el canal 3

**Tabla 3.8.** T-test para la media de la Energía Total del espectro de potencia de las 3 visitas, para todos los sujetos, en la condición de meditación, para el canal C3

	V1-V2	V1-V3	V2-V3
h	0	0	0
p	0,058	0,574	0,092

Con la aplicación del T-test por pares de visitas (V1-V2, V1-V3, V2-V3), se evaluó si existe diferencia entre las medias de cada par. En la Tabla 3.9 se muestra cuáles sujetos presentan un cambio de comportamiento de la variable Energía Total del Espectro ( $h=1$ ) y cuáles no presentan ningún cambio ( $h=0$ ).

**Tabla 3.9.** T-test para la media de la Energía de la Total del Espectro de las 3 visitas, para cada sujeto, en la condición de meditación, para el canal C3

Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	768.5806	162.8837	598.486	118.4791	594.8419	134.008	1	1.57E-30	1	4.92E-29	0	0.560654
MBSR005	1191.637	256.8412	1129.223	258.9891	1331.877	304.5275	1	0.004883	1	2.05E-08	1	5.94E-16
MBSR006	2867.882	855.825	1886.3	636.1459	2060.513	728.166	1	9.82E-39	1	2.17E-28	1	0.001929
MBSR008	1985.484	1250.623	1386.851	692.4398	1974.756	1243.952	1	1.58E-12	0	0.370424	1	2.80E-12
MBSR009	361.0475	107.6	246.3669	145.078	493.6265	181.812	1	1.46E-43	1	1.10E-20	1	0
MBSR010	912.4417	307.528	808.663	296.3291	729.7239	254.8427	1	3.37E-06	1	1.94E-13	1	0.000392
MBSR012	973.2605	425.9778	1242.057	485.7614	1012.702	537.8643	1	1.07E-12	0	0.318358	1	1.65E-09
MBSR013	677.5482	205.4413	533.9725	143.6076	578.1085	170.3436	1	4.34E-21	1	1.17E-09	1	0.000894
MBSR014	1252.308	265.2242	1084.647	292.7869	1388.902	355.0619	1	1.47E-11	1	4.81E-07	1	2.59E-23
MBSR015	863.6274	330.0331	743.3247	298.5597	439.3037	207.7285	1	1.51E-05	1	0	1	1.50E-35
MBSR016	692.4899	202.3833	827.8343	212.112	849.2839	255.3159	1	1.82E-13	1	3.73E-17	0	0.304994
MBSR017	781.0878	313.5171	601.3887	266.8214	893.5206	488.3189	1	1.62E-12	1	0.000585	1	3.78E-16
MBSR018	539.861	158.1608	585.5799	257.5544	518.8384	172.4223	1	0.003277	0	0.187308	1	0.00022
MBSR019	308.7352	136.5122	368.5578	83.02106	381.3498	115.421	1	1.33E-13	1	8.84E-18	0	0.090136
MBSR020	380.3233	144.5761	278.3682	53.63479	313.4609	53.13533	1	1.78E-33	1	1.22E-14	1	5.74E-15
MBSR021	1008.193	502.075	878.1358	445.4669	1375.929	667.0182	1	0.000838	1	1.01E-14	1	1.05E-23

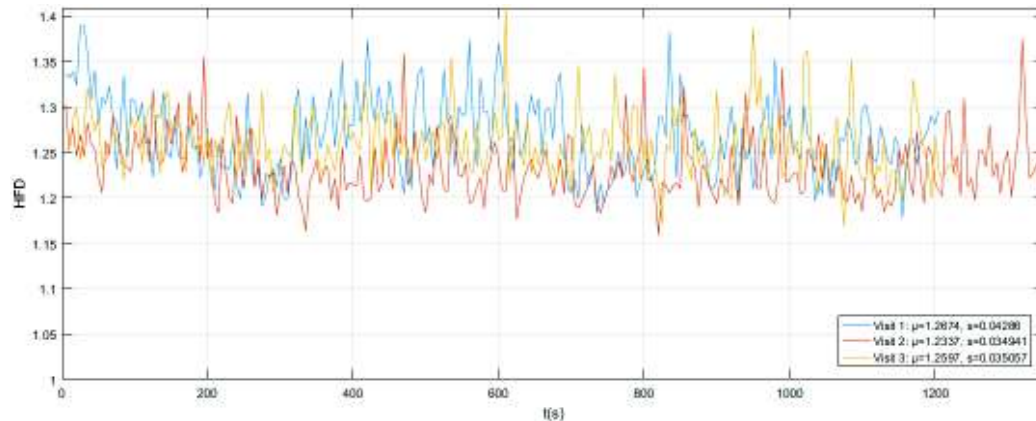
A pesar de los encontrado con el T-test de la tabla 3.8, donde se muestra que no existe una tendencia de todos los sujetos a presentar cambios en los valores de esta variable, en la tabla 3.9 se puede observar que en muchos de los casos individuales si existe un cambio de comportamiento, es decir, una diferencia entre las medias de cada visita, los resultados de la tabla 3.8 se justifican por los valores de la media y la desviación estándar totales, donde la desviación estándar sobrepasa por mucho la diferencia entre las medias como se muestra en la tabla 3.10.

**Tabla 3.10.** Media y desviación estándar de la Energía de la Total del Espectro de las 3 visitas, para todos los sujetos, en la condición de meditación, para el canal C3

	$\mu$	s
<b>V1</b>	972.7817	651.0294
<b>V2</b>	824.9848	437.4929
<b>V3</b>	933.546	548.4931

**Variable 4: Dimensión fractal de Higuchi**

Para esta variable, en el sujeto MBSR003 se encontró un decrecimiento en dimensión fractal. En la Figura 3.10 se observa que la curva de dimensión fractal para la visita 1 (curva azul), se encuentra ligeramente arriba de las curvas de la visita 2 y la visita 3 (roja y amarilla). La aseveración de que sí existe una diferencia entre las medias de las curvas se corrobora con el T-test realizado sobre las medias de cada par de visitas, en la Tabla 3.11 se muestran los resultados de la aplicación de la prueba estadística.

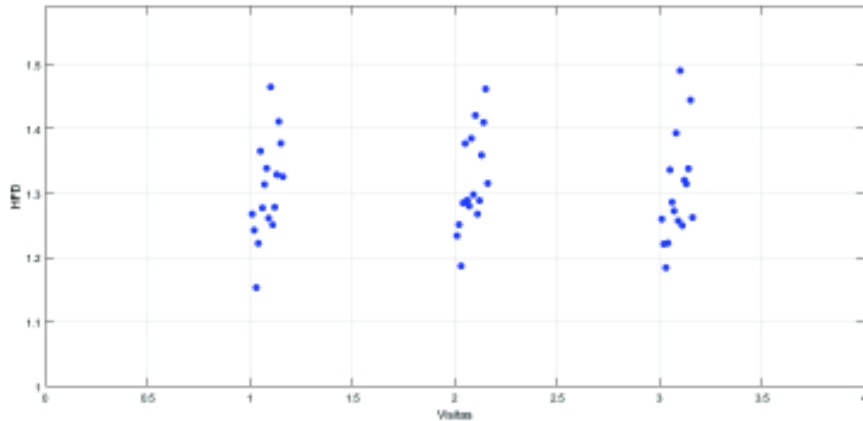


**Figura 3.10.** Evolución del DFH para el canal C3 para el sujeto MBSR003 durante la condición de meditación para las tres visitas

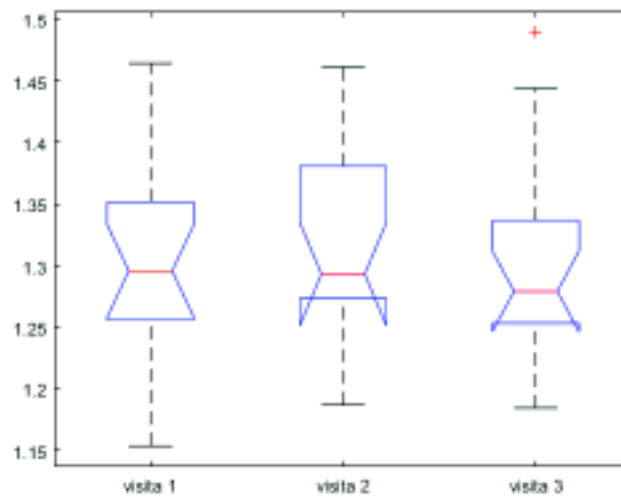
**Tabla 3.11** T-test para la media de la DFH de potencia de las 3 visitas, para el sujeto MBSR003, en la condición de meditación, para el canal C3

	<b>V1-V2</b>	<b>V1-V3</b>	<b>V2-V3</b>
<b>h</b>	1	1	1
<b>p</b>	0	0.042	0

No se encontró una tendencia para los 19 sujetos. Como se muestra en el diagrama de dispersión de la Figura 3.11 y en el diagrama de caja de la Figura 3.12 para los 19 sujetos, en general el grupo se mantiene en el mismo rango en todas las visitas. Estadísticamente el T-test de la Tabla 3.12 corrobora que no existe ninguna tendencia del grupo.



**Figura 3.11.** DFH del canal C3 para todos los sujetos durante la condición de meditación de las tres visitas



**Figura 3.12.** Diagrama de caja de la DFH para todos los sujetos, en la condición de meditación, para el canal 3

**Tabla 3.12.** T-test para la media de la DFH de las 3 visitas, para todos los sujetos, en la condición de meditación, para el canal C3

	V1-V2	V1-V3	V2-V3
<b>h</b>	0	0	0
<b>p</b>	0,12	0,87	0,109

Con la aplicación del T-test por pares de visitas (V1-V2, V1-V3, V2-V3), se evaluó si existe diferencia entre las medias de cada par. En la Tabla 3.13 se muestra cuáles sujetos presentan un cambio de comportamiento de la variable Energía Total del Espectro (h=1) y cuáles no presentan ningún cambio (h=0).

**Tabla 3.13.** T-test para la media de la DFH de las 3 visitas, para cada sujeto, en la condición de meditación, para el canal C3

Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	1.267395	0.04286	1.233698	0.034941	1.259668	0.035057	1	1.06E-19	1	0.041885	1	6.02E-17
MBSR005	1.242351	0.029952	1.251072	0.043152	1.220951	0.030718	1	0.008117	1	5.27E-14	1	2.20E-18
MBSR006	1.153423	0.031582	1.186918	0.044142	1.184261	0.044826	1	1.34E-19	1	1.67E-18	0	0.469715
MBSR008	1.222009	0.064738	1.284695	0.07308	1.222393	0.064411	1	7.04E-30	0	0.271929	1	1.74E-29
MBSR009	1.365226	0.060728	1.376951	0.056094	1.336108	0.043048	1	0.001525	1	4.45E-08	1	2.32E-18
MBSR010	1.276944	0.042126	1.288845	0.050188	1.285988	0.040652	1	0.000692	1	0.008975	0	0.577535
MBSR012	1.313404	0.05883	1.280067	0.056594	1.272323	0.047249	1	8.15E-13	1	3.25E-22	0	0.056145
MBSR013	1.338473	0.048935	1.384927	0.061823	1.39313	0.092445	1	3.88E-21	1	7.61E-18	0	0.210928
MBSR014	1.261045	0.031863	1.297603	0.050902	1.256968	0.044832	1	4.08E-20	0	0.210753	1	1.21E-19
MBSR015	1.464692	0.111135	1.420548	0.088375	1.490041	0.087572	1	1.22E-07	1	0.000413	1	9.54E-25
MBSR016	1.250749	0.055817	1.267428	0.076175	1.249635	0.05168	1	0.00052	0	0.770397	1	0.001061
MBSR017	1.278121	0.068212	1.288473	0.067786	1.319998	0.074642	1	0.037591	1	1.43E-11	1	2.92E-07
MBSR018	1.328809	0.051326	1.359008	0.088654	1.314179	0.040136	1	8.27E-07	1	2.88E-05	1	2.27E-13
MBSR019	1.411017	0.056567	1.409729	0.055727	1.337946	0.047013	0	0.69798	1	4.19E-46	1	1.58E-44
MBSR020	1.377211	0.049645	1.461603	0.042755	1.44432	0.046912	1	3.94E-63	1	3.78E-42	1	3.10E-07
MBSR021	1.325475	0.091093	1.315135	0.088834	1.262149	0.079886	0	0.081257	1	2.17E-21	1	2.22E-15

A pesar de los encontrado con el T-test de la tabla 3.12, donde se muestra que no existe una tendencia de todos los sujetos a presentar cambios en los valores de esta variable, en la tabla 3.13 se puede observar que en muchos de los casos individuales si existe un cambio de comportamiento, es decir, una diferencia entre las medias de cada visita, los resultados de la tabla 3.12 se justifican por los valores de la media y la desviación estándar

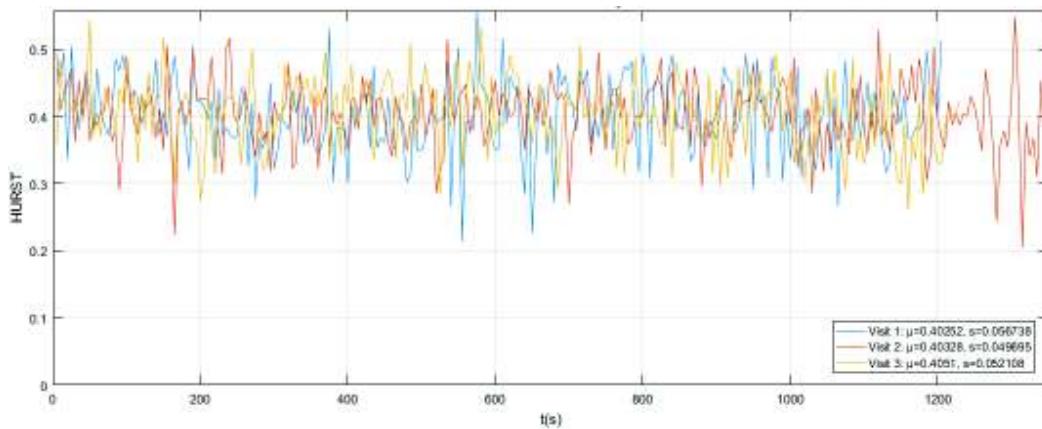
totales, donde la desviación estándar sobrepasa por mucho la diferencia entre las medias como se muestra en la tabla 3.10.

**Tabla 3.14.** Media y desviación estándar de la Dimensión Fractal de las 3 visitas, para todos los sujetos, en la condición de meditación, para el canal C3

	$\mu$	s
<b>V1</b>	1.304771	0.077178
<b>V2</b>	1.319169	0.07536
<b>V3</b>	1.303129	0.082818

**Variable 5: Autosimilitud de largo alcance**

Para esta variable, en el sujeto MBSR003 no se encontró cambios en la autosimilitud de largo alcance. En la Figura 3.13 se observa que la autosimilitud de largo alcance varía en el mismo rango en las tres visitas, la medias en los tres casos son muy similares y la desviación sobrepasa la diferencia entre las medias. La aseveración de que no existen cambios se la hace basada en el T-test realizado sobre las medias de cada par de visitas, en la Tabla 3.15 se muestran los resultados de la aplicación de la prueba estadística.

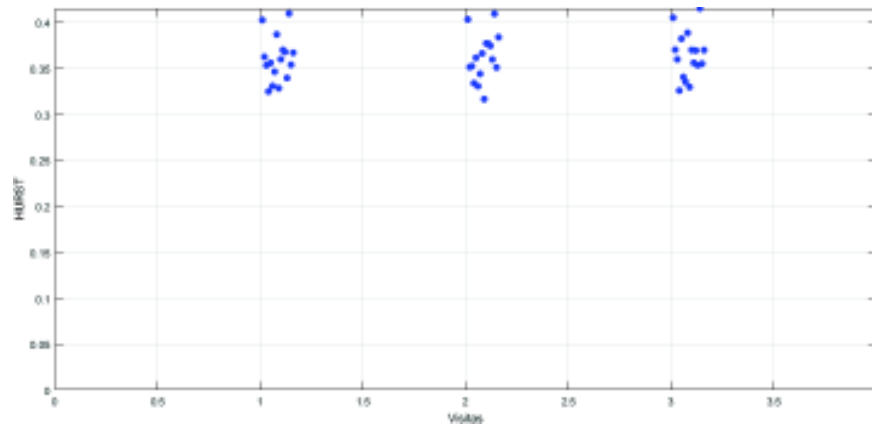


**Figura 3.13.** Evolución de la Autosimilitud de Largo Alcance para el canal C3 para el sujeto MBSR003 durante la condición de meditación para las tres visitas

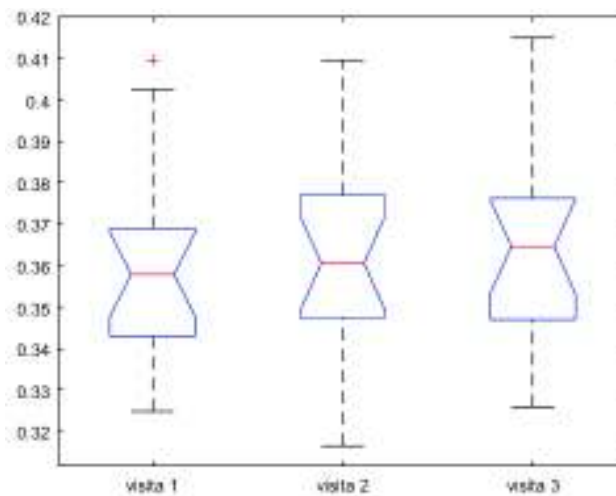
**Tabla 3.15.** T-test para la media de la Autosimilitud de Largo Alcance de potencia de las 3 visitas, para el sujeto MBSR003, en la condición de meditación, para el canal C3

	V1-V2	V1-V3	V2-V3
<b>h</b>	0	0	0
<b>p</b>	0.546	0.603	1

Como ya se mencionó anteriormente, no se encontró una tendencia para los 19 sujetos. Como se muestra en el diagrama de dispersión de la Figura 3.14 y en el diagrama de caja de la Figura 3.15 para los 19 sujetos, en general el grupo se mantiene en el mismo rango en todas las visitas, estadísticamente el T-test de la Tabla 3.16 corrobora que no existe ninguna tendencia del grupo.



**Figura 3.14.** Autosimilitud de Largo Alcance del canal C3 para todos los sujetos durante la condición de meditación de las tres visitas



**Figura 3.15.** Diagrama de caja de la Autosimilitud de Largo Alcance para todos los sujetos, en la condición de meditación, para el canal C3

**Tabla 3.16.** T-test para la media de la Autosimilitud de Largo Alcance de las 3 visitas, para todos los sujetos, en la condición de meditación, para el canal C3

	V1-V2	V1-V3	V2-V3
h	0	0	0
p	0,472	0,092	0,521

Con la aplicación del T-test por pares de visitas (V1-V2, V1-V3, V2-V3), se evaluó si existe diferencia entre las medias de cada par. En la Tabla 3.17 se muestra cuáles sujetos presentan un cambio de comportamiento de la variable Ritmo Alfa (h=1) y cuáles no presentan ningún cambio (h=0).

**Tabla 3.17.** T-test para la media de la Autosimilitud de Largo Alcance de las 3 visitas, para cada sujeto, en la condición de meditación, para el canal C3

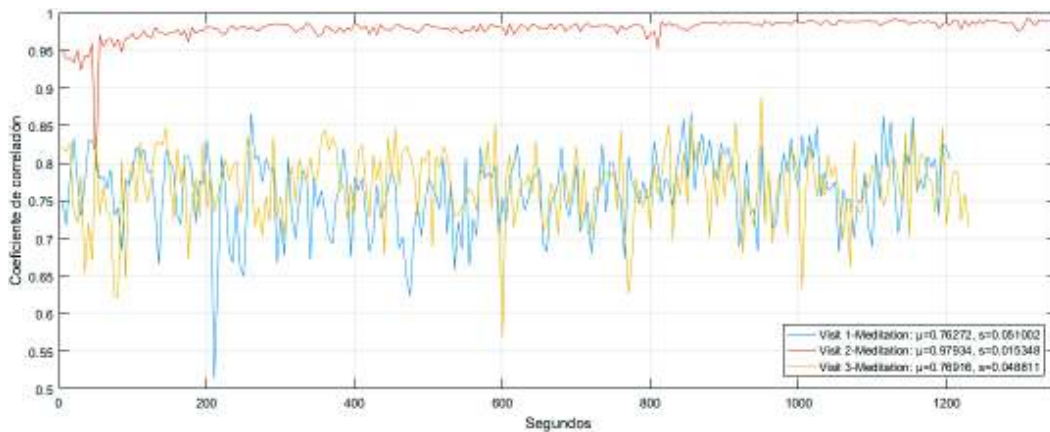
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	0.402522	0.056738	0.403276	0.049695	0.405105	0.052108	0	0.545809	0	0.602799	0	0.997808
MBSR005	0.362401	0.051569	0.351342	0.053085	0.370179	0.05485	1	0.012551	0	0.132142	1	0.000113
MBSR006	0.353283	0.048171	0.352291	0.05749	0.359757	0.049984	0	0.802496	0	0.130105	0	0.11931
MBSR008	0.324829	0.054339	0.33379	0.051868	0.325867	0.054837	0	0.063609	0	0.129234	0	0.104647
MBSR009	0.355882	0.056686	0.361403	0.058681	0.382227	0.062065	0	0.255003	1	6.23E-08	1	1.41E-05
MBSR010	0.330834	0.055045	0.330639	0.059233	0.340488	0.060467	0	0.950594	0	0.055187	1	0.02709
MBSR012	0.346289	0.05947	0.344015	0.058509	0.33512	0.06066	0	0.634896	1	0.02447	0	0.090603
MBSR013	0.386918	0.068613	0.36624	0.063491	0.388516	0.064949	1	0.000124	0	0.811757	1	0.000114
MBSR014	0.328408	0.050943	0.31646	0.054416	0.329569	0.052382	1	0.010532	0	0.730062	1	0.003514
MBSR015	0.35982	0.056423	0.377136	0.054456	0.369894	0.063509	1	0.000516	1	0.034815	0	0.133453
MBSR016	0.369923	0.048061	0.3768	0.051537	0.355967	0.052288	0	0.102255	1	0.000715	1	4.44E-06
MBSR017	0.367936	0.05596	0.374519	0.058651	0.369343	0.057094	0	0.163352	0	0.728832	0	0.281192
MBSR018	0.339505	0.055832	0.359659	0.068313	0.35341	0.055748	1	0.000101	1	0.002066	0	0.20946
MBSR019	0.409628	0.053756	0.40936	0.055736	0.41521	0.05929	0	0.938657	0	0.241355	0	0.249658
MBSR020	0.35392	0.057398	0.350897	0.064373	0.355045	0.065779	0	0.570814	0	0.796353	0	0.442297
MBSR021	0.366933	0.054449	0.383842	0.06165	0.369806	0.050609	1	0.000376	0	0.478224	1	0.002855



## 5.5 Variables aplicadas a pares de canales

### Variable 6: Coeficiente de correlación

Para esta variable, en el sujeto MBSR003 se encontró un aumento en el nivel de correlación. En la Figura 3.16 se observa que la curva correlación para la visita 2 (curva roja), se encuentra notablemente por arriba de las curvas de la visita 1 y la visita 3 (azul y amarilla). La aseveración de que sí existe una diferencia entre las medias de las curvas se corrobora con el T-test realizado sobre las medias de cada par de visitas, en la Tabla 3.18 se muestran los resultados de la aplicación de la prueba estadística.

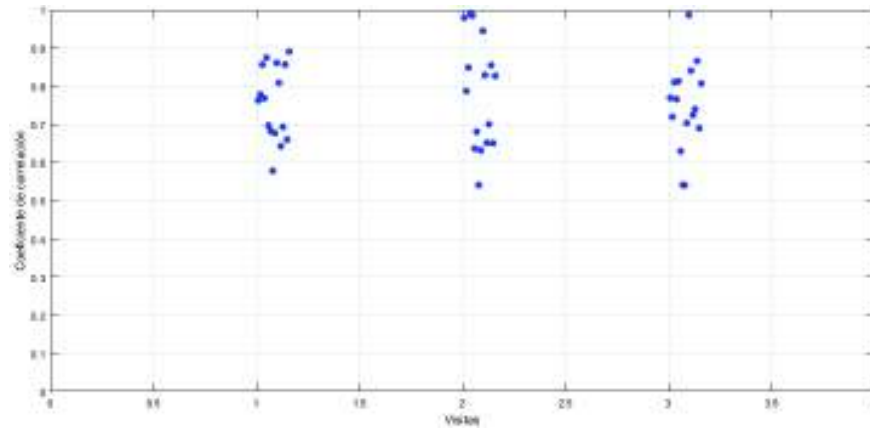


**Figura 3.16.** Evolución del coeficiente de correlación entre los canales C3 y C4, para el sujeto MBSR003, durante la condición de meditación, para las tres visitas

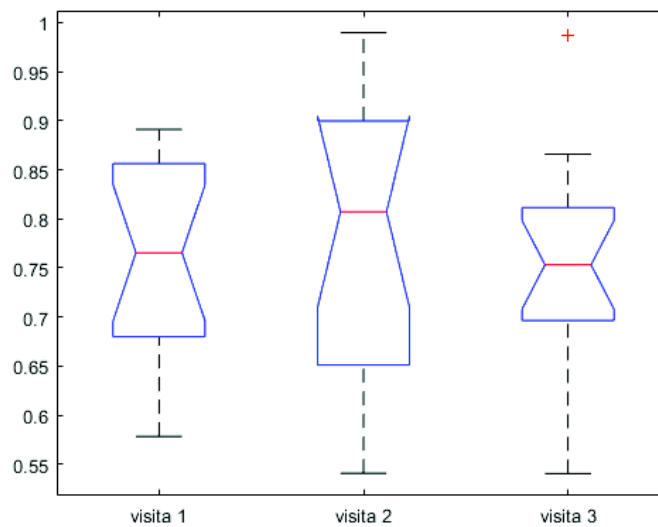
**Tabla 3.18.** T-test para la media del Coeficiente de Correlación entre los canales C3 y C4, de las 3 visitas, para el sujeto MBSR003, en la condición de meditación

	V1-V2	V1-V3	V2-V3
h	1	0	1
p	0	0.123	0

No se encontró una tendencia para los 19 sujetos. Como se muestra en el diagrama de dispersión de la Figura 3.17 y en el diagrama de caja de la Figura 3.18 para los 19 sujetos, en general el grupo se mantiene en el mismo rango en todas las visitas a excepción de pocos sujetos que se encuentran alejados del grupo, estadísticamente el T-test de la Tabla 3.19 corrobora que no existe ninguna tendencia del grupo.



**Figura 3.17.** Correlación entre los canales C3 y C4 para todos los sujetos de prueba, durante la condición de meditación, para las tres visitas



**Figura 3.18.** Tendencia central y nivel de dispersión de los datos de la figura 3.3.

**Tabla 3.19.** T-test para la media de coeficiente de correlación entre los canales C3 y C4, para las 3 visitas, para todos los sujetos, en la condición de meditación

	V1-V2	V1-V3	V2-V3
<b>h</b>	0	0	0
<b>p</b>	0,217	0,607	0,151

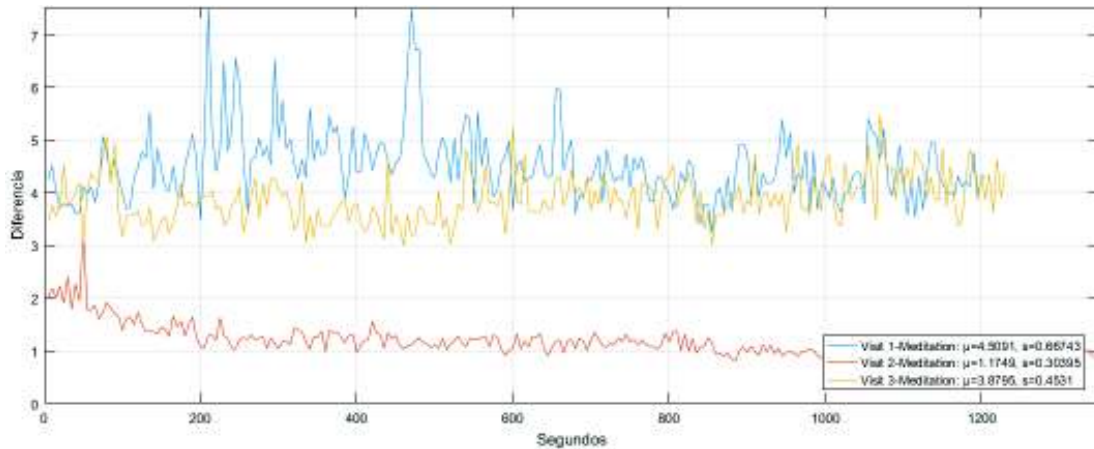
Con la aplicación del T-test por pares de visitas (V1-V2, V1-V3, V2-V3), se evaluó si existe diferencia entre las medias de cada par. En la Tabla 3.20 se muestra cuáles sujetos presentan un cambio de comportamiento de la variable Coeficiente de Correlación ( $h=1$ ) y cuáles no presentan ningún cambio ( $h=0$ ).

**Tabla 3.20.** T-test para la media del coeficiente de correlación entre los canales C3 y C4, de las 3 visitas, para cada sujeto, en la condición de meditación

Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	0.762719	0.051002	0.979342	0.015348	0.769159	0.048811	1	0	0	0.123214	1	0
MBSR005	0.777926	0.052614	0.787181	0.055186	0.719644	0.067924	0	0.050432	1	1.03E-26	1	7.36E-33
MBSR006	0.856435	0.047166	0.848826	0.043508	0.810173	0.063469	1	0.041408	1	7.31E-20	1	1.49E-14
MBSR008	0.768154	0.071129	0.98972	0.032573	0.766159	0.069759	1	0	1	0.042094	1	0
MBSR009	0.874752	0.041487	0.984895	0.010088	0.812996	0.041282	1	0	1	0	1	0
MBSR010	0.697003	0.076553	0.636666	0.098758	0.629624	0.090141	1	3.52E-17	1	2.47E-20	0	0.729095
MBSR012	0.682522	0.089516	0.68064	0.084372	0.541218	0.158757	0	0.716464	1	1.10E-27	1	5.18E-29
MBSR013	0.57823	0.116938	0.540775	0.098868	0.540451	0.121278	1	6.20E-05	1	0.000174	0	0.951492
MBSR014	0.677123	0.055856	0.631808	0.06457	0.703199	0.053117	1	6.87E-17	1	7.03E-08	1	3.54E-36
MBSR015	0.861117	0.043556	0.944806	0.035586	0.9866	0.036801	1	0	1	0	1	1.12E-44
MBSR016	0.808833	0.048033	0.82886	0.054165	0.840419	0.046051	1	1.26E-06	1	9.58E-14	1	0.012553
MBSR017	0.642836	0.097153	0.65156	0.098964	0.724158	0.083833	0	0.244477	1	7.99E-24	1	2.66E-18
MBSR018	0.693247	0.061768	0.700629	0.085834	0.740169	0.052243	0	0.189307	1	2.44E-20	1	4.38E-10
MBSR019	0.856482	0.030847	0.854827	0.035164	0.865856	0.037289	0	0.382801	1	0.00258	1	0.000245
MBSR020	0.659936	0.083165	0.650625	0.079604	0.689832	0.080637	0	0.179429	1	5.25E-06	1	7.62E-10
MBSR021	0.891089	0.055459	0.827125	0.070355	0.806877	0.055397	1	6.10E-32	1	0	1	6.09E-05

### Variable 7: Media del valor absoluto de la diferencia entre señales

Para esta variable, en el sujeto MBSR003 se encontró una disminución en el nivel de la variable Diferencia Entre Señales. En la Figura 3.19 se observa que la curva correlación para la visita 2 (curva roja), se encuentra notablemente por debajo de las curvas de la visita 1 y la visita 3 (azul y amarilla). La aseveración de que sí existe una diferencia entre las medias de las curvas se corrobora con el T-test realizado sobre las medias de cada par de visitas, en la Tabla 3.21 se muestran los resultados de la aplicación de la prueba estadística.

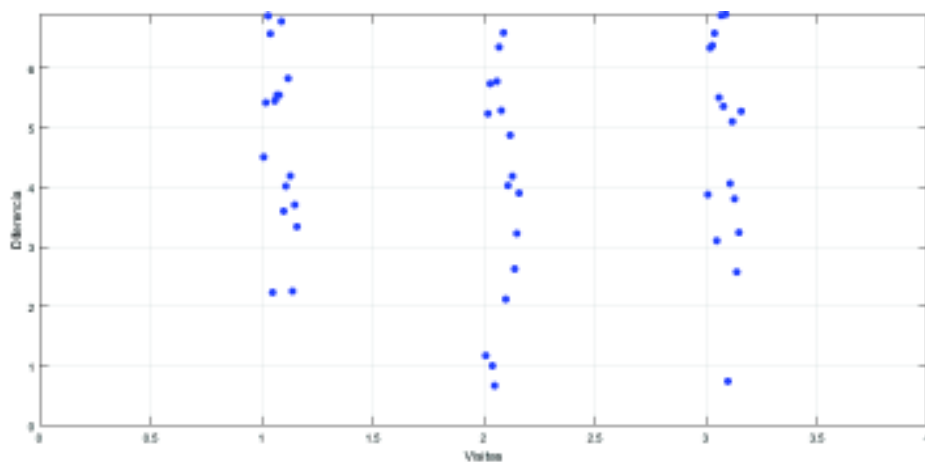


**Figura 3.19.** Evolución de la variable Diferencia Entre Señales entre los canales C3 y C4, para el sujeto MBSR003, durante la condición de meditación, para las tres visitas

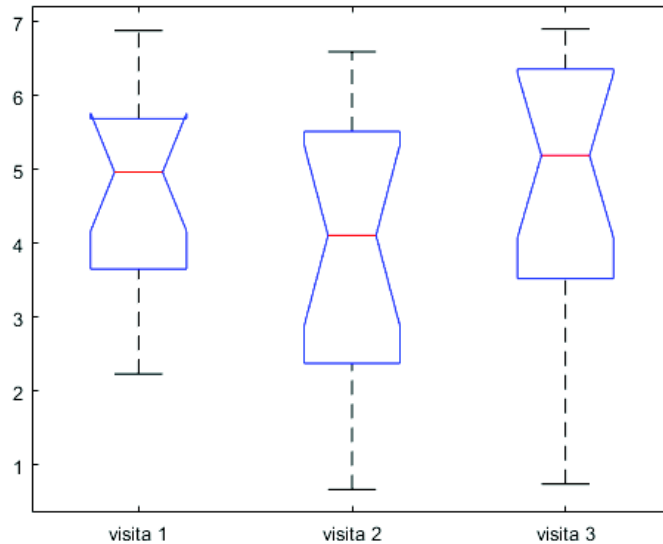
**Tabla 3.21.** T-test para la media de la Autosimilitud de Largo Alcance de potencia de las 3 visitas, para el sujeto MBSR003, en la condición de meditación, para el canal C3

	V1-V2	V1-V3	V2-V3
h	1	0	1
p	0	0.444	0

No se encontró una tendencia para los 19 sujetos. Como se muestra en el diagrama de dispersión de la Figura 3.20 y en el diagrama de caja de la Figura 3.21 para los 19 sujetos, en general el grupo se mantiene en el mismo rango en todas las visitas a excepción de pocos sujetos que se encuentran alejados del grupo, estadísticamente el T-test de la Tabla 3.22 corrobora que no existe ninguna tendencia del grupo.



**Figura 3.20.** Diferencia Entre Señales entre los canales C3 y C4 , para todos los sujetos, durante la condición de meditación de las tres visitas



**Figura 3.21.** Diagrama de caja de la variable Diferencia Entre Señales entre los canales C3 y C4, para todos los sujetos, en la condición de meditación

**Tabla 3.22.** T-test para la media de la variable Diferencia Entre Señales entre los canales C3 y C4, de las 3 visitas, para todos los sujetos, en la condición de meditación

	V1-V2	V1-V3	V2-V3
<b>h</b>	0	0	0
<b>p</b>	0,063	0,974	0,066

Con la aplicación del T-test por pares de visitas (V1-V2, V1-V3, V2-V3), se evaluó si existe diferencia entre las medias de cada par. En la Tabla 3.23 se muestra cuáles sujetos presentan un cambio de comportamiento de la variable Diferencia Entre Señales ( $h=1$ ) y cuáles no presentan ningún cambio ( $h=0$ ).

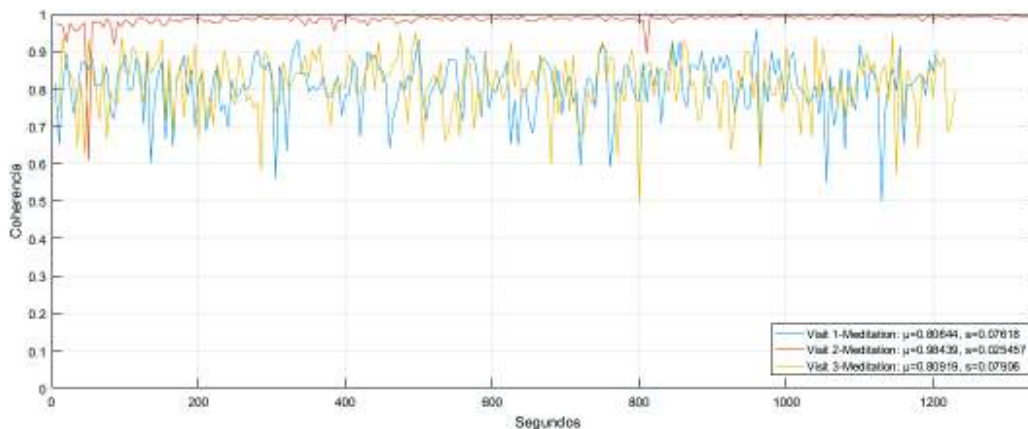
**Tabla 3.23.** T-test para la media la variable Diferencia Entre Señales entre los canales C3 y C4, de las 3 visitas, para cada sujeto, en la condición de meditación

Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	4.509148	0.667426	1.174875	0.303952	3.879521	0.453102	1	0	1	1.12E-25	1	0
MBSR005	5.423709	0.795619	5.237933	0.670892	6.343035	0.84781	1	0.003697	1	2.17E-31	1	2.80E-45
MBSR006	6.880929	1.378184	5.741772	0.812488	6.382035	1.35467	1	3.96E-28	1	2.58E-05	1	1.80E-11

MBSR008	6.580582	1.676973	1.003838	1.080809	6.58849	1.683069	1	0	0	0.555521	1	0
MBSR009	2.236169	0.508295	0.670125	0.365358	3.103898	0.616371	1	0	1	0	1	0
MBSR010	5.4514	0.969483	5.77943	1.339499	5.509102	1.141848	1	0.000642	0	0.471734	1	0.001099
MBSR012	5.550726	1.220252	6.356288	1.337266	6.88734	2.431392	1	5.27E-13	1	6.63E-18	1	0.000415
MBSR013	5.548547	1.220631	5.290616	0.936728	5.360588	1.125691	1	0.002473	1	0.045575	0	0.434298
MBSR014	6.788555	0.818405	6.59686	1.063301	6.904395	0.963791	1	0.013228	0	0.099478	1	0.00046
MBSR015	3.600565	0.557507	2.121863	0.477966	0.743101	0.68401	1	0	1	0	1	0
MBSR016	4.020165	0.614247	4.031739	0.744225	4.063739	0.681854	0	0.677785	0	0.176169	0	0.566422
MBSR017	5.829701	1.283252	4.875635	1.049738	5.104526	1.150244	1	3.16E-22	1	1.30E-11	1	0.015885
MBSR018	4.192574	0.555355	4.187547	0.707932	3.807018	0.589082	0	0.894542	1	3.20E-14	1	6.61E-11
MBSR019	2.25627	0.517089	2.631223	0.325747	2.57938	0.412366	1	7.52E-42	1	3.57E-30	0	0.114969
MBSR020	3.706704	0.709577	3.225701	0.453795	3.24273	0.474569	1	7.20E-22	1	1.35E-20	0	0.496443
MBSR021	3.339485	0.832771	3.904049	0.957932	5.277537	1.42461	1	4.84E-15	1	0	1	5.41E-36

### Variable 8: Máximo de la coherencia

Para esta variable, en el sujeto MBSR003 se encontró una disminución en Coherencia. En la Figura 3.22 se observa que la curva coherencia para la visita 2 (curva roja), se encuentra notablemente por arriba de las curvas de la visita 1 y la visita 3 (azul y amarilla). La aseveración de que sí existe una diferencia entre las medias de las curvas se corrobora con el T-test realizado sobre las medias de cada par de visitas, en la Tabla 3.24 se muestran los resultados de la aplicación de la prueba estadística.

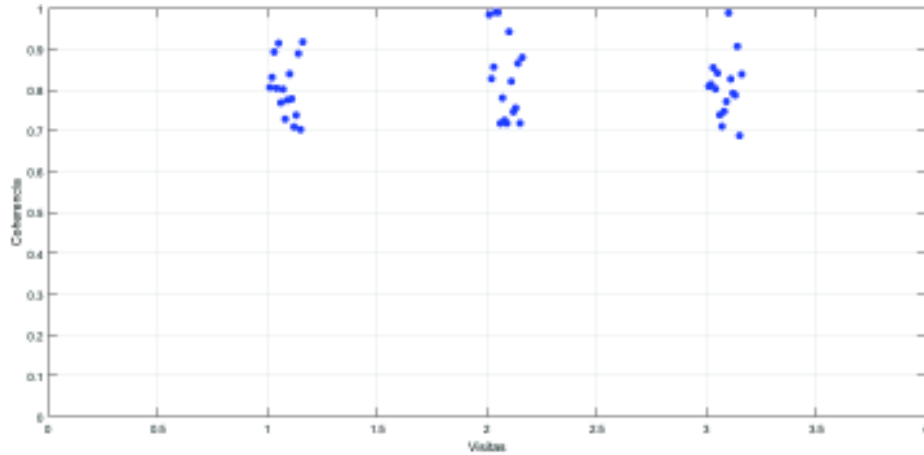


**Figura 3.22.** Evolución de la Autosimilitud de Largo Alcance para el canal C3 para el sujeto MBSR003 durante la condición de meditación para las tres visitas

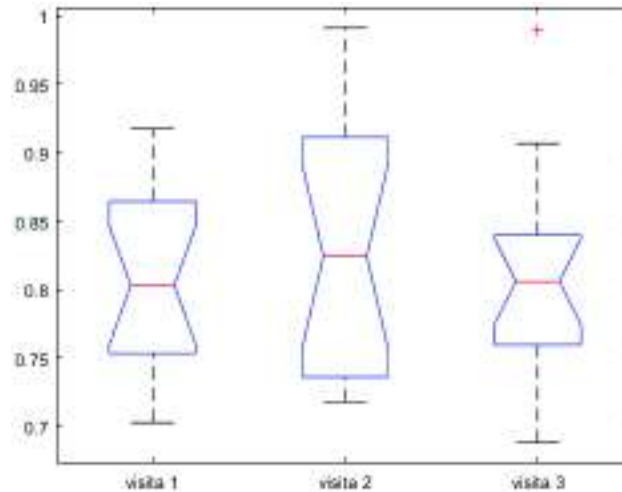
**Tabla 3.24.** T-test para la media de la Autosimilitud de Largo Alcance de potencia de las 3 visitas, para el sujeto MBSR003, en la condición de meditación, para el canal C3

	V1-V2	V1-V3	V2-V3
h	1	0	1
p	0	0.629	0

No se encontró una tendencia para los 19 sujetos. Como se muestra en el diagrama de dispersión de la Figura 3.23 y en el diagrama de caja de la Figura 3.24 para los 19 sujetos, en general el grupo se mantiene en el mismo rango en todas las visitas a excepción de pocos sujetos que se encuentran un poco más arriba del grupo, estadísticamente el T-test de la Tabla 3.25 corrobora que no existe ninguna tendencia del grupo.



**Figura 3.23.** Autosimilitud de Largo Alcance del canal C3 para todos los sujetos durante la condición de meditación de las tres visitas



**Figura 3.24.** Diagrama de caja de la Autosimilitud de Largo Alcance para todos los sujetos, en la condición de meditación, para el canal C3

**Tabla 3.25.** T-test para la media de la Autosimilitud de Largo Alcance de las 3 visitas, para todos los sujetos, en la condición de meditación, para el canal C3

	V1-V2	V1-V3	V2-V3
<b>h</b>	0	0	0
<b>p</b>	0,182	0,938	0,229

Con la aplicación del T-test por pares de visitas (V1-V2, V1-V3, V2-V3), se evaluó si existe diferencia entre las medias de cada par. En la Tabla 3.26 se muestra cuáles sujetos presentan un cambio de comportamiento de la variable Coherencia (h=1) y cuáles no presentan ningún cambio (h=0).

**Tabla 3.26.** T-test para la media la variable Coherencia entre los canales C3 y C4, de las 3 visitas, para cada sujeto, en la condición de meditación

Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	0.806443	0.07618	0.984389	0.025457	0.809186	0.07906	1	0	0	6.29E-01	1	0
MBSR005	0.830899	0.07013	0.827556	0.069643	0.813787	0.080586	0	0.657096	1	9.24E-03	1	2.94E-02
MBSR006	0.893028	0.040867	0.856229	0.051183	0.854646	0.056528	1	1.77E-19	1	9.08E-17	0	8.17E-01
MBSR008	0.804135	0.074394	0.990773	0.029942	0.802494	0.07333	1	0	0	0.067876	1	0
MBSR009	0.914458	0.038971	0.989731	0.005435	0.841257	0.060714	1	0	1	0	1	0
MBSR010	0.768774	0.084396	0.718339	0.113916	0.738942	0.089202	1	1.16E-08	1	4.27E-05	1	0.00472



MBSR012	0.801956	0.079475	0.780495	0.087269	0.710932	0.101635	1	1.64E-03	1	2.47E-26	1	2.88E-16
MBSR013	0.72882	0.106658	0.725824	0.102666	0.747539	0.102457	0	0.788503	1	0.031397	1	0.014447
MBSR014	0.775503	0.078251	0.718339	0.100408	0.771798	0.080682	1	7.70E-13	0	0.625584	1	8.40E-11
MBSR015	0.839429	0.056951	0.942598	0.032063	0.988552	0.033998	1	0	1	0	1	0
MBSR016	0.778296	0.07751	0.821205	0.066903	0.826804	0.066834	1	2.47E-11	1	2.07E-13	0	0.336672
MBSR017	0.709749	0.097801	0.746592	0.092537	0.792075	0.088898	1	4.77E-06	1	1.01E-23	1	8.54E-09
MBSR018	0.73822	0.089595	0.755884	0.112159	0.787328	0.079652	1	0.033308	1	3.39E-11	1	1.52E-04
MBSR019	0.889122	0.047059	0.865252	0.055283	0.906689	0.040914	1	3.24E-08	1	5.21E-06	1	6.66E-21
MBSR020	0.703049	0.109399	0.718573	0.105117	0.688311	0.118304	0	7.23E-02	0	1.40E-01	1	0.001389
MBSR021	0.917597	0.053778	0.879623	0.067961	0.83857	0.072388	1	1.02E-14	1	1.64E-35	1	1.06E-12

## 5.6 Comparación con los resultados psicológicos

A continuación, se presentan las tablas de comparación entre los resultados psicológicos y los resultados obtenidos a nivel fisiológico del análisis de las señales de EEG.

A nivel psicológico se utilizaron encuestas para determinar entre otros parámetros, el nivel de bienestar del sujeto, el valor tiene el rango de 1 a 5 donde 1 representa el menor nivel de bienestar y el 5 el mayor nivel de bienestar. Para la obtención de estos valores los sujetos responden a la pregunta: “¿Cómo se siente usted en este momento?”. Las tablas 3.27, 3.29 – 3.35 muestran el nivel de bienestar para cada una de las vistas.

A nivel fisiológico se presenta los valores de p obtenidos de las pruebas de hipótesis que evaluaron si existió una diferencia entre las medias de cada variable, es decir, si existió un cambio de comportamiento en las ondas cerebrales respecto a esa variable.

Cada tabla muestra los resultados para cada una de las 8 variables utilizadas.

**Tabla 3.27** Comparación de los resultados psicológicos con los resultados fisiológicos obtenidos del análisis de las señales de EEG de la variable Ritmo Alfa

Nivel de bienestar				H (Ritmo alfa)							
				C3		Fp1		F3		F7	
Sujeto	V1	V2	V3	V1-V2	V1-V3	V1-V2	V1-V3	V1-V2	V1-V3	V1-V2	V1-V3
MBSR003	4	2	4	0	0	0	1	1	0	0	0
MBSR005	3	5	4	1	0	1	1	1	0	1	1
MBSR006	5	5	5	0	0	0	0	0	0	0	0
MBSR008	5	4	3	1	1	0	0	1	1	0	0
MBSR009	5	5	5	0	1	1	1	1	1	1	1
MBSR010	4	5	5	0	1	1	0	0	1	0	1
MBSR012	5	5	5	0	0	1	1	0	0	0	0

MBSR013	4	4	5	1	1	0	1	0	0	1	1
MBSR014	4	5	5	0	1	0	1	1	1	1	1
MBSR015	4	4	5	1	0	0	1	0	1	1	1
MBSR016	4	4	4	1	1	1	0	1	1	1	0
MBSR017	3	4	4	0	1	1	1	1	1	1	1
MBSR018	3	4	4	1	0	1	0	1	0	1	0
MBSR019	5	5	4	1	0	1	1	1	0	0	1
MBSR020	5	5	4	1	0	0	0	1	0	1	0
MBSR021	4	5	5	1	1	1	1	1	0	0	0

La Tabla 3.28 muestra los resultados del T-test para los datos psicológicos del nivel de bienestar de todos los sujetos, des decir, muestra si existe un cambio a nivel psicológico entre las tres visitas realizadas por los sujetos.

**Tabla 3.28.** T-test para la media los datos psicológicos de las 3 visitas, para todos los sujetos, en la condición de meditación

	V1-V2	V1-V3	V2-V3
<b>h</b>	0	0	0
<b>p</b>	0,0.2997	0,2997	1

**Tabla 3.29** Comparación de los resultados psicológicos con los resultados fisiológicos obtenidos del análisis de las señales de EEG de la variable Banda Alfa

Nivel de bienestar				H (Energía de la banda alfa)							
				C3		Fp1		F3		F7	
Sujeto	V1	V2	V3	V1-V2	V1-V3	V1-V2	V1-V3	V1-V2	V1-V3	V1-V2	V1-V3
MBSR003	4	2	4	1	1	1	1	1	1	0	1
MBSR005	3	5	4	0	1	1	0	1	1	1	0
MBSR006	5	5	5	1	1	1	0	1	1	1	1
MBSR008	5	4	3	1	0	0	0	1	0	1	0
MBSR009	5	5	5	1	1	1	1	1	1	1	1
MBSR010	4	5	5	1	1	1	1	1	1	1	1
MBSR012	5	5	5	1	1	1	0	1	1	1	1
MBSR013	4	4	5	1	1	1	1	1	1	1	1
MBSR014	4	5	5	1	1	1	1	1	1	1	1
MBSR015	4	4	5	0	1	1	0	1	1	1	1
MBSR016	4	4	4	1	1	1	1	1	0	1	0
MBSR017	3	4	4	1	1	1	1	1	1	1	1

MBSR018	3	4	4	0	0	1	0	0	0	0	0
MBSR019	5	5	4	1	1	0	1	0	1	1	1
MBSR020	5	5	4	1	1	1	1	1	1	1	0
MBSR021	4	5	5	1	1	1	1	1	1	1	1

**Tabla 3.30** Comparación de los resultados psicológicos con los resultados fisiológicos obtenidos del análisis de las señales de EEG de la variable Energía Total del Espectro

Nivel de bienestar				H (Energía total)							
				C3		Fp1		F3		F7	
Sujeto	V1	V2	V3	V1-V2	V1-V3	V1-V2	V1-V3	V1-V2	V1-V3	V1-V2	V1-V3
MBSR003	4	2	4	1	1	1	1	1	1	0	1
MBSR005	3	5	4	1	1	1	1	1	0	1	1
MBSR006	5	5	5	1	1	1	1	1	1	1	1
MBSR008	5	4	3	1	0	0	0	1	0	1	0
MBSR009	5	5	5	1	1	1	1	1	1	0	1
MBSR010	4	5	5	1	1	1	1	1	1	1	1
MBSR012	5	5	5	1	0	1	1	1	0	1	1
MBSR013	4	4	5	1	1	1	1	1	1	1	1
MBSR014	4	5	5	1	1	1	1	1	1	1	1
MBSR015	4	4	5	1	1	1	1	1	1	1	1
MBSR016	4	4	4	1	1	1	1	1	1	1	1
MBSR017	3	4	4	1	1	0	1	1	1	1	1
MBSR018	3	4	4	1	0	1	1	1	0	1	1
MBSR019	5	5	4	1	1	1	0	1	0	1	1
MBSR020	5	5	4	1	1	0	1	1	1	1	0
MBSR021	4	5	5	1	1	0	1	1	1	1	1

**Tabla 3.31** Comparación de los resultados psicológicos con los resultados fisiológicos obtenidos del análisis de las señales de EEG de la variable DFH

Nivel de bienestar				H (DFH)							
				C3		Fp1		F3		F7	
Sujeto	V1	V2	V3	V1-V2	V1-V3	V1-V2	V1-V3	V1-V2	V1-V3	V1-V2	V1-V3
MBSR003	4	2	4	1	1	1	1	1	1	1	1
MBSR005	3	5	4	1	1	1	1	0	1	1	1
MBSR006	5	5	5	1	1	1	0	1	1	1	0
MBSR008	5	4	3	1	0	1	0	0	0	0	1
MBSR009	5	5	5	1	1	1	0	0	1	1	1
MBSR010	4	5	5	1	1	1	1	1	1	1	0

MBSR012	5	5	5	1	1	1	1	1	1	0	1
MBSR013	4	4	5	1	1	1	1	1	1	1	1
MBSR014	4	5	5	1	0	1	0	1	0	1	0
MBSR015	4	4	5	1	1	1	1	1	0	1	1
MBSR016	4	4	4	1	0	1	1	1	1	1	0
MBSR017	3	4	4	1	1	1	1	1	1	0	1
MBSR018	3	4	4	1	1	1	0	1	1	1	1
MBSR019	5	5	4	0	1	1	1	1	1	1	1
MBSR020	5	5	4	1	1	1	1	1	1	1	1
MBSR021	4	5	5	0	1	1	1	0	1	0	0

**Tabla 3.32** Comparación de los resultados psicológicos con los resultados fisiológicos obtenidos del análisis de las señales de EEG de la variable Autosimilitud de largo alcance

Nivel de bienestar				H (Autosimilitud de largo alcance)							
				C3		Fp1		F3		F7	
Sujeto	V1	V2	V3	V1-V2	V1-V3	V1-V2	V1-V3	V1-V2	V1-V3	V1-V2	V1-V3
MBSR003	4	2	4	0	0	0	0	1	0	0	0
MBSR005	3	5	4	1	0	1	0	0	1	0	1
MBSR006	5	5	5	0	0	0	0	0	0	0	0
MBSR008	5	4	3	0	0	0	1	0	0	0	0
MBSR009	5	5	5	0	1	1	1	0	1	1	1
MBSR010	4	5	5	0	0	1	1	0	0	0	1
MBSR012	5	5	5	0	1	1	1	0	0	0	0
MBSR013	4	4	5	1	0	1	0	1	1	0	0
MBSR014	4	5	5	1	0	1	0	0	0	0	0
MBSR015	4	4	5	1	1	0	1	0	0	0	1
MBSR016	4	4	4	0	1	1	0	0	1	0	1
MBSR017	3	4	4	0	0	1	1	0	0	1	0
MBSR018	3	4	4	1	1	1	0	1	1	1	1
MBSR019	5	5	4	0	0	1	1	0	1	1	1
MBSR020	5	5	4	0	0	0	1	1	1	0	1
MBSR021	4	5	5	1	0	1	0	1	0	1	0

**Tabla 3.33** Comparación de los resultados psicológicos con los resultados fisiológicos obtenidos del análisis de las señales de EEG de la variable Coeficiente de Correlación

Nivel de bienestar				H (Coeficiente de correlación)							
				C3-C4		Fp1-Fp2		T7-T8		O1-O2	
Sujeto	V1	V2	V3	V1-V2	V1-V3	V1-V2	V1-V3	V1-V2	V1-V3	V1-V2	V1-V3

MBSR003	4	2	4	1	0	1	0	1	1	1	1
MBSR005	3	5	4	0	1	1	1	1	1	1	1
MBSR006	5	5	5	1	1	1	1	0	1	1	1
MBSR008	5	4	3	1	1	1	1	1	0	1	1
MBSR009	5	5	5	1	1	1	0	1	1	1	1
MBSR010	4	5	5	1	1	0	1	1	1	1	1
MBSR012	5	5	5	0	1	1	1	1	1	1	1
MBSR013	4	4	5	1	1	1	1	0	1	1	1
MBSR014	4	5	5	1	1	1	1	1	1	1	1
MBSR015	4	4	5	1	1	1	1	0	1	0	1
MBSR016	4	4	4	1	1	1	1	1	0	0	1
MBSR017	3	4	4	0	1	1	1	1	1	1	1
MBSR018	3	4	4	0	1	1	1	1	1	1	1
MBSR019	5	5	4	0	1	1	1	1	1	1	1
MBSR020	5	5	4	0	1	1	1	1	1	1	1
MBSR021	4	5	5	1	1	1	0	1	1	1	1

**Tabla 3.34** Comparación de los resultados psicológicos con los resultados fisiológicos obtenidos del análisis de las señales de EEG de la variable Diferencia entre señales

Nivel de bienestar				H (Media del valor absoluto de la diferencia entre señales)							
				C3-C4		Fp1-Fp2		T7-T8		O1-O2	
Sujeto	V1	V2	V3	V1-V2	V1-V3	V1-V2	V1-V3	V1-V2	V1-V3	V1-V2	V1-V3
MBSR003	4	2	4	1	1	1	1	1	1	1	1
MBSR005	3	5	4	1	1	1	1	1	1	1	1
MBSR006	5	5	5	1	1	1	1	1	1	1	1
MBSR008	5	4	3	1	0	1	1	1	0	1	1
MBSR009	5	5	5	1	1	1	1	1	1	1	1
MBSR010	4	5	5	1	0	1	1	0	1	1	1
MBSR012	5	5	5	1	1	1	1	1	1	1	1
MBSR013	4	4	5	1	1	1	1	0	1	1	1
MBSR014	4	5	5	1	0	1	1	1	1	1	1
MBSR015	4	4	5	1	1	1	1	1	1	1	1
MBSR016	4	4	4	0	0	1	1	1	1	1	1
MBSR017	3	4	4	1	1	1	1	1	0	1	1
MBSR018	3	4	4	0	1	1	1	0	1	1	1
MBSR019	5	5	4	1	1	1	0	1	1	1	1
MBSR020	5	5	4	1	1	1	0	1	1	1	0
MBSR021	4	5	5	1	1	0	1	0	1	1	1

**Tabla 3.35** Comparación de los resultados psicológicos con los resultados fisiológicos obtenidos del análisis de las señales de EEG de la variable Coherencia

Nivel de bienestar				H(Máximo de la Coherencia)							
				C3-C4		Fp1-Fp2		T7-T8		O1-O2	
Sujeto	V1	V2	V3	V1-V2	V1-V3	V1-V2	V1-V3	V1-V2	V1-V3	V1-V2	V1-V3
MBSR003	4	2	4	1	0	1	0	1	1	1	1
MBSR005	3	5	4	0	1	1	1	1	0	1	1
MBSR006	5	5	5	1	1	1	1	0	1	1	1
MBSR008	5	4	3	1	0	1	1	1	0	1	1
MBSR009	5	5	5	1	1	0	1	1	1	1	1
MBSR010	4	5	5	1	1	1	1	1	1	0	1
MBSR012	5	5	5	1	1	1	1	1	1	1	1
MBSR013	4	4	5	0	1	1	0	0	0	1	1
MBSR014	4	5	5	1	0	1	0	1	1	1	1
MBSR015	4	4	5	1	1	0	1	1	1	1	1
MBSR016	4	4	4	1	1	1	1	1	0	0	0
MBSR017	3	4	4	1	1	1	1	0	1	1	0
MBSR018	3	4	4	1	1	0	1	1	1	1	1
MBSR019	5	5	4	1	1	1	1	1	1	1	1
MBSR020	5	5	4	0	0	1	1	1	1	1	1
MBSR021	4	5	5	1	1	0	0	1	1	1	1

## 4. CONCLUSIONES

Las señales digitales obtenidas a partir de un electroencefalograma como cualquier otro tipo de señal digital o serie temporal pueden ser caracterizadas mediante varios métodos que simplifican la información contenida en la señal y permiten comparar unas con otras de una manera más sencilla. En este trabajo se utilizaron métodos que ya han sido utilizados en el campo de la neurociencia, pero con un enfoque diferente, mostrando el comportamiento de las variables a través del tiempo. Los métodos utilizados en este trabajo fueron: el análisis espectral, donde se utilizaron las variables: ritmo alfa, energía de la banda alfa y energía total del espectro; medidas de la morfología de la señal donde las variables utilizadas fueron: la dimensión fractal de Higuchi y la autosimilitud de largo alcance; la comparación interhemisférica donde se utilizaron las variables: correlación, diferencia entre señales y coherencia.

Una manera más técnica y menos subjetiva para aseverar que una señal es diferente de otra es la prueba estadística o prueba de hipótesis, donde se demuestra estadísticamente con un grado de confiabilidad conocido la diferencia existente entre señales. En este trabajo se ha utilizado el T-test para series dependientes.

Utilizando el T-test se encontró que unas variables muestran mayor variación que otras, como efecto del proceso cognitivo MBSR. Según el nivel de variabilidad las variables tienen el siguiente orden de mayor a menor: energía total del espectro, dimensión fractal de Higuchi, energía de la banda alfa, diferencia entre señales, coherencia, correlación, ritmo alfa y autosimilitud de largo alcance.

La energía total del espectro es la variable donde más se encontró una diferencia. Por ejemplo, en la Tabla 3.9, para el canal C3, se puede observar que los 16 sujetos muestran un cambio en la energía total del espectro, además 12 de los 16 sujetos presentan una disminución de esta energía, 4 sujetos muestran un incremento.

Para la DFH, una de las variables que miden características de la morfología de las señales, para el canal C3, de los 16 sujetos analizados, 14 muestran cambios en el comportamiento de la variable, 11 de esos 14 sujetos muestran un incremento en el valor de la variable, estos datos se pueden encontrar en la Tabla 3.13.

La energía de la banda alfa mostró un resultado muy parecido a la energía total del espectro, esto debido a que la banda alfa es la que aporta mayor energía a la energía total del espectro. En la Tabla 3.6, para el canal C3, se observa que de los 16 sujetos 13

muestran un cambio, 10 de los 13 sujetos presentan una disminución de la energía y 3 presentan un aumento.

Para la variable diferencia entre señales, en la Tabla 3.23 se observa que 14 de los 16 sujetos de prueba presentan un cambio de comportamiento, 10 de los 14 presentan una disminución del promedio de la señal resultante de la diferencia entre los canales C3 y C4, esto significa que esos 10 sujetos presentan un aumento en el nivel de similitud entre los canales C3 y C4.

Para la variable Coherencia (donde se tomó como parámetro el máximo nivel de la curva de coherencia), en la Tabla 3.26, para los canales C3 y C4, se observa que 13 de los 16 sujetos de prueba si presentan un cambio de comportamiento, 8 de estos 13 sujetos presentan un incremento en el máximo nivel de coherencia.

Para la correlación, para los canales C3 y C4, en la Tabla 3.20 se puede observar que, de los 16 sujetos analizados, 10 de ellos muestran un cambio de comportamiento, 4 de los 10 presentan un aumento en el valor de la variable.

La variable Ritmo Alfa, no presenta cambios estadísticamente significativos entre visitas, en la tabla 3.3, para el canal C3, solo 9 de los 16 sujetos analizados presentan un cambio en el valor de esta variable, además, de esos 9 sujetos 5 presentan un crecimiento en el valor de la variable mientras que los otros 4 presentan un decrecimiento.

La autosimilitud de largo alcance no muestra cambios de comportamiento estadísticamente significativos, para el canal C3, en la Tabla 3.17 solo 6 de los 16 sujetos presentan cambios, y de los 6 sujetos 3 muestran una disminución y 3 un incremento.

Si bien al analizar los datos de la totalidad de sujetos de prueba (16) se obtiene que estadísticamente no existe un cambio de comportamiento de las variables, se debe prestar mucha atención a los resultados individuales ya que algunos de los sujetos presentan gran cambio de comportamiento en algunas variables, por ejemplo, para la variable DFH, 11 de los 16 sujetos muestran un incremento en el valor de la variable, sin embargo, en el t-test realizado se observa que no existe un cambio de comportamiento. Se debe tener presente también que para todos los cálculos de los t-test se consideró un valor de significancia de 0.05.

Cabe señalar que el comportamiento señalado en los párrafos anteriores también varía según el canal o el par de canales correspondientes interhemisféricos que se analice. Se puede observar el comportamiento de cada canal o de cada par de canales en el Anexo III.



## **5. TRABAJOS FUTUROS**

### **5.1 Incremento de la muestra**

Una de las mejoras al presente trabajo sin duda es el incremento de la muestra, es decir, trabajar con un mayor número de sujetos de prueba, entre mayor sea la muestra, más confiables serán los resultados que se obtengan para hacer conclusiones acerca de la población.

### **5.2 Análisis psicológicos**

Los datos psicológicos que se tomaron en cuenta únicamente fueron los del “Nivel de bienestar” de los sujetos, sin embargo, se poseen datos de encuestas psicológicas muy amplias que tendrán que ser procesadas por profesionales de la psicología antes de compararlos con los datos resultados fisiológicos obtenidos.

## 6. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] S. Kesić and S. Z. Spasić, "Application of Higuchi's fractal dimension from basic to clinical neurophysiology: A review," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 133, pp. 55–70, 2016.
- [2] P. Paramanathan and R. Uthayakumar, "Application of fractal theory in analysis of human electroencephalographic signals," *Comput. Biol. Med.*, vol. 38, no. 3, pp. 372–378, 2008.
- [3] I. Prigogine, "Exploring complexity," *Eur. J. Oper. Res.*, vol. 30, no. 2, pp. 97–103, 1987.
- [4] G. Werner, "Metastability, criticality and phase transitions in brain and its models," *Biosystems*, vol. 90, no. 2, pp. 496–508, 2007.
- [5] D. Zarka, "Etude des effets psycho-physiologiques d'un programme d'entraînement à la Pleine Conscience," Université Libre de Bruxelles, 2016.
- [6] The American Institute of Stress, "What is Stress?" [Online]. Available: <https://www.stress.org/daily-life/>. [Accessed: 01-Apr-2018].
- [7] Center of Mindfulness, "Mindfulness in medicine," *University of Massachusetts Medical School*. [Online]. Available: <https://www.umassmed.edu/cfm/mindfulness-in-medicine/intro-to-mindfulness/>. [Accessed: 01-Apr-2018].
- [8] A. Lutz, J. D. Dunne, and R. J. Davidson, "Meditation and the Neuroscience of Consciousness : An Introduction," in *The cambridge handbook of consciousness*, P. D. Zelazo, M. Moscovitch, and E. Thompson, Eds. Cambridge University, 2007, pp. 497–549.
- [9] K. Najarian and R. Splinter, *Biomedical Signal and Image Processing*, Segunda. Londres, Nueva York: Taylor & Francis/CRC Press, 2012.
- [10] W.-J. Wu and Y. Xu, "Correlation analysis of visual verbs' subcategorization based on Pearson's correlation coefficient," in *2010 International Conference on Machine Learning and Cybernetics*, 2010, pp. 2042–2046.
- [11] E. Galindo, *Estadística métodos y aplicaciones*, Segunda ed. Quito-Ecuador: Prociencia Editores, 2006.
- [12] S. W. Smith, *Digital signal processing*, Segunda ed. San Diego - California:

California Technical Publishing, 1999.

- [13] OpenCourseWare, "Periodogram," 2006.
- [14] J. G. Proakis and D. G. Monolakis, *Digital signal processing: principles, algorithms, and applications*. Pentice Hall, 1996.
- [15] A. L. Goldberger, "Nonlinear dynamics, fractal, and chaos theory: implications for neuroautonomic heart rate control in health and disease," in *The autonomic nervous system*, 2000, vol. 86, pp. 135–150.
- [16] D. O. Caballero, "Aplicacion de sistemas caoticos en control automatico," Universidad Autónoma de Nuevo León, 1994.
- [17] K. J. Falconer, *Fractal geometry : mathematical foundations and applications*. Wiley, 2003.
- [18] H.-O. Peitgen, H. Jürgens, and D. Saupe, *Chaos and Fractals*. New York, NY: Springer New York, 2004.
- [19] R. G. Álvarez and F. del P. Guerrero, *Sistema de monitorización del nivel de alerta basado en ondas cerebrales*, Octubre 20. Madrid: Fundación Francisco Corell, 2006.
- [20] F. Finotello, F. Scarpa, and M. Zanon, "EEG signal features extraction based on fractal dimension," *37th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, pp. 4154–4157, 2015.
- [21] S. Spasic, M. Culic, G. Grbic, L. Martac, S. Sekulic, and D. Mutavdzic, "Spectral and fractal analysis of cerebellar activity after single and repeated brain injury," *Bull. Math. Biol.*, vol. 70, pp. 1235–1249, 2008.
- [22] R. Álvarez, "Research of the behavior of the brain waves during sleep related to psychophysiological repair both in healthy people and with neurological diseases such as Parkinson, Alzheimer, migraines, fibromyalgia, bipolar disorder, etc." EPN, University of California, Quito-Ecuador, Berkeley.
- [23] T. Sand, "EEG in migraine: a review of the literature.," *Funct. Neurol.*, vol. 6, no. 1, pp. 7–22, 1991.
- [24] G. Tropini, J. Chiang, Z. J. Wang, E. Ty, and M. J. McKeown, "Altered directional connectivity in Parkinson's disease during performance of a visually guided task,"

*Neuroimage*, vol. 56, no. 4, pp. 2144–2156, 2011.

- [25] J. Dauwels, F. Vialatte, and A. Cichocki, “Diagnosis of Alzheimer’s disease from EEG signals: where are we standing?,” *Curr. Alzheimer Res.*, vol. 7, no. 6, pp. 487–505, Sep. 2010.
- [26] B. M. Ricard, A. Lutz, and R. J. Davidson, “Mind of meditator,” *Nature*, 2018.
- [27] M. Barinaga, “Studying the Well-Trained Mind,” *Am. Assoc. Adv. Sci.*, vol. 302, no. 5642, pp. 44–46, 2003.
- [28] A. K. Niazi and S. K. Niazi, “Mindfulness-based stress reduction: A non-pharmacological approach for chronic illnesses,” *N. Am. J. Med. Sci.*, vol. 3, no. 1, pp. 20–23, 2011.
- [29] A. Delorme and S. Makeig, “EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis,” *J. Neurosci. Methods*, vol. 134, no. 1, pp. 9–21, 2004.
- [30] Mathworks, *Statistics and Machine Learning Toolbox User ’ s Guide*. 2015.

## **7. ANEXOS**

En esta sección se incluyen los anexos del presente proyecto de titulación. Se presentan la totalidad de los resultados obtenidos con el software desarrollado, así como algunas de las herramientas utilizadas en su desarrollo.

El contenido de esta sección se distribuye de la siguiente manera:

ANEXO I. Publicación en IEEE-ETCM 2018

ANEXO II. Funciones implementadas para el software de PDS

ANEXO III. Tablas de los resultados obtenidos

# ANEXO I

Publicación en IEEE-ETCM 2018

## Individual analysis of EEG brain dynamics produced by mindfulness-based stress reduction training program

Christian Anasi  
Department of electronics,  
telecommunications and information  
networks  
National Polytechnic School  
Quito, Ecuador  
christian.anasi@epn.edu.ec

Carlos Cevallos  
Department of Mechanical Engineering  
National Polytechnic School  
Quito, Ecuador  
LNMB, Université Libre de Bruxelles  
Neuroscience Institut, Université Libre  
de Bruxelles  
Brussels, Belgium  
carlos.cevallos02@epn.edu.ec

David Zarka  
LNMB, Université Libre de Bruxelles  
Neuroscience Institut, Université Libre  
de Bruxelles,  
Brussels, Belgium  
Research Unit in Osteopathy,  
Université Libre de Bruxelles

Brussels, Belgium  
dzarka@ulb.ac.be  
Guy Cheron  
LNMB, Université Libre de Bruxelles  
Neuroscience Institut, Université Libre  
de Bruxelles  
Brussels, Belgium  
Laboratory of Electrophysiology,  
Université de Mons-Hainaut  
Mons, Belgium  
gcheron@ulb.ac.be

Robin Álvarez  
Department of electronics,  
telecommunications and information  
networks  
National Polytechnic School  
Quito, Ecuador  
robin.alvarez@epn.edu.ec

Fernando Vásquez  
Department of electronics,  
telecommunications and information  
networks  
National Polytechnic School  
Quito, Ecuador  
william.vasquez@epn.edu.ec

**Abstract**— Electroencephalogram (EEG) signal is one of the tools for neuroscience to study the brain activity behavior. There are several methods to extract information from the EEG signal, in this work, we studied three methods to characterize the EEG signals: spectral analysis to measure the power of certain brain regions on alpha band, fractal dimension to measure complexity level of EEG signals and correlation coefficient to measure the level of interhemispheric synchrony. We discuss the advantages of each method and how it could be used in neuroscience. We also present an application example evaluating EEG signal features changes produced as an effect of a meditation program. It was not found a trend effect for all subjects, nevertheless interesting individual behaviors were found, especially in synchrony behavior for corresponding interhemispheric channels.

**Keywords**—electroencephalogram, fractal dimension, mindfulness, spectral analysis, neuroscience.

### I. INTRODUCTION

EEG signal is a representation of the brain electrical activity used in neuroscience to study brain activity behavior, for example it is used for detecting neurological disorders or in diagnostics of neural states. Information derived from EEG signals can be extracted by several methods, depending on its origin and the attribute to study, one method could be more appropriate than others depending of the application. If it is desired to measure the intensity of brain activity, a time domain signal can be useful, measuring directly the strength of signal received by electrodes in the scalp. It can also be more interesting, for neuroscience, to visualize the behavior of the signals by rhythms. In the aforementioned case, a spectral analysis can be more useful to show the power of each frequency component or each band, assuming for this analysis that the EEG is a stationary and linear process. However, due to the chaotic behavior of the biological systems it is better to consider the signal as a nonstationary and nonlinear process, so nonlinear methods are a better option for characterizing them [1]–[4]. Also, a nonlinear

method is fractal dimension which measures the complexity of the signal, usually used for discriminating neurological states.

The aim of present analysis is to show different methods for characterizing EEG signals and its advantages for each method. Also, we propose a different point of view for EEG analysis, showing the variation of the signal features through time, rather than traditional analysis techniques which shows a single static image of the variable or are restricted to the short time of an event. We present the application to an example which evaluates EEG signal features changes produced in subjects that entered an eight-week mindfulness-based stress reduction program (MBSR).

With regard to meditation, from the neuroscience point of view, it is assumed that any process leads to a distinctive state, with distinctive cognitive and physical characteristics [5]. Based on this assumption, EEG signals could give us the physiological characteristics produced by meditation program.

Showing advantages of characterization and feature extraction methods the present study contributes to people involved in neuroscience research, to visualize complementary EEG signal features behaviors.

#### A. State of the Art

The most used EEG processing methods are based on time-frequency analysis with their respective problems about frequency and time resolution. This analysis focuses on epochs examination for evoked potentials study which are signals generated by external (like auditory or visual) stimuli input. Others focus on a long-time analysis used for longitudinal time events correlation like sleep monitoring. Some of the methods and some of their applications on neuroscience are presented below.

1) *Event Related Potential (ERP)*, averages several records taken from the same events, as shown in Fig. 1. This

method seeks to eliminate signals outside the evoked event and maintain the common signals in all events. The time triggered event is referred to interpret the produced activity. It is used for evoked events like auditory-evoked potentials, somatosensory-evoked potentials, visual-evoked potential etc. This method has been widely used in the past [6], [7] and is still of common use [8]. Studies on mindfulness showed during practice reduced P3b[9], P450-700 [7] and LPP [10] in response to distractor/negative stimuli as well as reduced anticipatory and pain-evoked potential[11]. In contrast, a larger P300 was produced during task needed attentional resources[12]. These findings were interpreted as reflecting facilitation of attentional resources allocation during mindfulness [13].

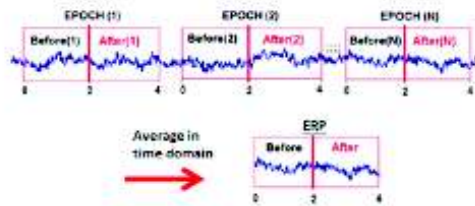


Fig. 1. ERP, average of several records in the time domain.

2) *Event Related Spectral Perturbation (ERSP)*, is a procedure analogous to ERP, but in the frequency domain. As shown in Fig. 2, the signal obtained is transformed and averaged to the domain of the frequency. In addition, it shows a temporal behavior of the spectrum, with their respective limitations in terms of frequency and time resolution. It is used in similar an complementary applications that ERP method [14]. Mindfulness was commonly associated with alpha and theta increased power with respect to eyes closed resting state. These results were observed in both experienced and novice meditators, and was related to internally-directed attention occurring during mindfulness [13].

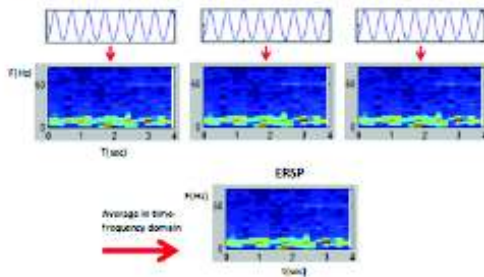


Fig. 2. ERSP, average of several records in the frequency domain.

3) *Electroencephalogram topography map*, is a way of data visualization. Brain activity (positive, negative) can be represented in each region through a color code [15], [16], as in Fig. 3. Several studies suggested that longitudinal changes linked to practice are reflected by increased left

prefrontal activation [17], [18] which was related to positive affect induce by mindfulness [19], and increase of gamma power during meditation [20], [21] which was related to a more unified and coherent mental state [22].

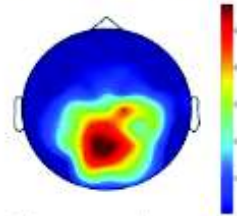


Fig. 3. Electroencephalogram topography map example.

4) *Fractal dimension FD*, has recently been used to classify neurological states, using the complexity coefficient inherent to each signal. The limitation of the method is that various signals might be characterized with similar FD [1]. A widely used method to approximate FD is Higuchi algorithm. It has been used to discriminate alertness level [23], sleep states [24], brain injury state [25], etc. Studies on meditation showed a decrease of brain activity in the regions associated with anxiety, in the insular cortex and the cerebral amygdala and show greater activity in the prefrontal cortex, a region associated with attention [26]. Fractal dimension analysis showed increased complexity at rest in meditation teachers compared to novice and senior meditators [27] and could be a physiological correlate of trait changes induced by long-term meditation.

## II. ANALYSIS METHODS

To perform the analysis of the EEG records, we used MATLAB software. EEGLAB [28] toolbox is used to preprocess data with to be better manipulated using MATLAB tools.

### A. Description of Data to be Used

We used EEG recordings from 19 test subjects who participated in a MBSR training program for 8 weeks. The recorded measurements, which will be used in the present work, were done in three stages as shown in Fig. 4: visit 1 (V1) before starting the MBSR, visit 2 (V2) at the end of the MTP, and, visit 3 (V3) 8 weeks after finishing the MBSR.

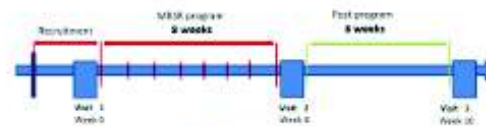


Fig. 4. Schedule of the MBSR program.

The project recorded high density EEG (128 electrodes), at 2048Hz from 19 subjects (9 male, 10 female, mean age  $41.8 \pm 10.9$ ) with various characteristic regarding meditation practice, but all presented less than one year of regular practice of Mindfulness as presented in Table 1.

TABLE I TESTED SUBJECTS

Code	Gender	Age	Practice
MBSR003	M	24	2 month of regular practice of self-taught meditation
MBSR004	M	40	2 years of irregular practice of self-taught meditation
MBSR005	M	30	2 years of Sophrology and Yoga, 1 year of regular practice of self-taught meditation
MBSR006	F	25	1 year of regular practice of Yoga
MBSR007	F	35	-
MBSR008	F	45	2 month of irregular practice of Mindfulness
MBSR009	F	50	1 year of regular practice of self-taught meditation
MBSR010	M	55	3 month of irregular practice of Mindfulness, 15 years of Taichi Chuan
MBSR011	M	39	-
MBSR012	F	32	7 days of Mindfulness training (3 years ago) and yoga regularly
MBSR013	F	52	5 days of Mindfulness training (1 year ago)
MBSR014	M	47	1 years of regular practice of self-taught meditation
MBSR015	M	29	1 year of irregular self-taught meditation
MBSR016	F	49	More than 7 years of Yoga, No Mindfulness practice
MBSR017	M	53	-
MBSR018	F	54	16 years of Taichi Chuan, No Mindfulness practice
MBSR019	F	30	-
MBSR020	M	55	Several month of regular practice of Mindfulness,
MBSR021	F	50	-

### B. Signal Preprocessing with EEGLAB

EEGLAB toolbox of MATLAB was used for data preprocessing. EEG data was referenced to mastoids and, down sampled to 200 Hz, to analyze the signals up to a maximum frequency of 40 Hz. Data was filtered from 4 Hz to 40 Hz to eliminate the artifacts due to ECG signals.

### C. Signal Analysis

EEG data files were processed using a self-developed MATLAB code that implement all methods. The aim is to show how variables evolve through the whole signal. EEG signal not being a stationary process, was cut into segments or calculus intervals and analyses those as a stationary signal. For that we calculate the variable for each segment of 5 seconds of the EEG signal. The advantage of this method is that we can see the behavior of a variable through the time as opposed to topographic map which shows a single static image of the variable. Below we describe the theory behind each of the mentioned variables, the procedure to calculate them and how them could be used in our application example, meditation analysis.

1) *Time domain*, we sought to measure the level of similarity between two corresponding interhemispheric channels. This is due to the premise that when the brain has a normal mental health, the corresponding interhemispheric channels of the brain have a high coherence with each other, while brain waves of subjects with mental problems such as schizophrenia or migraine present non-coherent brain waves, that is, there is no synchronicity in the way of working of the corresponding interhemispheric channels

[29], [30]. For our application example, we showed the interhemispheric synchrony change through the meditation interval. One way to measure this level of similarity between two signals is cross correlation, which measures the linear dependence between two time series. Mathematically, correlation coefficient  $\rho$  can be calculated using the covariance (1).

$$\rho(A,B) = \frac{\text{cov}(A,B)}{\sigma_A \sigma_B} \quad (1)$$

Where, A and B are the signals, cov is the covariance and  $\sigma$  is the standard deviation.

2) *Frequency domain*, spectral analysis, is one of the main used methods when it comes to EEG signals. ERSP and brain topographic maps are some of the visualizations to analyze all available spectra and describe brain oscillations level at certain regions in certain bands. The information can be associated with certain brain behaviors to describe different mental states. In this study, we analyze specific components of frequency or specific bands. One of the variables evaluated in the frequency domain is the energy of the alpha band, determining the area under the spectrum curve in the alpha band. The alpha band analysis was taken as the 4Hz band that contains the component of frequency of greater amplitude as central frequency (alpha rhythm). We do not consider a conventional fixed range for the alpha band due to the analysis limitation regarding interpersonal variability in alpha frequency [23]. In our application example, we analyze the variation of alpha band energy as shown in Fig. 5.

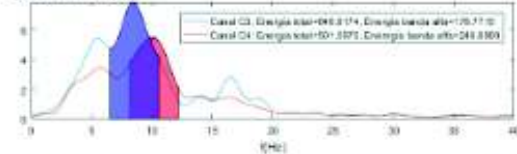


Fig. 5. Adaptive alpha band energy for subject MBSR003, C3 and C4 channels.

The Power Spectral Density (PSD) use the Welch method, which is an algorithm that calculate the PSD using windows of the analyzed signal and average them. We used the following parameters: a tenth of our segment of five seconds as a length of the window, rectangular window, 50% of overlapped samples and the number of points of the DFT was a multiple of two closest and least to five seconds segment size. In the background the central part of Welch method is the calculation of Discrete Fourier Transform (DFT) (2), which can be found using the Fast Fourier Transform algorithm (FFT).

$$X[f] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-\frac{2\pi i k n}{N}} \quad (2)$$

In the formula above, N is the number of points of the DFT,  $k=0,1,\dots,N-1$ ,  $i$  is the imaginary unit,  $e^{-\frac{2\pi i k n}{N}}$  is the Nth root of the unit.



3) *Domain of complexity*, another way to characterize a signal is the fractal dimension, which shows the level of complexity of a signal. Although this method can not represent the representative power level of activity, as in the spectral analysis, it is useful when it comes to differentiating one signal from another. Each signal will have its respective level or coefficient that represents its complexity. This method of analyzing the complexity of a signal has been widely used due to the chaotic and non-linear behavior of biomedical signals [1]. In our study, it was used to show the change in the level of complexity of the brain signals as an effect of the MBSR program, where a lower complexity could be related to a decreased brain activity [1].

Mathematically, there are several algorithms to find the fractal dimension, we used the Higuchi method. The complexity coefficient can be found as follows [1]: being  $x(t)$  the time series, a new time series (3) is defined.

$$X_k^m: X(m), X(m+k), X(m+2k), \dots, X\left(m + \text{int}\left[\frac{N-m}{k}\right]k\right) \quad (3)$$

Where the initial time  $m = 1, 2, 3, \dots, k$ ; time interval  $k = 1, \dots, k_{\text{max}}$ ;  $k_{\text{max}}$  is a parameter to choose;  $\text{int}(\tau)$  is the integral part of a real number  $\tau$ . The length of the curve  $L_m(k)$  is found for each of the  $k$  curves  $X_k^m$  (4).

$$L_m(k) = \frac{1}{k} \left[ \sum_{i=1}^{\text{int}\left[\frac{N-m}{k}\right]} |x(m+ik) - x(m+(i-1)k)| \right] \frac{N-1}{\text{int}\left[\frac{N-m}{k}\right]k} \quad (4)$$

Where  $N$  is the length of the original series and  $(N-1)/\text{int}\left[\frac{N-m}{k}\right]k$  is a normalization factor. The average  $L_m(k)$  is calculated for each  $k$  (5).

$$L(k) = \frac{\sum_{m=1}^k L_m(k)}{k} \quad (5)$$

The Higuchi Fractal Dimension (HFD) is estimated as the slope of the best least squares fit of the curve  $\ln(L(k))$  versus  $\ln(1/k)$  (6).

$$\text{HFD} = \frac{\ln(L(k))}{\ln(1/k)} \quad (6)$$

### III. RESULTS

The results of brain dynamics variation in our study was not a trend for 19 test subjects. However interesting individual behaviors were found. The results vary by analyzed scalp electrode and by subject.

#### A. Time Domain

We analyzed four correspondent pairs of electrodes distributed in the scalp: two central channels (C3, C4), two prefrontal (Fp1, Fp2), two temporal (T7, T8) and occipital channels (O1, O2). The expected behavior (increase in correlation coefficient after MBSR program) was found in

some subjects, in different electrode pairs. For example, for subject MBSR003 (Fig. 6) shows a correlation coefficient behavior of C3 and C4 channels through all meditation session. There is a considerable difference in the graph of correlation after MBSR program (red curve, V2) with respect to the others (blue V1, before MBSR and yellow V3, 8 weeks after MBSR). Where a value of 1 represent a maximum level correlation between two channels.

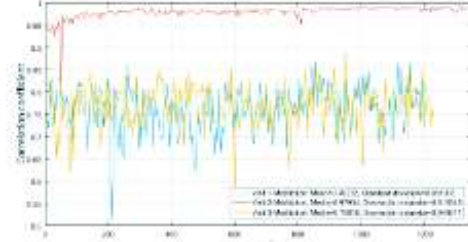


Fig. 6. Evolution of correlation coefficient between channel C3 and C4 for subject MBSR003 during meditation condition for three visits.

This increase in the correlation coefficient between C3 and C4 channel represent an increase in the synchrony with which they work, it can be seen in the likeness of two channels signals, as the Fig. 7 shows.

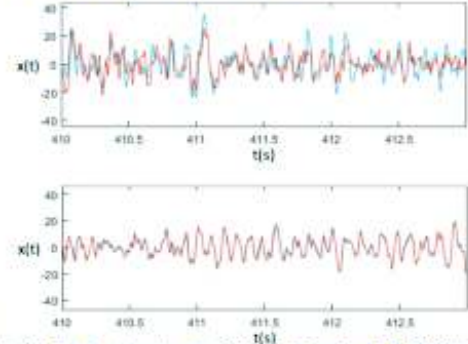


Fig. 7. Signals in time domain of C3 and C4 for subject MBSR003, before MBSR program (up) and after MBSR program (down).

In Fig. 8, we can observe the behavior of all subjects for the correlation of C3 and C4 electrodes during the meditation state in V1, V2, V3. There is not the same behavior for all subjects, only in V2 we can see a difference in three groups of people and going up to 1.

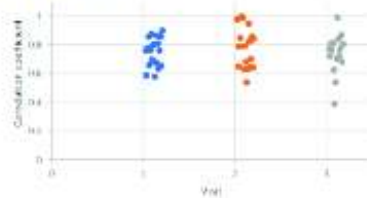


Fig. 8. Correlation between channels C3 and C4 for all tested subjects during meditation condition of three visits.

Table II shows subjects that present a significant increase in correlation coefficient for central, prefrontal and occipital hemispheric.

SUBJECTS THAT PRESENT AN INCREASE IN CORRELATION COEFFICIENT

Channels	Subject	Correlation coefficient mean	
		Visit 1	Visit 2
C3-C4	MBSR003	0.762719	0.9793424
	MBSR007	0.65807	0.99637
	MBSR008	0.766143	0.99636787
	MBSR009	0.874752	0.98547018
	MBSR015	0.862473	0.94703507
O1-O2	MBSR007	0.28684	0.99605
	MBSR021	0.783673	0.98883039
Fp1-Fp2	MBSR012	0.533419	0.82391632
	MBSR016	0.798858	0.94152457

Temporal hemispheric present a different behavior, channels correlation level is lower than in others hemispheres and there is no characteristic change for the different visits as shown in Fig. 9. Remember that a value of -1 represent two equal signals with a phase shift of 90 degrees and 0 means no correlation between two channels.

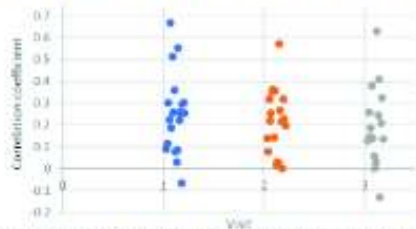


Fig. 9. Correlation between channels T7 and T8 for all tested subjects during meditation condition of three visits.

B. Frequency Domain

Due to all bibliography about changes in brain activity in the left hemispheric presented in state of the art, we have analyzed only channels in this hemispheric. In Fig. 10 and Fig. 11, we can observe the decrease in energy in V2 for channel O1. For Fp1, F3, F7 and C3 channels, there is no tendency of decreased alpha band activity for the subjects.

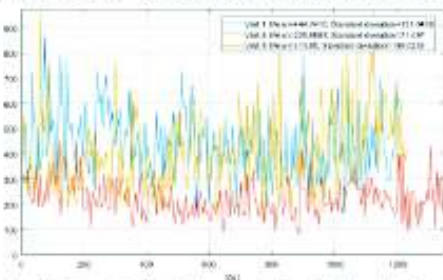


Fig. 10. Evolution of alpha band energy of the O1 channel in the subject MBSR003 during meditation condition of three visits.

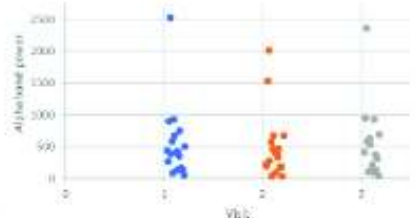


Fig. 11. Alpha band power of O1 channel for all tested subjects during meditation condition of three visits.

C. Domain of complexity

Several channels show an increase in HFD, as shown in Fig. 12 and Fig. 13 for channel Fp1, while others show a decrease. In general, there was no common trend behavior between the channels of the left frontal hemisphere.

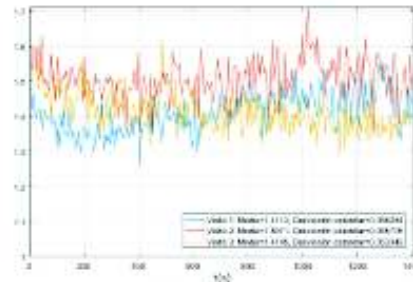


Fig. 12. Evolution of the HFD of Fp1 channel for the subject MBSR003 during meditation condition for three visits.

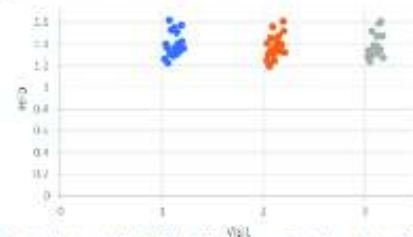


Fig. 13. Evolution of the HFD of Fp1 channel for the subject MBSR003 during the meditation condition for three visits.

DISCUSSION

According to the averaged results, there is no significant effect of the MBSR conclusive for all subjects. Nevertheless, when looking at the individual level for some subjects there is a significant evolution during V2, after the 8-week training program as seen in Fig. 5 and also more representative in some pair electrodes more than others. We pretend to bring light to the importance of the individual analysis of the EEG recording in the meditation task with a psychophysical background of the subjects as showed in table 1 with the proposed methodology. Also, there is evidence that interhemispheric coherence and power depends on the executed task [31], gender [32] and even brain condition [33] and neural efficiency [34] of the subject. The MBSR training program in study pretends to focus on subjects that may take medication for the stress condition. In recent work about brain dynamic of ADHD patients [35], [36], with a behavior condition often medicated and which can also benefit from the MBSR program [37], [38], EEG measurement has also demonstrated that brain coherence suggest a differentiation and elevated disfunction [39]. The further development will focus on the individual measure and study of each individual region of interest to correlate with the psychophysical data in order to give conclusive results about the efficacy of the currently developed MBSR training for people suffering from chronic stress [40],[41] and its possible prevention [42].

ACKNOWLEDGMENTS

We would like to thank, D'Angelo, E. Toussaint, E. Hortmanns, and M. Petieau, for expert technical assistance.

The research funds of the Université Libre de Bruxelles, Escuela Politécnica Nacional and of Université de Mons (Belgium).

#### REFERENCES

- [1] S. Kesic and S. Z. Spasic, "Application of Higuchi's fractal dimension from basic to clinical neurophysiology: A review," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 133, pp. 55–70, 2016.
- [2] P. Paramanathan and R. Uthayakumar, "Application of fractal theory in analysis of human electroencephalographic signals," *Comput. Biol. Med.*, vol. 38, no. 3, pp. 372–378, 2008.
- [3] I. Prigogine, "Exploring complexity," *Eur. J. Oper. Res.*, vol. 30, no. 2, pp. 97–103, 1987.
- [4] G. Werner, "Metastability, criticality and phase transitions in brain and its models," *Biosystems*, vol. 90, no. 2, pp. 496–508, 2007.
- [5] A. Lutz, J. D. Dunne, and R. J. Davidson, "Meditation and the Neuroscience of Consciousness: An Introduction," in *The Cambridge handbook of consciousness*, P. D. Zelazo, M. Moscovitch, and E. Thompson, Eds. Cambridge University, 2007, pp. 497–549.
- [6] G. P. Jacobson and M. B. Fitzgerald, "Auditory evoked gamma band potential in normal subjects," *J. Am. Acad. Audiol.*, vol. 8, no. 1, pp. 44–52, Feb. 1997.
- [7] G. C. Zarka, D. C. Cevallos, G. Zimmer, T. Villette, M. Petiau, A. Bengoetxea, "Auditory effect on brain dynamics during meditation practice after 8-week training program: an ERP study," in *1 International congress of bioengineering and intelligent rehabilitation systems*, 2017.
- [8] L. J. MacGregor, F. Pulvermüller, M. van Casteren, and Y. Shytrov, "Ultra-rapid access to words in the brain," *Nat. Commun.*, vol. 3, no. 1, p. 711, Jan. 2012.
- [9] H. A. Slagter *et al.*, "Mental Training Affects Distribution of Limited Brain Resources," *PLoS Biol.*, vol. 5, no. 6, p. e138, May 2007.
- [10] A. Sobolewski, E. Holt, E. Kublik, and A. Wróbel, "Impact of meditation on emotional processing—A visual ERP study," *Neurosci. Res.*, vol. 71, no. 1, pp. 44–48, Sep. 2011.
- [11] C. A. Brown and A. K. P. Jones, "Psychobiological Correlates of Improved Mental Health in Patients With Musculoskeletal Pain After a Mindfulness-based Pain Management Program," *Clin. J. Pain*, vol. 29, no. 3, pp. 233–244, Mar. 2013.
- [12] C. E. Lakey, D. R. Berry, and E. W. Sellers, "Manipulating attention via mindfulness induction improves P300-based brain-computer interface performance," *J. Neural Eng.*, vol. 8, no. 2, p. 025019, Apr. 2011.
- [13] T. Lomas, I. Ivrtan, and C. H. Y. Fu, "A systematic review of the neurophysiology of mindfulness on EEG oscillations," *Neurosci. Biobehav. Rev.*, vol. 57, pp. 401–410, Oct. 2015.
- [14] S. Makeig, "Auditory event-related dynamics of the EEG spectrum and effects of exposure to tones," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 86, no. 4, pp. 283–93, Apr. 1993.
- [15] F. Ferrarelli *et al.*, "Experienced Mindfulness Meditators Exhibit Higher Parietal-Occipital EEG Gamma Activity during NREM Sleep," *PLoS One*, vol. 8, no. 8, 2013.
- [16] N. B. Mohamad, K. Y. Lee, W. Mansor, Z. Mahmoodin, and S. Amirin, "Normal and dyslexic children: EEG topography versus fMRI brain images during letters writing," *IECBES 2016 - IEEE-EMBS Conf Biomed. Eng. Sci.*, pp. 291–295, 2017.
- [17] A. S. Chan, Y. M. Y. Han, and M. C. Cheung, "Electroencephalographic (EEG) measurements of mindfulness-based triarchic body-pathway relaxation technique: A pilot study," *Appl. Psychophysiol. Biofeedback*, vol. 33, no. 1, pp. 39–47, 2008.
- [18] R. J. Davidson *et al.*, "Alterations in brain and immune function produced by mindfulness meditation," *Psychosom. Med.*, vol. 65, no. 4, pp. 564–570, 2003.
- [19] R. J. Davidson, "Anterior cerebral asymmetry and the nature of emotion 259," *Brain Cogn.*, vol. 20, no. 0278–2626 (Print), pp. 125–151, 1992.
- [20] B. R. Cahn, A. Delorme, and J. Polich, "Occipital gamma activation during Vipassana meditation," *Cogn. Process.*, vol. 11, no. 1, pp. 39–56, 2010.
- [21] A. Berkovich-Ohana, J. Glicksohn, and A. Goldstein, "Mindfulness-induced changes in gamma band activity - Implications for the default mode network, self-reference and attention," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 123, no. 4, pp. 700–710, 2012.
- [22] C. Tallon-Baudry and O. Bertrand, "Oscillatory activity in humans and its role in object representation," *Trends Cogn. Sci.*, vol. 3, no. 4, pp. 151–162, 1999.
- [23] R. G. Álvarez and F. del P. Guerrero, *Sistema de monitorización del nivel de alerta basado en ondas cerebrales*, Octubre 20, Madrid: Fundación Francisco Corell, 2006.
- [24] F. Finotello, F. Scarpa, and M. Zanon, "EEG signal features extraction based on fractal dimension," *37th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, pp. 4154–4157, 2015.
- [25] S. Spasic, M. Culic, G. Grbic, L. Martac, S. Sekulic, and D. Mutavdzic, "Spectral and fractal analysis of cerebellar activity after single and repeated brain injury," *Bull. Math. Biol.*, vol. 70, pp. 1235–1249, 2008.
- [26] A. Chiesa and A. Serretti, "A systematic review of neurobiological and clinical features of mindfulness meditations," *Psychological Medicine*, vol. 40, no. 8, pp. 1239–1252, 2010.
- [27] R. J. Kakumanu *et al.*, "Dissociating meditation proficiency and experience dependent EEG changes during traditional Vipassana meditation practice," *Biol. Psychol.*, vol. 135, pp. 65–75, 2018.
- [28] A. Delorme and S. Makeig, "EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis," *J. Neurosci. Methods*, vol. 134, no. 1, pp. 9–21, 2004.
- [29] G. Tropicini, J. Chiang, Z. J. Wang, E. Ty, and M. J. McKeown, "Altered directional connectivity in Parkinson's disease during performance of a visually guided task," *Neuroimage*, vol. 56, no. 4, pp. 2144–2156, 2011.
- [30] K. Yuan *et al.*, "Reduced fractional anisotropy of corpus callosum modulates inter-hemispheric resting state functional connectivity in migraine patients without aura," *PLoS One*, vol. 7, no. 9, 2012.
- [31] G. Florian, C. Andrew, and G. Pfurtscheller, "Do changes in coherence always reflect changes in functional coupling?," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 106, no. 1, pp. 87–91, 1998.
- [32] J. Beaumont, A. Mayes, and M. Rugg, "Asymmetry in EEG alpha coherence and power: effects of task and sex," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 45, no. 3, pp. 393–401, 1978.
- [33] P. Silberstein *et al.*, "Cortico-cortical coupling in Parkinson's disease and its modulation by therapy," *Brain*, vol. 128, no. 6, pp. 1277–1291, 2005.
- [34] R. W. Thatcher, D. North, and C. Biver, "EEG and intelligence: relations between EEG coherence, EEG phase delay and power," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 116, no. 9, pp. 2129–2141, 2005.
- [35] C. Cevallos *et al.*, "Microstates in ADHD children during a visual cued GO/NOGO task," *Dev. Med. Child Neurol.*, vol. 56, p. 44, 2014.
- [36] A. Leroy *et al.*, "EEG dynamics and neural generators in implicit navigational image processing in adults with ADHD," *Neuroscience*, 2018.
- [37] M. Cairncross and C. J. Miller, "The effectiveness of mindfulness-based therapies for ADHD: a meta-analytic review," *J. Atten. Disord.*, 2016.
- [38] S. J. Grosswald, W. R. Stuxrud, F. Travis, and M. A. Hatch, "Use of the transcendental meditation technique to reduce symptoms of attention deficit hyperactivity disorder (ADHD) by reducing stress and anxiety: an exploratory study," *Curr. Issues Educ.*, vol. 10, 2008.
- [39] R. J. Barry, A. R. Clarke, R. McCarthy, and M. Selikowitz, "EEG coherence in attention-deficit/hyperactivity disorder: a comparative study of two DSM-IV types," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 113, no. 4, pp. 579–585, 2002.
- [40] E. Bohlmeijer, R. Prenger, E. Taal, and P. Cuijpers, "The effects of mindfulness-based stress reduction therapy on mental health of adults with a chronic medical disease: a meta-analysis," *J. Psychosom. Res.*, vol. 68, no. 6, pp. 539–544, 2010.
- [41] S. Rosenzweig, J. M. Greeson, D. K. Reibel, J. S. Green, S. A. Jasser, and D. Beasley, "Mindfulness-based stress reduction for chronic pain conditions: variation in treatment outcomes and role of home meditation practice," *J. Psychosom. Res.*, vol. 68, no. 1, pp. 29–36, 2010.
- [42] M. D. Klatt, J. Buckworth, and W. B. Malarkey, "Effects of low-dose mindfulness-based stress reduction (MBSR-ld) on working adults," *Heal. Educ. Behav.*, vol. 36, no. 3, pp. 601–614, 2009.

## ANEXO II

### FUNCIONES IMPLEMENTADAS EN EL SOFTWARE

#### Función para la Dimensión Fractal de Higuchi

```
function [HFD] = DFH_Robin(signal,kmax)
    L = [];
    N = length(signal);

    % Creación del vector Y como suma parcial de la señal original.
    Y = [];
    for i = 1:N
        Y(i) = sum(signal(1:i));
    end;

    % Cálculo de la longitud de cada sub-serie:
    for m = 1:kmax
        A = (N-1)/(m^3);
        L(m) = 0;
        for i = 1:m
            B = (ceil((N-i)/m))^-1;
            fin = floor((N-i)/m);
            for k = 1:fin
                aux = A*B*abs(Y(i+k*m) - Y(i+(k-1)*m));
                L(m) = L(m) + aux;
            end;
        end;
    end;
    y = log10(L);
    x = log10(1:kmax);
    fprintf('longitud de y ')
    length(y)
    %figure
    %plot(x,y)

    % Estimamos las pendientes
    %d1 = abs(y(1)-y(2))/abs(x(1)-x(2));
    d2 = abs(y(2)-y(3))/abs(x(2)-x(3));
    d3 = abs(y(3)-y(4))/abs(x(3)-x(4));
    d4 = abs(y(4)-y(5))/abs(x(4)-x(5));
    %d5 = abs(y(5)-y(6))/abs(x(5)-x(6));

    %Promedio de las pendientes
    HFD=(d2+d3+d4)/3;
```

[Published with MATLAB® R2016b](#)

## Función para la Autosimilitud de Largo Alcance

```
function [Hurst_coef] = HURST_COEF(signal)
C = 3.1623;
sep = [1 round(C) round(C^2) round(C^3) round(C^4)];
x = log10(sep);

dl = 0;
Var = [];

N = length(signal);
for indice = 1:5
    Dimension = [];
    m = sep(indice); % m, tamaño del bloque
    bloques = floor(N/m);

    % Calculamos la X(m,k)
    for k = 1:bloques
        % Nuevas series:
        Dimension(k) = sum(signal((k-1)*m+1:k*m))/m; % promedia cada bloque
        (suma todos los elementos y divide para m)
    end;

    % A partir de esta X(m,k) obtendremos la Var(m)
    Var(indice) = (sum(Dimension.^2))/(N/m) - (sum(Dimension)/(N/m))^2;

end;

y = log10(Var);
%plot(x,y)
x=x';
y=y';
%Ajuste a una recta por Minimos cuadrados
f = fit(x,y,'poly1');
%figure
%plot(f,x,y)
B=(f(1)-f(0))/(1-0);
Hurst_coef = 1+B/2;

end
```

[Published with MATLAB® R2016b](#)

## ANEXO III

### TABLAS DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS

**Primera variable: Ritmo alfa**

RITMO ALFA C3												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	8.731928	1.107414	8.621962	1.220096	8.561595	1.377715	0	0.480607	0	0.134212	0	0.407474
MBSR005	9.523306	0.726993	9.788877	0.760407	9.404966	1.014276	1	0.000126	0	0.114849	1	1.47E-06
MBSR006	8.954409	0.584607	9.02958	0.696152	8.957582	0.738813	0	0.203914	0	0.956005	0	0.27656
MBSR008	8.804927	1.003639	8.608933	0.875266	8.782011	1.00733	1	0.005849	1	0.045174	1	0.014027
MBSR009	8.753394	3.384373	8.393606	1.862557	7.784148	2.842667	0	0.115341	1	0.000205	1	0.002202
MBSR010	10.20196	1.135966	10.15867	1.409437	9.824079	1.771102	0	0.691162	1	0.00273	1	0.002744
MBSR012	10.03193	2.147031	10.1842	1.669843	9.886733	1.658863	0	0.36745	0	0.343972	1	0.038984
MBSR013	9.465037	5.501871	11.40317	6.85357	8.525846	6.13212	1	0.00032	1	0.049696	1	2.58E-06
MBSR014	10.52434	0.841041	10.40981	1.286904	9.972973	0.810356	0	0.215811	1	7.80E-15	1	6.30E-07
MBSR015	8.010202	1.886764	7.391036	0.97	8.444514	3.714118	1	3.27E-06	0	0.070789	1	6.20E-06
MBSR016	8.879548	0.460361	8.635897	0.521532	8.758459	0.417283	1	1.21E-08	1	0.003808	1	0.002063
MBSR017	8.005081	0.789257	8.031456	1.201283	7.774675	1.162483	0	0.682754	1	0.007983	1	0.014413
MBSR018	9.476754	1.693982	8.997396	2.575443	9.356775	1.30967	1	0.009658	0	0.328798	1	0.032473
MBSR019	6.690136	1.829265	7.062774	1.94211	6.768541	1.717756	1	0.014731	0	0.483408	1	0.043345
MBSR020	8.167614	2.264455	8.64926	3.098258	8.31041	2.47321	1	0.030978	0	0.439727	0	0.152123
MBSR021	8.379999	0.83923	8.533786	1.065581	8.577932	0.710938	1	0.039856	1	0.001208	0	0.576624

RITMO ALFA Fp1												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	7.748071	1.483445	7.936198	1.55498	7.433785	1.775004	0	0.12913	1	0.039157	1	0.000454
MBSR005	8.090529	2.023498	8.901743	1.834733	7.520941	2.210849	1	1.12E-06	1	0.00182	1	6.37E-14
MBSR006	8.658619	0.283485	8.627913	0.361505	8.625832	0.50652	0	0.242368	0	0.348403	0	0.984557
MBSR008	8.394912	0.852638	8.399473	0.874257	8.389271	0.852677	0	0.97905	0	0.069968	0	0.953987
MBSR009	11.87355	7.441252	16.17022	7.686642	8.59305	5.725171	1	7.18E-14	1	1.08E-09	1	1.25E-33
MBSR010	9.251371	1.70617	9.60482	1.592456	9.150286	1.865984	1	0.011339	0	0.482271	1	0.001969
MBSR012	15.30329	5.750687	10.16419	2.212578	9.346998	1.858951	1	6.40E-34	1	1.90E-38	1	1.46E-05
MBSR013	7.733198	4.46899	7.147067	3.993169	6.86989	3.922379	0	0.080952	1	0.048707	0	0.449021
MBSR014	9.611629	0.579905	9.54153	1.509432	9.381189	0.554949	0	0.459917	1	2.18E-06	0	0.072534
MBSR015	6.784378	1.560478	6.899671	1.266812	6.211144	1.458769	0	0.289961	1	5.31E-06	1	1.45E-09
MBSR016	8.598189	0.682207	8.378221	0.751337	8.523259	0.803011	1	0.000287	0	0.319146	1	0.034584
MBSR017	7.400022	1.336815	7.837171	3.470661	9.169028	5.745309	1	0.035238	1	5.79E-07	1	0.000903
MBSR018	9.154761	1.071933	8.310719	1.898107	9.474376	2.939603	1	9.62E-11	0	0.086625	1	1.15E-07
MBSR019	11.05189	7.614864	17.29921	8.153602	14.77567	9.53461	1	6.87E-27	1	8.16E-11	1	9.30E-06

MBSR020	7.638358	2.147087	8.172972	5.138528	7.803216	4.243601	0	0.079346	0	0.490974	0	0.23953
MBSR021	8.245465	1.387525	8.627673	3.084009	8.946206	3.314978	1	0.024089	1	0.000403	0	0.059836

RITMO ALFA F3												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	7.90813	1.348501	8.588686	1.220733	7.659267	1.631746	1	3.65E-10	0	0.068773	1	1.71E-12
MBSR005	9.152722	0.899564	9.576394	1.027576	9.060526	1.383137	1	1.43E-06	0	0.272056	1	4.21E-07
MBSR006	8.82608	0.694207	8.890514	0.662811	8.77355	0.559976	0	0.289458	0	0.325816	1	0.025417
MBSR008	8.321582	0.90872	8.504721	0.828167	8.300077	0.905359	1	0.019407	1	0.025952	1	0.008675
MBSR009	7.977338	2.236915	8.467452	1.891987	7.520581	2.500897	1	0.007513	1	0.024138	1	4.05E-07
MBSR010	9.794368	1.153376	9.817041	1.581673	9.439405	1.832742	0	0.828189	1	0.004199	1	0.004385
MBSR012	9.874709	2.132194	9.928155	1.917064	9.588513	1.782563	0	0.745782	0	0.050824	1	0.0259
MBSR013	7.616149	3.906635	7.488007	4.319644	7.154808	3.711319	0	0.625788	0	0.154624	0	0.345229
MBSR014	9.776551	0.677384	9.601152	1.243766	9.518045	0.601788	1	0.038871	1	6.97E-06	0	0.274201
MBSR015	7.283586	1.355604	7.177906	0.976722	8.074865	3.344578	0	0.305821	1	0.000154	1	1.48E-05
MBSR016	8.762088	0.47063	8.544066	1.489387	8.588248	0.512002	1	0.01956	1	0.000217	0	0.677604
MBSR017	7.608651	1.040577	7.888912	1.052724	7.263356	1.221392	1	0.000839	1	0.000707	1	8.05E-11
MBSR018	9.075543	1.148742	8.584841	2.211877	9.185877	1.295646	1	0.000947	0	0.199108	1	9.35E-05
MBSR019	6.541945	1.757918	7.161116	2.004552	6.721776	1.663532	1	7.09E-05	0	0.148679	1	0.005497
MBSR020	8.098981	3.418383	11.39186	8.462463	7.808718	2.82972	1	2.14E-10	0	0.287833	1	5.15E-11
MBSR021	8.207906	0.996898	8.547834	1.59993	8.315224	0.814237	1	0.001808	0	0.116889	1	0.032119

RITMO ALFA F7												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	7.891111	1.492494	7.981771	1.402981	7.785506	1.63483	0	0.453376	0	0.358164	0	0.145166
MBSR005	9.04122	1.221558	9.475518	1.324618	8.413244	1.948499	1	0.000127	1	5.29E-06	1	1.11E-13
MBSR006	8.724194	0.562646	8.715906	0.603318	8.677304	0.599238	0	0.816305	0	0.332856	0	0.508467
MBSR008	8.36142	0.941454	8.491262	0.938224	8.350491	0.942848	0	0.101104	0	0.052985	0	0.076518
MBSR009	8.369695	3.167857	15.09876	8.595892	15.597	10.74928	1	4.06E-31	1	4.17E-23	0	0.554106
MBSR010	9.881289	1.094274	9.930571	2.440164	9.345948	1.998856	0	0.753274	1	8.87E-05	1	0.000168
MBSR012	9.8335	2.117728	10.09621	1.601608	9.520959	1.978115	0	0.08338	0	0.064661	1	0.000149
MBSR013	7.395556	3.352131	6.121162	2.305498	6.079889	2.158979	1	4.80E-08	1	1.91E-07	0	0.888969
MBSR014	9.634506	0.703601	9.424	1.401981	9.340614	0.591797	1	0.025368	1	1.30E-07	0	0.309407
MBSR015	8.206881	4.367744	7.15906	1.80504	7.375454	4.554827	1	0.000283	1	0.035459	0	0.452703
MBSR016	8.75321	0.775801	8.543722	1.386906	8.646017	0.455564	1	0.044162	0	0.07556	0	0.235815
MBSR017	7.576896	1.407816	7.134389	1.869398	7.194927	1.350725	1	0.002247	1	0.001977	0	0.636454
MBSR018	9.164663	1.044979	8.382675	2.115174	9.017386	1.136511	1	3.05E-07	0	0.082161	1	5.33E-06
MBSR019	7.437241	5.583531	7.029194	1.913013	6.530934	1.694149	0	0.243058	1	0.011004	1	0.000867
MBSR020	7.770843	1.705248	9.013844	5.009383	7.621314	2.360368	1	6.19E-05	0	0.424988	1	4.00E-05

MBSR021	8.397413	2.257876	8.228481	1.710494	8.892908	3.853383	0	0.326968	0	0.061429	1	0.008122
---------	----------	----------	----------	----------	----------	----------	---	----------	---	----------	---	----------

## Segunda variable: Energía de la banda alfa

BANDA ALFA C3												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	313.9587	104.3882	253.6292	70.94164	235.1063	87.2858	1	1.77E-12	1	6.17E-17	1	0.004346
MBSR005	594.9542	163.3663	566.619	193.0664	649.2972	196.9148	0	0.065312	1	0.000425	1	6.88E-07
MBSR006	1811.908	623.9505	1108.243	447.5712	1235.759	538.5593	1	3.06E-37	1	6.20E-27	1	0.002344
MBSR008	1185.138	957.8073	707.6859	453.7057	1177.268	954.9857	1	5.87E-14	0	0.361498	1	1.26E-13
MBSR009	102.2498	48.31551	78.43066	76.48113	154.6383	73.89617	1	1.41E-14	1	1.50E-19	1	2.24E-44
MBSR010	405.503	199.8978	341.7225	177.8451	282.0983	145.6143	1	8.74E-06	1	2.40E-15	1	1.04E-05
MBSR012	407.5797	288.906	604.9766	345.7139	487.4638	386.5998	1	7.46E-14	1	0.001551	1	9.28E-06
MBSR013	201.9325	74.74799	136.7064	53.35223	164.562	59.09395	1	2.19E-30	1	3.79E-11	1	5.43E-09
MBSR014	525.4769	168.403	418.5683	174.0221	601.8485	220.3457	1	4.14E-12	1	1.01E-05	1	6.12E-23
MBSR015	303.8064	244.5644	307.7603	209.9092	139.8437	113.2746	0	0.770341	1	1.77E-20	1	6.50E-29
MBSR016	389.4238	143.404	460.6122	160.3913	490.9333	182.5088	1	1.19E-07	1	9.10E-14	1	0.048336
MBSR017	394.8873	229.628	282.525	197.2954	464.9825	381.9621	1	2.68E-09	1	0.006257	1	1.88E-11
MBSR018	187.5437	90.70126	198.0195	129.4243	197.8377	115.2948	0	0.164924	0	0.055883	0	0.979694
MBSR019	108.5727	60.71803	134.9648	49.82237	166.0951	79.34718	1	6.32E-11	1	3.24E-28	1	2.52E-08
MBSR020	105.4447	61.39518	63.35371	26.60314	74.30058	25.14147	1	1.91E-32	1	2.20E-24	1	4.03E-10
MBSR021	554.3062	369.3567	470.2542	318.5924	837.6956	489.7426	1	0.002622	1	7.83E-16	1	3.61E-24

BANDA ALFA Fp1												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	244.3152	73.80075	222.6086	62.57929	192.5543	64.36231	1	0.000808	1	6.04E-15	1	3.75E-08
MBSR005	809.9776	402.0356	548.7289	223.735	757.557	371.3108	1	6.65E-21	0	0.109463	1	2.80E-15
MBSR006	674.9543	202.5062	740.9528	258.3268	691.8475	267.4493	1	0.000613	0	0.39814	1	0.019428
MBSR008	421.4027	299.4684	417.9622	289.5501	422.3558	301.7717	0	0.656755	0	0.534952	0	0.628895
MBSR009	102.957	29.80298	89.52065	70.05134	136.2317	40.0439	1	1.04E-09	1	5.50E-22	1	0
MBSR010	269.3996	130.2076	233.8434	125.2157	184.9171	89.79388	1	5.56E-05	1	1.83E-16	1	3.74E-08
MBSR012	276.4044	140.6118	381.2288	242.3164	291.6112	216.4707	1	2.63E-10	0	0.255685	1	7.50E-09
MBSR013	187.9491	75.79311	148.2482	121.5235	137.495	100.7064	1	3.68E-06	1	1.57E-09	0	0.247544
MBSR014	325.2575	113.7017	273.7593	160.9196	421.9502	144.7511	1	5.65E-06	1	3.70E-17	1	2.11E-24
MBSR015	245.8484	101.4474	223.691	123.6152	233.9627	171.6082	1	0.015891	0	0.342588	0	0.390553
MBSR016	210.5281	79.55885	300.1404	115.9938	227.3978	97.18	1	1.17E-22	1	0.015488	1	6.76E-14
MBSR017	157.3433	64.89096	129.5013	58.72358	317.2011	461.5249	1	4.84E-09	1	2.04E-08	1	7.16E-11
MBSR018	165.9941	66.02739	263.1194	359.5706	175.4841	90.39336	1	6.30E-06	0	0.077927	1	9.65E-05
MBSR019	143.1414	49.90795	145.3813	60.20664	153.5549	66.09055	0	0.416057	1	0.002694	1	0.036974
MBSR020	87.42393	47.09032	78.07028	53.12063	109.7544	118.8145	1	0.018793	1	0.001218	1	7.93E-06



MBSR021	390.0905	285.179	336.1337	202.6125	706.528	439.5884	1	0.007853	1	3.77E-23	1	4.16E-31
---------	----------	---------	----------	----------	---------	----------	---	----------	---	----------	---	----------

BANDA ALFA F3												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	292.3103	93.93207	253.8088	70.94749	221.7091	74.36639	1	4.05E-07	1	6.47E-17	1	2.38E-07
MBSR005	580.3807	152.9182	516.6104	162.552	540.0825	165.0354	1	1.78E-06	1	0.002529	0	0.065453
MBSR006	826.7656	312.42	1002.16	432.4002	983.1599	426.3337	1	2.41E-07	1	4.23E-07	0	0.592166
MBSR008	562.0183	382.2953	688.241	448.0163	569.1569	392.3843	1	0.000383	0	0.148152	1	0.000884
MBSR009	84.99846	34.10346	79.33144	78.26662	136.1801	58.42478	1	0.000513	1	4.95E-27	1	1.70E-39
MBSR010	345.0864	164.6102	312.1623	162.7367	249.051	120.5371	1	0.004453	1	2.64E-14	1	1.17E-07
MBSR012	334.2765	249.2188	510.9327	314.7178	417.3667	321.7656	1	7.84E-15	1	5.04E-05	1	1.23E-05
MBSR013	237.7092	108.0872	174.8558	213.1683	169.8336	61.59439	1	1.33E-05	1	2.16E-18	0	0.732239
MBSR014	435.4175	127.6284	366.4966	134.3256	575.4805	190.6369	1	6.90E-10	1	5.54E-20	1	2.10E-37
MBSR015	256.7911	103.6461	233.6421	122.4441	138.0092	108.5255	1	0.016278	1	8.29E-31	1	3.87E-22
MBSR016	365.5071	139.7085	428.3868	166.2392	383.4449	167.7994	1	2.22E-06	0	0.130363	1	0.001499
MBSR017	238.9794	105.0425	261.3394	149.5323	268.9689	145.4405	1	0.033118	1	0.003654	0	0.558685
MBSR018	188.032	85.26231	202.6929	125.4197	193.1247	82.36178	0	0.064536	0	0.228517	0	0.280974
MBSR019	120.081	47.02782	117.1387	39.84781	166.5555	73.60485	0	0.643958	1	2.94E-21	1	8.95E-22
MBSR020	119.3957	53.80055	70.93243	24.47685	77.33063	27.96807	1	0	1	2.24E-32	1	0.000435
MBSR021	511.4272	356.2469	415.2715	270.376	842.8152	525.2935	1	0.000134	1	2.86E-19	1	2.81E-30

BANDA ALFA F7												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	224.3791	70.10127	233.0512	175.7264	165.7003	65.56181	0	0.304839	1	9.46E-19	1	3.59E-08
MBSR005	395.4186	105.9136	344.4559	116.9008	420.4534	186.1918	1	1.92E-07	0	0.12177	1	8.70E-09
MBSR006	476.3422	184.199	555.3481	230.617	552.4171	268.9836	1	6.55E-06	1	8.07E-05	0	0.912416
MBSR008	276.6402	172.4468	410.5353	295.605	284.2777	198.3947	1	1.14E-10	0	0.154256	1	2.67E-09
MBSR009	58.04205	21.69064	50.57888	65.35095	103.4761	41.3514	1	9.94E-08	1	7.03E-40	1	0
MBSR010	267.285	124.3549	234.9479	122.5743	199.9101	97.5177	1	0.000356	1	2.83E-11	1	0.000113
MBSR012	168.6718	106.2706	308.9327	181.2595	302.7828	212.2018	1	2.73E-26	1	2.68E-21	0	0.71714
MBSR013	171.4451	71.81536	155.4531	68.91853	122.7356	45.17876	1	0.004231	1	1.60E-19	1	2.44E-10
MBSR014	306.6237	102.6856	275.9776	120.338	398.805	147.1546	1	0.000993	1	4.48E-16	1	3.80E-22
MBSR015	175.6124	52.85445	157.6546	59.32064	130.4542	70.97038	1	0.000161	1	9.89E-16	1	5.36E-07
MBSR016	184.3894	73.54878	223.1863	83.57433	175.7155	86.25434	1	6.94E-09	0	0.237	1	1.74E-10
MBSR017	132.0592	53.58101	106.5267	45.33323	143.8174	66.16434	1	9.43E-10	1	0.009641	1	1.40E-13
MBSR018	209.1068	86.52982	209.6998	129.4154	197.5393	78.85616	0	0.902928	0	0.094873	0	0.148877
MBSR019	86.7027	34.8896	45.44063	18.57434	73.38277	31.24547	1	0	1	1.03E-05	1	1.18E-33
MBSR020	85.92544	37.21585	57.4092	25.17263	78.15721	68.26282	1	4.88E-26	0	0.182596	1	1.66E-06
MBSR021	331.0892	213.2379	289.6451	171.3577	544.8024	334.7264	1	0.007929	1	4.06E-19	1	3.05E-27

**Tercera variable: Energía total del espectro**

ENERGÍA TOTAL C3												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	768.5806	162.8837	598.486	118.4791	594.8419	134.008	1	1.57E-30	1	4.92E-29	0	0.560654
MBSR005	1191.637	256.8412	1129.223	258.9891	1331.877	304.5275	1	0.004883	1	2.05E-08	1	5.94E-16
MBSR006	2867.882	855.825	1886.3	636.1459	2060.513	728.166	1	9.82E-39	1	2.17E-28	1	0.001929
MBSR008	1985.484	1250.623	1386.851	692.4398	1974.756	1243.952	1	1.58E-12	0	0.370424	1	2.80E-12
MBSR009	361.0475	107.6	246.3669	145.078	493.6265	181.812	1	1.46E-43	1	1.10E-20	1	0
MBSR010	912.4417	307.528	808.663	296.3291	729.7239	254.8427	1	3.37E-06	1	1.94E-13	1	0.000392
MBSR012	973.2605	425.9778	1242.057	485.7614	1012.702	537.8643	1	1.07E-12	0	0.318358	1	1.65E-09
MBSR013	677.5482	205.4413	533.9725	143.6076	578.1085	170.3436	1	4.34E-21	1	1.17E-09	1	0.000894
MBSR014	1252.308	265.2242	1084.647	292.7869	1388.902	355.0619	1	1.47E-11	1	4.81E-07	1	2.59E-23
MBSR015	863.6274	330.0331	743.3247	298.5597	439.3037	207.7285	1	1.51E-05	1	0	1	1.50E-35
MBSR016	692.4899	202.3833	827.8343	212.112	849.2839	255.3159	1	1.82E-13	1	3.73E-17	0	0.304994
MBSR017	781.0878	313.5171	601.3887	266.8214	893.5206	488.3189	1	1.62E-12	1	0.000585	1	3.78E-16
MBSR018	539.861	158.1608	585.5799	257.5544	518.8384	172.4223	1	0.003277	0	0.187308	1	0.00022
MBSR019	308.7352	136.5122	368.5578	83.02106	381.3498	115.421	1	1.33E-13	1	8.84E-18	0	0.090136
MBSR020	380.3233	144.5761	278.3682	53.63479	313.4609	53.13533	1	1.78E-33	1	1.22E-14	1	5.74E-15
MBSR021	1008.193	502.075	878.1358	445.4669	1375.929	667.0182	1	0.000838	1	1.01E-14	1	1.05E-23

ENERGÍA TOTAL Fp1												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	590.9549	120.3732	537.5143	115.883	487.1892	117.0132	1	2.12E-06	1	4.73E-18	1	9.66E-07
MBSR005	2068.898	752.9213	1359.294	437.3575	1897.473	677.2571	1	1.86E-33	1	0.006399	1	3.65E-24
MBSR006	1096.116	245.9882	1152.065	340.208	1151.873	347.1473	1	0.021986	1	0.031447	0	0.991489
MBSR008	873.9961	426.4587	929.128	483.6447	878.388	431.6494	0	0.192843	0	0.120997	0	0.236254
MBSR009	498.0867	121.9751	450.5612	179.7995	608.8672	118.9856	1	1.17E-07	1	2.85E-26	1	3.34E-35
MBSR010	631.4316	226.6175	546.5049	187.9081	466.1811	150.0865	1	6.68E-08	1	5.29E-21	1	1.89E-08
MBSR012	1118.822	275.9126	904.2516	336.5347	664.3831	362.1348	1	2.46E-13	1	2.85E-38	1	1.24E-22
MBSR013	604.8022	191.2197	541.7416	375.5097	447.2521	367.0847	1	0.010392	1	7.15E-09	1	0.003173
MBSR014	790.0176	170.8838	715.0824	237.2949	958.5867	217.1713	1	6.80E-06	1	4.81E-22	1	5.37E-27
MBSR015	823.6566	268.4056	632.3425	245.888	625.5996	339.0149	1	4.64E-19	1	3.36E-20	0	0.755443
MBSR016	494.5951	151.4528	623.5937	189.5391	519.1198	149.1108	1	6.53E-20	1	0.018977	1	5.69E-12
MBSR017	424.7544	138.5581	423.6196	146.9625	1720.097	744.9948	0	0.966378	1	0	1	0
MBSR018	459.7188	131.023	627.5211	620.7274	550.6553	468.7548	1	6.74E-06	1	0.000342	0	0.108696
MBSR019	696.012	250.7038	759.0779	263.6538	692.363	258.283	1	4.25E-08	0	0.745213	1	3.24E-07
MBSR020	315.2783	144.7009	314.7189	187.3851	353.2355	258.1183	0	0.890581	1	0.005561	1	0.002376
MBSR021	729.3236	373.732	678.7672	301.1314	1191.673	580.3553	0	0.077255	1	3.97E-26	1	4.45E-31

ENERGÍA TOTAL F3												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	710.4074	149.0694	599.1087	118.7017	554.9994	126.7572	1	2.85E-18	1	8.46E-27	1	1.98E-05
MBSR005	1247.23	257.008	1121.095	241.0118	1264.221	297.6452	1	1.25E-09	0	0.589509	1	5.27E-10
MBSR006	1449.349	410.028	1695.93	588.444	1640.852	573.0649	1	6.00E-08	1	3.15E-06	0	0.255226
MBSR008	1166.803	559.5566	1376.102	696.908	1177.581	570.4138	1	8.13E-05	0	0.114138	1	0.000195
MBSR009	293.0238	72.48115	248.5175	136.8374	438.5576	149.6253	1	3.21E-17	1	4.62E-34	1	0
MBSR010	769.7213	248.2522	733.9564	261.4978	630.1535	202.2808	1	0.038667	1	8.66E-13	1	4.97E-08
MBSR012	826.6292	334.393	1065.584	396.4285	850.7922	428.7846	1	2.90E-15	0	0.436239	1	3.18E-13
MBSR013	746.0484	233.9624	597.5753	452.8321	520.6207	130.9234	1	1.17E-06	1	2.33E-34	1	0.008025
MBSR014	1100.122	217.8518	1002.571	235.845	1358.958	307.9476	1	2.51E-07	1	5.74E-25	1	4.04E-38
MBSR015	834.7092	230.4947	652.1519	202.5968	439.5284	205.4381	1	4.31E-19	1	0	1	2.24E-31
MBSR016	674.3563	205.809	866.6611	270.0177	737.2645	260.0978	1	3.29E-19	1	0.000418	1	9.61E-09
MBSR017	607.3162	180.1361	570.4229	212.4942	704.7572	225.117	1	0.024399	1	4.32E-09	1	3.54E-12
MBSR018	520.1293	147.6473	567.7421	250.1445	509.4635	139.376	1	0.001645	0	0.546693	1	0.000645
MBSR019	390.9571	129.3623	345.4325	65.61377	379.7928	100.423	1	7.18E-08	0	0.575361	1	1.44E-07
MBSR020	458.1152	168.5476	381.324	130.2511	330.1326	72.66094	1	1.79E-17	1	1.84E-28	1	2.70E-09
MBSR021	954.6982	488.4941	813.5001	383.2753	1407.257	717.7695	1	8.11E-05	1	4.40E-19	1	2.64E-30

ENERGÍA TOTAL F7												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	567.7142	125.1177	569.2227	329.5794	440.9052	124.7647	0	0.653726	1	2.16E-23	1	1.97E-08
MBSR005	986.4795	208.3681	867.9329	208.9404	1081.272	331.6616	1	3.21E-11	1	0.000688	1	2.91E-17
MBSR006	873.6114	242.9973	1116.491	327.3523	993.9409	404.6859	1	3.16E-21	1	2.17E-05	1	0.000182
MBSR008	613.0715	287.557	855.6162	473.264	623.7528	313.6957	1	8.69E-13	0	0.128991	1	1.34E-11
MBSR009	233.1791	45.34877	250.5598	142.7213	535.7458	175.6317	0	0.113487	1	0	1	0
MBSR010	605.508	192.3081	562.9852	193.3639	496.2123	168.5783	1	0.002667	1	1.33E-11	1	7.47E-06
MBSR012	390.5278	162.5671	642.9169	255.9752	620.2227	280.6211	1	1.05E-36	1	1.87E-30	0	0.279847
MBSR013	541.6464	177.7452	491.9962	118.0522	378.0168	98.36916	1	3.24E-05	1	1.04E-32	1	1.27E-28
MBSR014	755.0154	175.181	723.3746	206.8819	920.1398	242.3926	1	0.044012	1	1.21E-18	1	2.54E-20
MBSR015	714.9095	229.0016	532.6931	143.176	466.8856	220.273	1	1.08E-24	1	0	1	4.75E-06
MBSR016	405.5498	138.7351	514.6252	131.7867	353.4905	126.6055	1	1.08E-22	1	2.15E-07	1	2.60E-40
MBSR017	373.5478	120.8824	314.8739	99.87647	403.8923	112.8374	1	6.76E-16	1	0.000522	1	2.00E-21
MBSR018	513.0138	147.2375	578.1782	341.6646	480.0559	120.8821	1	0.002572	1	0.004473	1	4.95E-06
MBSR019	354.3725	127.0508	146.0759	37.73957	173.3409	42.85548	1	0	1	0	1	1.81E-21
MBSR020	319.1234	109.1731	287.0053	68.43183	305.6885	232.9799	1	6.47E-05	0	0.52094	0	0.167966
MBSR021	740.7764	326.4738	657.3906	256.4999	1132.052	511.7441	1	0.000488	1	9.28E-25	1	3.10E-36

**Cuarta variable: Dimensión fractal de Hoguchi**

DFH C3												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	1.267395	0.04286	1.233698	0.034941	1.259668	0.035057	1	1.06E-19	1	0.041885	1	6.02E-17
MBSR005	1.242351	0.029952	1.251072	0.043152	1.220951	0.030718	1	0.008117	1	5.27E-14	1	2.20E-18
MBSR006	1.153423	0.031582	1.186918	0.044142	1.184261	0.044826	1	1.34E-19	1	1.67E-18	0	0.469715
MBSR008	1.222009	0.064738	1.284695	0.07308	1.222393	0.064411	1	7.04E-30	0	0.271929	1	1.74E-29
MBSR009	1.365226	0.060728	1.376951	0.056094	1.336108	0.043048	1	0.001525	1	4.45E-08	1	2.32E-18
MBSR010	1.276944	0.042126	1.288845	0.050188	1.285988	0.040652	1	0.000692	1	0.008975	0	0.577535
MBSR012	1.313404	0.05883	1.280067	0.056594	1.272323	0.047249	1	8.15E-13	1	3.25E-22	0	0.056145
MBSR013	1.338473	0.048935	1.384927	0.061823	1.39313	0.092445	1	3.88E-21	1	7.61E-18	0	0.210928
MBSR014	1.261045	0.031863	1.297603	0.050902	1.256968	0.044832	1	4.08E-20	0	0.210753	1	1.21E-19
MBSR015	1.464692	0.111135	1.420548	0.088375	1.490041	0.087572	1	1.22E-07	1	0.000413	1	9.54E-25
MBSR016	1.250749	0.055817	1.267428	0.076175	1.249635	0.05168	1	0.00052	0	0.770397	1	0.001061
MBSR017	1.278121	0.068212	1.288473	0.067786	1.319998	0.074642	1	0.037591	1	1.43E-11	1	2.92E-07
MBSR018	1.328809	0.051326	1.359008	0.088654	1.314179	0.040136	1	8.27E-07	1	2.88E-05	1	2.27E-13
MBSR019	1.411017	0.056567	1.409729	0.055727	1.337946	0.047013	0	0.69798	1	4.19E-46	1	1.58E-44
MBSR020	1.377211	0.049645	1.461603	0.042755	1.44432	0.046912	1	3.94E-63	1	3.78E-42	1	3.10E-07
MBSR021	1.325475	0.091093	1.315135	0.088834	1.262149	0.079886	0	0.081257	1	2.17E-21	1	2.22E-15

DFH Fp1												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	1.261453	0.037738	1.252837	0.03485	1.28042	0.037926	1	0.003341	1	1.53E-08	1	2.28E-15
MBSR005	1.363713	0.066959	1.312515	0.04103	1.33964	0.059129	1	1.47E-24	1	7.90E-06	1	2.18E-10
MBSR006	1.230231	0.058792	1.195519	0.052689	1.237045	0.055729	1	5.77E-14	0	0.105519	1	7.84E-21
MBSR008	1.317172	0.063744	1.336443	0.080308	1.317143	0.063766	1	3.24E-05	0	0.920142	1	3.01E-05
MBSR009	1.529007	0.079526	1.560197	0.089567	1.518656	0.051863	1	1.75E-13	0	0.094452	1	6.49E-12
MBSR010	1.296982	0.048256	1.314028	0.066097	1.305908	0.046646	1	7.48E-05	1	0.02444	0	0.150819
MBSR012	1.546714	0.0672	1.385287	0.078699	1.336644	0.062326	1	7.57E-94	1	4.61E-99	1	5.03E-12
MBSR013	1.367476	0.080038	1.43366	0.053137	1.381856	0.066656	1	1.72E-32	1	0.007906	1	1.79E-20
MBSR014	1.306552	0.038143	1.353783	0.044172	1.309033	0.052592	1	1.06E-32	0	0.551551	1	2.04E-23
MBSR015	1.504946	0.093809	1.470108	0.078667	1.471661	0.066378	1	8.49E-06	1	2.59E-10	0	0.807032
MBSR016	1.407225	0.055687	1.345036	0.086388	1.377341	0.066376	1	7.20E-24	1	1.80E-10	1	1.46E-07
MBSR017	1.336724	0.056618	1.402617	0.095847	1.592202	0.038398	1	2.24E-23	1	4.19E-178	1	2.89E-98
MBSR018	1.365388	0.051384	1.386495	0.059004	1.366647	0.080438	1	5.53E-07	0	0.862997	1	0.000315
MBSR019	1.571609	0.069886	1.605341	0.046119	1.606326	0.056804	1	2.53E-22	1	2.85E-17	0	0.905974
MBSR020	1.425725	0.058212	1.525229	0.05527	1.488364	0.052554	1	1.14E-86	1	5.51E-37	1	2.07E-19
MBSR021	1.363013	0.112214	1.347873	0.111427	1.294052	0.113301	1	0.029747	1	1.92E-18	1	1.17E-14

DFH F3												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	1.259208	0.035527	1.233345	0.034516	1.269348	0.035457	1	9.10E-16	1	0.000688	1	6.84E-27
MBSR005	1.262236	0.033299	1.260927	0.037998	1.247099	0.035735	0	0.545231	1	3.77E-06	1	1.98E-05
MBSR006	1.200899	0.042184	1.182065	0.043337	1.189421	0.044815	1	4.46E-07	1	0.00109	1	0.04419
MBSR008	1.285557	0.060484	1.290132	0.073311	1.285053	0.061342	0	0.134472	0	0.138164	0	0.10836
MBSR009	1.376855	0.069137	1.376632	0.056313	1.360025	0.048281	0	0.882853	1	0.004479	1	0.000248
MBSR010	1.284577	0.0456	1.298825	0.053852	1.293335	0.041832	1	0.000142	1	0.015247	0	0.202002
MBSR012	1.341326	0.073937	1.297649	0.074874	1.274569	0.051692	1	2.47E-15	1	2.03E-39	1	2.11E-06
MBSR013	1.336273	0.05396	1.384686	0.043741	1.357088	0.04632	1	6.91E-27	1	1.16E-07	1	7.36E-13
MBSR014	1.274502	0.026574	1.306649	0.039303	1.276328	0.038762	1	1.59E-25	0	0.53828	1	1.30E-18
MBSR015	1.481666	0.097636	1.4561	0.079577	1.490723	0.086796	1	0.000537	0	0.23252	1	1.64E-08
MBSR016	1.283288	0.060274	1.346519	0.095435	1.319502	0.071655	1	7.97E-22	1	2.62E-10	1	0.000135
MBSR017	1.308982	0.056429	1.289256	0.064793	1.390969	0.05988	1	1.67E-06	1	1.11E-46	1	3.53E-55
MBSR018	1.338491	0.052633	1.357031	0.080359	1.321152	0.049079	1	0.000743	1	2.51E-06	1	4.67E-10
MBSR019	1.4855	0.088916	1.444948	0.040425	1.347204	0.046159	1	3.46E-11	1	1.18E-72	1	4.21E-78
MBSR020	1.435719	0.091734	1.550683	0.076833	1.474414	0.055704	1	3.22E-74	1	3.68E-10	1	9.02E-42
MBSR021	1.326402	0.09654	1.315215	0.105418	1.277316	0.092583	0	0.084104	1	4.14E-13	1	4.29E-08

DFH F7												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	1.289285	0.049949	1.258774	0.037874	1.302327	0.04747	1	9.72E-16	1	0.00064	1	5.04E-26
MBSR005	1.328577	0.041449	1.305211	0.043431	1.290374	0.037652	1	6.41E-12	1	8.16E-23	1	3.01E-05
MBSR006	1.248081	0.049065	1.280898	0.059289	1.250715	0.069416	1	1.68E-13	0	0.588344	1	1.66E-10
MBSR008	1.308988	0.061962	1.310319	0.076481	1.307768	0.06387	0	0.589234	1	0.024328	0	0.442728
MBSR009	1.43777	0.079102	1.552543	0.128966	1.589253	0.112849	1	4.49E-50	1	1.19E-56	1	1.58E-05
MBSR010	1.296455	0.046132	1.317981	0.064745	1.301704	0.055262	1	1.40E-06	0	0.202137	1	0.000647
MBSR012	1.306389	0.064225	1.298579	0.059068	1.288608	0.058891	0	0.100242	1	0.000266	1	0.042728
MBSR013	1.338057	0.050859	1.386268	0.044821	1.37296	0.058641	1	8.49E-30	1	1.32E-14	1	0.001619
MBSR014	1.298648	0.037256	1.332953	0.047531	1.301131	0.047776	1	1.56E-19	0	0.50568	1	2.03E-15
MBSR015	1.532825	0.090178	1.504279	0.075104	1.518177	0.079574	1	4.43E-05	1	0.004629	1	0.018439
MBSR016	1.346891	0.058679	1.38711	0.070086	1.356192	0.06744	1	1.93E-15	0	0.081208	1	5.27E-09
MBSR017	1.349923	0.06073	1.342831	0.061191	1.393045	0.063047	0	0.077149	1	5.44E-16	1	5.42E-20
MBSR018	1.34196	0.062359	1.376616	0.104837	1.325409	0.056924	1	1.30E-06	1	0.000177	1	2.86E-12
MBSR019	1.554836	0.092937	1.485447	0.045047	1.372852	0.043466	1	2.21E-22	1	1.20E-93	1	9.02E-91
MBSR020	1.425417	0.053097	1.543127	0.044677	1.482277	0.044621	1	1.45E-92	1	6.67E-32	1	4.46E-48
MBSR021	1.468878	0.119797	1.461127	0.096737	1.463744	0.119741	0	0.220366	0	0.475596	0	0.784328

**Variable 5: Autosimilitud de largo alcance**

AUTOSIMILITUD C3												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	0.402522	0.056738	0.403276	0.049695	0.405105	0.052108	0	0.545809	0	0.602799	0	0.997808
MBSR005	0.362401	0.051569	0.351342	0.053085	0.370179	0.05485	1	0.012551	0	0.132142	1	0.000113
MBSR006	0.353283	0.048171	0.352291	0.05749	0.359757	0.049984	0	0.802496	0	0.130105	0	0.11931
MBSR008	0.324829	0.054339	0.33379	0.051868	0.325867	0.054837	0	0.063609	0	0.129234	0	0.104647
MBSR009	0.355882	0.056686	0.361403	0.058681	0.382227	0.062065	0	0.255003	1	6.23E-08	1	1.41E-05
MBSR010	0.330834	0.055045	0.330639	0.059233	0.340488	0.060467	0	0.950594	0	0.055187	1	0.02709
MBSR012	0.346289	0.05947	0.344015	0.058509	0.33512	0.06066	0	0.634896	1	0.02447	0	0.090603
MBSR013	0.386918	0.068613	0.36624	0.063491	0.388516	0.064949	1	0.000124	0	0.811757	1	0.000114
MBSR014	0.328408	0.050943	0.31646	0.054416	0.329569	0.052382	1	0.010532	0	0.730062	1	0.003514
MBSR015	0.35982	0.056423	0.377136	0.054456	0.369894	0.063509	1	0.000516	1	0.034815	0	0.133453
MBSR016	0.369923	0.048061	0.3768	0.051537	0.355967	0.052288	0	0.102255	1	0.000715	1	4.44E-06
MBSR017	0.367936	0.05596	0.374519	0.058651	0.369343	0.057094	0	0.163352	0	0.728832	0	0.281192
MBSR018	0.339505	0.055832	0.359659	0.068313	0.35341	0.055748	1	0.000101	1	0.002066	0	0.20946
MBSR019	0.409628	0.053756	0.40936	0.055736	0.41521	0.05929	0	0.938657	0	0.241355	0	0.249658
MBSR020	0.35392	0.057398	0.350897	0.064373	0.355045	0.065779	0	0.570814	0	0.796353	0	0.442297
MBSR021	0.366933	0.054449	0.383842	0.06165	0.369806	0.050609	1	0.000376	0	0.478224	1	0.002855

AUTOSIMILITUD Fp1												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	0.427712	0.055144	0.418836	0.050237	0.4329	0.054811	0	0.088543	0	0.378391	1	0.003986
MBSR005	0.442985	0.068238	0.419937	0.066501	0.449603	0.066617	1	0.000112	0	0.319069	1	5.19E-07
MBSR006	0.366747	0.048733	0.36482	0.053059	0.375168	0.056721	0	0.650217	0	0.061354	1	0.022192
MBSR008	0.341359	0.061499	0.3377	0.060628	0.342717	0.061674	0	0.402013	1	0.034282	0	0.27203
MBSR009	0.343926	0.064819	0.302138	0.061996	0.360364	0.056764	1	4.88E-17	1	0.000998	1	1.15E-28
MBSR010	0.37973	0.067287	0.348406	0.057667	0.364393	0.060798	1	3.58E-08	1	0.004493	1	0.001476
MBSR012	0.288868	0.065182	0.34515	0.053438	0.351441	0.062735	1	2.38E-23	1	6.22E-24	0	0.154674
MBSR013	0.401409	0.070703	0.37828	0.057918	0.406108	0.060171	1	1.73E-05	0	0.582143	1	1.50E-07
MBSR014	0.350206	0.054825	0.338876	0.06222	0.348346	0.057992	1	0.026487	0	0.772783	0	0.082934
MBSR015	0.394163	0.067227	0.392863	0.066768	0.432632	0.064676	0	0.854319	1	1.61E-11	1	1.48E-11
MBSR016	0.3722	0.049308	0.384394	0.058457	0.369598	0.05292	1	0.007883	0	0.58064	1	0.00158
MBSR017	0.395683	0.056229	0.385014	0.061146	0.317142	0.054092	1	0.040934	1	8.12E-46	1	1.14E-35
MBSR018	0.353998	0.058156	0.379137	0.084786	0.359963	0.055978	1	3.92E-05	0	0.169347	1	0.00194
MBSR019	0.355882	0.06734	0.303943	0.063546	0.323603	0.073644	1	1.08E-25	1	9.57E-10	1	8.79E-05
MBSR020	0.367224	0.061208	0.372186	0.078584	0.392476	0.094645	0	0.382706	1	0.000271	1	0.00178
MBSR021	0.368175	0.058537	0.382477	0.068249	0.3643	0.062312	1	0.007306	0	0.479107	1	0.000461

AUTOSIMILITUD F3												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	0.416798	0.053362	0.404305	0.049391	0.419982	0.056406	1	0.027076	0	0.577106	1	0.004298
MBSR005	0.378591	0.05508	0.36921	0.056321	0.395684	0.058519	0	0.051795	1	0.001637	1	2.35E-07
MBSR006	0.366318	0.052453	0.362141	0.052896	0.370174	0.053443	0	0.382313	0	0.407222	0	0.083036
MBSR008	0.34157	0.055623	0.335195	0.052776	0.341784	0.055739	0	0.126721	0	0.674915	0	0.116902
MBSR009	0.363277	0.05608	0.360956	0.058215	0.387829	0.05904	0	0.631672	1	4.08E-07	1	1.69E-08
MBSR010	0.34731	0.053287	0.344655	0.057164	0.350985	0.061681	0	0.569354	0	0.461267	0	0.141845
MBSR012	0.347951	0.056367	0.356503	0.054504	0.348913	0.058297	0	0.076741	0	0.816579	0	0.128607
MBSR013	0.401316	0.066139	0.385662	0.059314	0.416241	0.060945	1	0.003401	1	0.007304	1	5.88E-09
MBSR014	0.341019	0.053111	0.332663	0.051912	0.339485	0.057372	0	0.062758	0	0.846136	0	0.140529
MBSR015	0.380046	0.054573	0.377026	0.055618	0.375419	0.062763	0	0.564507	0	0.350843	0	0.72836
MBSR016	0.376951	0.048566	0.381347	0.054494	0.356555	0.052781	0	0.296014	1	2.31E-06	1	3.34E-07
MBSR017	0.37968	0.055265	0.382496	0.056423	0.374904	0.055729	0	0.529682	0	0.337133	0	0.109608
MBSR018	0.350389	0.055305	0.371439	0.072562	0.365893	0.052727	1	7.61E-05	1	0.000383	0	0.284187
MBSR019	0.394532	0.057472	0.39978	0.054985	0.413286	0.063635	0	0.254117	1	0.000182	1	0.007839
MBSR020	0.348322	0.057153	0.337504	0.068826	0.369556	0.067559	1	0.035105	1	0.000102	1	2.00E-08
MBSR021	0.375507	0.055268	0.390736	0.059384	0.370284	0.055272	1	0.001385	0	0.293237	1	4.32E-05

AUTOSIMILITUD F7												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	0.422033	0.054756	0.411973	0.059459	0.425777	0.053213	0	0.101308	0	0.469419	1	0.010474
MBSR005	0.392581	0.060079	0.384355	0.061692	0.422364	0.066669	0	0.108534	1	5.63E-07	1	1.17E-10
MBSR006	0.365656	0.05256	0.373676	0.05406	0.36536	0.057759	0	0.080254	0	0.949115	0	0.071045
MBSR008	0.34883	0.055779	0.341663	0.053704	0.349307	0.055905	0	0.090913	0	0.226629	0	0.072662
MBSR009	0.352275	0.060714	0.310902	0.073976	0.325826	0.061392	1	1.75E-14	1	6.01E-07	1	0.003983
MBSR010	0.348409	0.053926	0.356347	0.054245	0.358242	0.059945	0	0.083954	1	0.042806	0	0.677609
MBSR012	0.354022	0.058759	0.353915	0.057028	0.351271	0.059462	0	0.995879	0	0.581625	0	0.696826
MBSR013	0.39893	0.065865	0.398811	0.054988	0.403381	0.060159	0	0.961656	0	0.456789	0	0.444993
MBSR014	0.346929	0.053766	0.345219	0.054947	0.349743	0.05561	0	0.765659	0	0.501648	0	0.312931
MBSR015	0.367577	0.061863	0.372387	0.059946	0.394758	0.068239	0	0.347781	1	1.47E-07	1	3.69E-05
MBSR016	0.377056	0.051812	0.377313	0.05801	0.351942	0.055509	0	0.924862	1	1.69E-08	1	4.46E-07
MBSR017	0.383021	0.052831	0.396974	0.054656	0.380187	0.05885	1	0.001887	0	0.564217	1	0.000628
MBSR018	0.347148	0.058486	0.373042	0.070542	0.361574	0.053871	1	4.67E-06	1	0.00111	1	0.032706
MBSR019	0.376368	0.056794	0.387971	0.051731	0.418645	0.058509	1	0.011608	1	1.37E-17	1	9.12E-10
MBSR020	0.362228	0.056947	0.355203	0.073516	0.394491	0.08051	0	0.22495	1	1.73E-07	1	3.63E-10
MBSR021	0.344114	0.058949	0.365916	0.059077	0.344186	0.060281	1	2.02E-05	0	0.921689	1	4.44E-05

**Variable 6: Coeficiente de correlación**

CORRELACIÓN C3-C4												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	0.762719	0.051002	0.979342	0.015348	0.769159	0.048811	1	0	0	0.123214	1	0
MBSR005	0.777926	0.052614	0.787181	0.055186	0.719644	0.067924	0	0.050432	1	1.03E-26	1	7.36E-33
MBSR006	0.856435	0.047166	0.848826	0.043508	0.810173	0.063469	1	0.041408	1	7.31E-20	1	1.49E-14
MBSR008	0.768154	0.071129	0.98972	0.032573	0.766159	0.069759	1	0	1	0.042094	1	0
MBSR009	0.874752	0.041487	0.984895	0.010088	0.812996	0.041282	1	0	1	0	1	0
MBSR010	0.697003	0.076553	0.636666	0.098758	0.629624	0.090141	1	3.52E-17	1	2.47E-20	0	0.729095
MBSR012	0.682522	0.089516	0.68064	0.084372	0.541218	0.158757	0	0.716464	1	1.10E-27	1	5.18E-29
MBSR013	0.57823	0.116938	0.540775	0.098868	0.540451	0.121278	1	6.20E-05	1	0.000174	0	0.951492
MBSR014	0.677123	0.055856	0.631808	0.06457	0.703199	0.053117	1	6.87E-17	1	7.03E-08	1	3.54E-36
MBSR015	0.861117	0.043556	0.944806	0.035586	0.9866	0.036801	1	0	1	0	1	1.12E-44
MBSR016	0.808833	0.048033	0.82886	0.054165	0.840419	0.046051	1	1.26E-06	1	9.58E-14	1	0.012553
MBSR017	0.642836	0.097153	0.65156	0.098964	0.724158	0.083833	0	0.244477	1	7.99E-24	1	2.66E-18
MBSR018	0.693247	0.061768	0.700629	0.085834	0.740169	0.052243	0	0.189307	1	2.44E-20	1	4.38E-10
MBSR019	0.856482	0.030847	0.854827	0.035164	0.865856	0.037289	0	0.382801	1	0.00258	1	0.000245
MBSR020	0.659936	0.083165	0.650625	0.079604	0.689832	0.080637	0	0.179429	1	5.25E-06	1	7.62E-10
MBSR021	0.891089	0.055459	0.827125	0.070355	0.806877	0.055397	1	6.10E-32	1	0	1	6.09E-05

CORRELACIÓN Fp1-Fp2												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	0.889649	0.029107	0.915208	0.020195	0.888405	0.026179	1	5.56E-23	0	0.468056	1	1.26E-29
MBSR005	0.907514	0.039053	0.888165	0.036033	0.940445	0.03489	1	1.70E-09	1	1.79E-21	1	1.12E-44
MBSR006	0.929476	0.051127	0.919507	0.029706	0.87457	0.044417	1	0.003	1	7.80E-37	1	4.58E-40
MBSR008	0.912686	0.032356	0.891008	0.035073	0.911003	0.032462	1	3.48E-15	1	0.019465	1	1.09E-12
MBSR009	0.518979	0.097648	0.446993	0.090545	0.520101	0.102026	1	1.01E-26	0	0.999187	1	5.77E-16
MBSR010	0.926074	0.02294	0.920247	0.072565	0.910947	0.034405	0	1.83E-01	1	1.95E-09	1	1.87E-07
MBSR012	0.533419	0.125235	0.824332	0.060378	0.875934	0.057555	1	0	1	0.00E+00	1	1.11E-18
MBSR013	0.818968	0.090486	0.759646	0.055433	0.853014	0.048855	1	1.54E-21	1	5.46E-07	1	0
MBSR014	0.902543	0.021684	0.868007	0.029185	0.887324	0.030813	1	1.24E-41	1	7.92E-11	1	7.27E-13
MBSR015	0.909792	0.031814	0.899152	0.028391	0.808237	0.061995	1	1.35E-05	1	0	1	0.00E+00
MBSR016	0.801992	0.054634	0.940472	0.018034	0.77257	0.059227	1	0.00E+00	1	3.01E-09	1	0
MBSR017	0.881429	0.02776	0.723264	0.092233	0.700288	0.038679	1	0	1	0.00E+00	1	1.49E-04
MBSR018	0.883771	0.025592	0.862513	0.053128	0.836364	0.049625	1	3.57E-10	1	1.53E-38	1	6.32E-10
MBSR019	0.514242	0.105826	0.531373	0.118193	0.522723	0.097859	1	0.00157	1	0.031911	0	0.169233
MBSR020	0.865984	0.060794	0.757601	0.104202	0.885234	0.103468	1	0	1	9.47E-04	1	0.00E+00
MBSR021	0.919295	0.065627	0.899926	0.113015	0.915803	0.109354	1	7.51E-04	0	0.5311	1	2.29E-04



CORRELACIÓN T7-T8												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	0.089105	0.097957	0.139806	0.118525	0.129376	0.107477	1	4.39E-06	1	1.44E-05	0	3.54E-01
MBSR005	0.301478	0.103461	0.319673	0.114218	0.256238	0.10584	1	2.60E-02	1	8.34E-07	1	1.09E-10
MBSR006	0.225762	0.129835	0.218689	0.131296	0.144363	0.132467	0	0.509277	1	1.16E-11	1	8.32E-11
MBSR008	0.187791	0.13322	0.347859	0.146311	0.1827	0.13677	1	1.47E-31	0	0.097545	1	1.22E-33
MBSR009	0.514149	0.120224	0.363876	0.130976	0.381073	0.101766	1	6.01E-30	1	1.32E-35	0	5.91E-02
MBSR010	0.258254	0.123639	0.147376	0.122541	0.142421	0.127362	1	2.66E-24	1	3.50E-23	0	8.47E-01
MBSR012	0.079051	0.115812	0.015385	0.117349	0.109285	0.129487	1	7.54E-10	1	4.37E-03	1	5.36E-17
MBSR013	0.030668	0.108228	0.03012	0.086619	-0.00049	0.09763	0	9.20E-01	1	7.41E-04	1	7.34E-05
MBSR014	0.083975	0.089941	0.026917	0.103678	0.029947	0.09985	1	3.45E-11	1	3.11E-10	0	6.80E-01
MBSR015	0.550123	0.134908	0.568512	0.114263	0.62039	0.122985	0	1.04E-01	1	4.32E-14	1	4.66E-07
MBSR016	0.230921	0.112165	0.284728	0.119735	0.240786	0.112566	1	1.17E-09	0	3.48E-01	1	3.87E-06
MBSR017	0.265197	0.125677	0.225713	0.13039	0.408758	0.125204	1	0.000152	1	2.19E-32	1	0.00E+00
MBSR018	-0.04467	0.155034	0.039488	0.186233	-0.08774	0.183238	1	3.37E-12	1	7.01E-05	1	8.56E-23
MBSR019	0.300036	0.082456	0.318947	0.075297	0.210698	0.074462	1	0.001343	1	7.53E-36	1	0
MBSR020	0.305471	0.088439	0.229842	0.072586	0.319264	0.077628	1	2.59E-28	1	4.10E-02	1	9.30E-38
MBSR021	0.259439	0.143338	0.196981	0.129171	0.141191	0.127466	1	1.61E-07	1	1.72E-24	1	8.77E-07

CORRELACIÓN O1-O2												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	0.750351	0.041347	0.843325	0.029531	0.774865	0.056454	1	0.00E+00	1	3.50E-08	1	1.56E-41
MBSR005	0.869588	0.041917	0.847269	0.053238	0.919144	0.025623	1	4.25E-08	1	6.87E-43	1	0.00E+00
MBSR006	0.950094	0.013417	0.898982	0.031535	0.877876	0.036323	1	0	1	0.00E+00	1	9.81E-12
MBSR008	0.857943	0.04602	0.753126	0.064699	0.856837	0.044655	1	0.00E+00	1	0.039438	1	0.00E+00
MBSR009	0.801607	0.038151	0.811958	0.032229	0.995634	0.001011	1	3.96E-04	1	0.00E+00	1	0.00E+00
MBSR010	0.851511	0.04196	0.792163	0.053575	0.836861	0.048977	1	1.01E-36	1	5.57E-05	1	7.89E-24
MBSR012	0.758957	0.089348	0.671158	0.090612	0.887753	0.086677	1	1.02E-25	1	4.95E-41	1	0.00E+00
MBSR013	0.774606	0.041062	0.745123	0.042927	0.925061	0.020893	1	1.19E-17	1	0.00E+00	1	0.00E+00
MBSR014	0.852838	0.034052	0.81236	0.04591	0.680197	0.050819	1	1.33E-27	1	0.00E+00	1	0.00E+00
MBSR015	0.89305	0.045317	0.894496	0.042947	0.951541	0.030961	0	7.20E-01	1	0.00E+00	1	0.00E+00
MBSR016	0.740947	0.084487	0.739341	0.079627	0.721132	0.083365	0	8.58E-01	1	8.18E-03	1	9.84E-03
MBSR017	0.704259	0.077334	0.774936	0.059486	0.832498	0.047434	1	7.91E-33	1	0.00E+00	1	2.65E-30
MBSR018	0.883089	0.037807	0.788012	0.048514	0.937027	0.027044	1	0.00E+00	1	0.00E+00	1	0.00E+00
MBSR019	0.860196	0.036075	0.847878	0.040799	0.821021	0.059697	1	0.000224	1	4.87E-19	1	6.84E-10
MBSR020	0.827302	0.035807	0.784118	0.052699	0.84637	0.038635	1	9.85E-27	1	8.62E-09	1	0.00E+00
MBSR021	0.787911	0.061703	0.974399	0.045477	0.930839	0.034954	1	0.00E+00	1	0.00E+00	1	0.00E+00

**Variable 7: Diferencia entre señales**

DIFERENCIA C3-C4												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	4.509148	0.667426	1.174875	0.303952	3.879521	0.453102	1	0	1	1.12E-25	1	0
MBSR005	5.423709	0.795619	5.237933	0.670892	6.343035	0.84781	1	0.003697	1	2.17E-31	1	2.80E-45
MBSR006	6.880929	1.378184	5.741772	0.812488	6.382035	1.35467	1	3.96E-28	1	2.58E-05	1	1.80E-11
MBSR008	6.580582	1.676973	1.003838	1.080809	6.58849	1.683069	1	0	0	0.555521	1	0
MBSR009	2.236169	0.508295	0.670125	0.365358	3.103898	0.616371	1	0	1	0	1	0
MBSR010	5.4514	0.969483	5.77943	1.339499	5.509102	1.141848	1	0.000642	0	0.471734	1	0.001099
MBSR012	5.550726	1.220252	6.356288	1.337266	6.88734	2.431392	1	5.27E-13	1	6.63E-18	1	0.000415
MBSR013	5.548547	1.220631	5.290616	0.936728	5.360588	1.125691	1	0.002473	1	0.045575	0	0.434298
MBSR014	6.788555	0.818405	6.59686	1.063301	6.904395	0.963791	1	0.013228	0	0.099478	1	0.00046
MBSR015	3.600565	0.557507	2.121863	0.477966	0.743101	0.68401	1	0	1	0	1	0
MBSR016	4.020165	0.614247	4.031739	0.744225	4.063739	0.681854	0	0.677785	0	0.176169	0	0.566422
MBSR017	5.829701	1.283252	4.875635	1.049738	5.104526	1.150244	1	3.16E-22	1	1.30E-11	1	0.015885
MBSR018	4.192574	0.555355	4.187547	0.707932	3.807018	0.589082	0	0.894542	1	3.20E-14	1	6.61E-11
MBSR019	2.25627	0.517089	2.631223	0.325747	2.57938	0.412366	1	7.52E-42	1	3.57E-30	0	0.114969
MBSR020	3.706704	0.709577	3.225701	0.453795	3.24273	0.474569	1	7.20E-22	1	1.35E-20	0	0.496443
MBSR021	3.339485	0.832771	3.904049	0.957932	5.277537	1.42461	1	4.84E-15	1	0	1	5.41E-36

DIFERENCIA Fp1-Fp2												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	2.703986	0.266312	2.270675	0.243655	2.462914	0.235862	1	2.80E-45	1	1.95E-20	1	4.43E-14
MBSR005	4.49476	0.719288	4.05233	0.481935	3.429782	0.822028	1	1.13E-16	1	2.35E-40	1	6.47E-22
MBSR006	2.893771	0.904177	3.194251	0.336123	3.920118	0.387781	1	6.39E-08	1	0.00E+00	1	0.00E+00
MBSR008	2.906254	0.428951	3.25315	0.778506	2.944148	0.468316	1	1.06E-10	1	0.013455	1	1.68E-08
MBSR009	5.098187	0.79735	6.379158	1.421637	5.518458	0.81209	1	0.00E+00	1	3.25E-09	1	1.71E-14
MBSR010	2.232199	0.210886	2.145763	0.717055	2.111995	0.304947	1	4.58E-02	1	3.26E-07	0	3.33E-01
MBSR012	7.389859	1.209051	4.1082	0.692146	2.996386	1.276081	1	0	1	0.00E+00	1	4.04E-37
MBSR013	3.449729	1.03361	3.789413	0.804993	2.694171	0.829237	1	7.00E-06	1	6.42E-19	1	1.12E-43
MBSR014	2.95432	0.27134	3.227506	0.339205	3.516594	0.524236	1	1.35E-21	1	3.56E-43	1	2.74E-12
MBSR015	2.823423	0.312663	2.62238	0.379408	3.495481	0.353064	1	6.78E-12	1	0	1	0.00E+00
MBSR016	3.257591	0.386468	2.051637	0.275464	3.735524	0.302429	1	0.00E+00	1	0.00E+00	1	0
MBSR017	2.377925	0.274263	3.652465	0.689111	7.323873	0.964786	1	0	1	0.00E+00	1	0.00E+00
MBSR018	2.440507	0.274046	2.718931	0.484014	3.102042	1.504741	1	1.37E-15	1	5.38E-14	1	4.63E-05
MBSR019	5.585272	1.307124	5.860148	1.391796	5.605054	1.268958	1	4.18E-06	0	0.99619	1	5.93E-06
MBSR020	2.129847	0.626922	2.887556	1.164147	2.028762	1.315589	1	1.38E-31	0	1.65E-01	1	7.38E-40
MBSR021	2.35916	0.701725	2.481339	1.179412	2.941921	1.202433	0	6.31E-02	1	4.39E-15	1	1.77E-15

DIFERENCIA T7-T8												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	8.164329	1.890697	6.432735	1.012502	6.393609	1.372066	1	4.38E-24	1	9.79E-26	0	5.52E-01
MBSR005	7.06742	0.881105	7.422036	1.275587	7.46335	0.980465	1	5.30E-04	1	2.48E-06	0	6.54E-01
MBSR006	8.115624	1.282652	7.816364	1.333528	8.472399	1.670741	1	0.004628	1	4.15E-03	1	3.25E-07
MBSR008	6.537391	1.554108	6.893618	1.889961	6.587665	1.642324	1	1.75E-02	0	0.184515	1	4.62E-02
MBSR009	3.586295	0.732827	3.792656	1.04917	4.587213	0.918737	1	6.80E-03	1	1.33E-35	1	1.20E-24
MBSR010	6.140224	1.054091	6.027732	1.097631	5.89736	1.101543	0	1.48E-01	1	9.67E-03	0	1.10E-01
MBSR012	6.136507	1.196949	7.488529	1.310521	6.988512	2.240454	1	4.86E-31	1	6.33E-11	1	6.97E-04
MBSR013	5.924733	0.962933	5.865943	0.860135	5.163342	0.788061	0	4.08E-01	1	4.10E-20	1	4.43E-20
MBSR014	7.633978	0.935679	8.034302	1.585176	7.944212	1.015927	1	1.37E-04	1	2.38E-04	0	3.91E-01
MBSR015	5.422658	0.587142	4.643616	0.520106	3.938996	0.752563	1	0.00E+00	1	0.00E+00	1	4.25E-34
MBSR016	5.416491	0.716533	5.538471	0.682706	5.80247	0.998629	1	1.62E-02	1	1.18E-08	1	1.20E-04
MBSR017	5.272098	0.970327	4.619585	0.744215	5.405839	0.863767	1	1.33E-18	0	5.81E-02	1	2.23E-27
MBSR018	8.761715	1.863705	8.454123	3.606513	7.54811	1.403836	0	2.04E-01	1	1.33E-17	1	1.60E-05
MBSR019	5.373437	0.886502	4.743387	0.472495	4.503483	0.410426	1	7.43E-24	1	2.23E-41	1	1.64E-11
MBSR020	4.587393	0.737741	5.615907	0.997722	4.825285	0.544716	1	0.00E+00	1	9.58E-06	1	5.04E-26
MBSR021	6.461196	1.520155	6.597662	1.381396	8.332349	2.17445	0	2.36E-01	1	6.35E-29	1	2.56E-24

DIFERENCIA O1-O2												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	5.779188	0.809558	3.486454	0.589512	4.872285	0.698337	1	0.00E+00	1	3.98E-38	1	0.00E+00
MBSR005	4.666515	0.741273	6.115337	1.10827	3.811616	0.632425	1	0.00E+00	1	1.05E-33	1	0.00E+00
MBSR006	4.783497	0.535809	5.885836	0.98189	7.148468	1.23955	1	3.08E-44	1	0.00E+00	1	2.67E-36
MBSR008	3.761725	0.916947	5.727682	1.060589	3.814488	1.012941	1	0.00E+00	1	0.012819	1	0.00E+00
MBSR009	2.860183	0.447431	2.434858	0.395901	0.434657	0.019053	1	1.13E-35	1	0.00E+00	1	0.00E+00
MBSR010	5.194453	1.116474	4.933264	0.881074	4.628785	1.05891	1	1.06E-03	1	3.22E-10	1	1.95E-05
MBSR012	4.741393	1.847551	5.153375	1.320029	3.235878	1.923322	1	5.48E-04	1	7.35E-14	1	8.06E-26
MBSR013	3.847187	0.825949	3.576974	0.480412	1.781621	0.296815	1	5.81E-07	1	0.00E+00	1	0.00E+00
MBSR014	4.008039	0.435166	4.464462	0.684905	5.720555	0.597374	1	1.00E-19	1	0.00E+00	1	0.00E+00
MBSR015	3.257428	0.515856	3.013259	0.47735	1.377535	0.46108	1	8.12E-09	1	0.00E+00	1	0.00E+00
MBSR016	5.536517	1.055626	4.598826	0.750858	6.491843	1.168508	1	7.04E-34	1	2.60E-24	1	0.00E+00
MBSR017	4.281675	0.600863	3.082512	0.483473	3.983221	0.567322	1	0.00E+00	1	5.61E-09	1	0.00E+00
MBSR018	2.483814	0.508579	3.924013	1.501486	1.879926	0.627162	1	1.25E-35	1	1.12E-44	1	0.00E+00
MBSR019	2.796929	0.595394	3.440352	0.909471	3.650205	0.982284	1	1.37E-22	1	5.79E-29	1	5.40E-03
MBSR020	2.399363	0.390759	2.763496	0.581541	2.339063	0.566255	1	2.66E-21	0	2.14E-01	1	3.98E-18
MBSR021	4.461974	1.586186	1.164596	0.538753	2.769282	0.631124	1	0.00E+00	1	1.68E-44	1	0.00E+00

**Variable 8: Coherencia**

COHERENCIA C3-C4												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	0.806443	0.07618	0.984389	0.025457	0.809186	0.07906	1	0	0	6.29E-01	1	0
MBSR005	0.830899	0.07013	0.827556	0.069643	0.813787	0.080586	0	0.657096	1	9.24E-03	1	2.94E-02
MBSR006	0.893028	0.040867	0.856229	0.051183	0.854646	0.056528	1	1.77E-19	1	9.08E-17	0	8.17E-01
MBSR008	0.804135	0.074394	0.990773	0.029942	0.802494	0.07333	1	0	0	0.067876	1	0
MBSR009	0.914458	0.038971	0.989731	0.005435	0.841257	0.060714	1	0	1	0	1	0
MBSR010	0.768774	0.084396	0.718339	0.113916	0.738942	0.089202	1	1.16E-08	1	4.27E-05	1	0.00472
MBSR012	0.801956	0.079475	0.780495	0.087269	0.710932	0.101635	1	1.64E-03	1	2.47E-26	1	2.88E-16
MBSR013	0.72882	0.106658	0.725824	0.102666	0.747539	0.102457	0	0.788503	1	0.031397	1	0.014447
MBSR014	0.775503	0.078251	0.718339	0.100408	0.771798	0.080682	1	7.70E-13	0	0.625584	1	8.40E-11
MBSR015	0.839429	0.056951	0.942598	0.032063	0.988552	0.033998	1	0	1	0	1	0
MBSR016	0.778296	0.07751	0.821205	0.066903	0.826804	0.066834	1	2.47E-11	1	2.07E-13	0	0.336672
MBSR017	0.709749	0.097801	0.746592	0.092537	0.792075	0.088898	1	4.77E-06	1	1.01E-23	1	8.54E-09
MBSR018	0.73822	0.089595	0.755884	0.112159	0.787328	0.079652	1	0.033308	1	3.39E-11	1	1.52E-04
MBSR019	0.889122	0.047059	0.865252	0.055283	0.906689	0.040914	1	3.24E-08	1	5.21E-06	1	6.66E-21
MBSR020	0.703049	0.109399	0.718573	0.105117	0.688311	0.118304	0	7.23E-02	0	1.40E-01	1	0.001389
MBSR021	0.917597	0.053778	0.879623	0.067961	0.83857	0.072388	1	1.02E-14	1	1.64E-35	1	1.06E-12

COHERENCIA Fp1-Fp2												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	0.85777	0.066159	0.893644	0.045245	0.859196	0.062702	1	1.22E-10	0	9.36E-01	1	1.48E-10
MBSR005	0.88902	0.077624	0.83051	0.105034	0.938008	0.057508	1	8.32E-12	1	2.42E-15	1	1.47E-35
MBSR006	0.922443	0.036011	0.86608	0.062275	0.809319	0.095237	1	9.26E-32	1	0.00E+00	1	7.65E-17
MBSR008	0.889161	0.059892	0.867422	0.067417	0.886882	0.060192	1	5.06E-05	1	0.022551	1	2.98E-04
MBSR009	0.505462	0.13962	0.497274	0.144966	0.625573	0.154352	0	4.13E-01	1	2.66E-18	1	6.70E-27
MBSR010	0.9119	0.051552	0.901352	0.060502	0.89352	0.056064	1	3.19E-02	1	9.24E-05	1	1.11E-02
MBSR012	0.805484	0.090978	0.919821	0.033931	0.894666	0.051016	1	0	1	1.03E-34	1	7.08E-11
MBSR013	0.853302	0.062391	0.758241	0.095029	0.854341	0.05493	1	1.07E-34	0	8.82E-01	1	1.97E-34
MBSR014	0.882859	0.054227	0.840496	0.068798	0.875311	0.051299	1	1.23E-14	0	7.98E-02	1	1.37E-11
MBSR015	0.847824	0.06749	0.855155	0.064664	0.758685	0.113238	0	1.77E-01	1	2.78E-25	1	5.92E-30
MBSR016	0.774454	0.084775	0.923967	0.034385	0.714181	0.107909	1	0.00E+00	1	8.34E-12	1	0
MBSR017	0.859971	0.057715	0.724662	0.120143	0.731258	0.105094	1	0	1	0.00E+00	0	4.59E-01
MBSR018	0.842942	0.063691	0.832308	0.095125	0.801154	0.083859	0	1.11E-01	1	1.19E-10	1	2.85E-05
MBSR019	0.63966	0.109854	0.767945	0.084906	0.747863	0.097845	1	1.24E-40	1	9.24E-29	1	6.56E-03
MBSR020	0.838378	0.075294	0.748632	0.117799	0.876793	0.081241	1	5.50E-24	1	1.84E-08	1	1.60E-39
MBSR021	0.919377	0.050438	0.918644	0.06691	0.922641	0.063977	0	8.80E-01	0	3.46E-01	0	3.66E-01

COHERENCIA T7-T8												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	0.283334	0.125624	0.326502	0.132549	0.314577	0.12944	1	6.25E-04	1	9.94E-03	0	3.37E-01
MBSR005	0.402804	0.162251	0.443946	0.147326	0.41946	0.158836	1	2.99E-03	0	1.74E-01	0	7.02E-02
MBSR006	0.336547	0.134849	0.339909	0.139945	0.293807	0.126676	0	0.868375	1	2.26E-04	1	1.20E-04
MBSR008	0.285522	0.134797	0.404239	0.161198	0.284789	0.135216	1	5.20E-18	0	0.758706	1	2.02E-18
MBSR009	0.619489	0.174345	0.464844	0.153905	0.497537	0.135976	1	2.67E-20	1	2.22E-17	1	4.40E-03
MBSR010	0.388773	0.1477	0.267232	0.132647	0.332102	0.137593	1	1.82E-21	1	7.14E-07	1	8.58E-09
MBSR012	0.291495	0.125445	0.256411	0.120089	0.313225	0.134598	1	6.20E-04	1	4.25E-02	1	3.57E-07
MBSR013	0.250991	0.116216	0.259776	0.119856	0.249696	0.110508	0	3.84E-01	0	9.61E-01	0	3.43E-01
MBSR014	0.295232	0.139369	0.246834	0.119147	0.262101	0.116578	1	2.30E-05	1	3.04E-03	0	1.07E-01
MBSR015	0.420544	0.148271	0.48668	0.145977	0.586813	0.134259	1	7.14E-08	1	1.83E-37	1	7.10E-16
MBSR016	0.301511	0.124533	0.360211	0.137122	0.315831	0.139407	1	2.51E-07	0	2.06E-01	1	2.12E-04
MBSR017	0.293678	0.129984	0.295258	0.131217	0.38987	0.158466	0	8.48E-01	1	6.92E-15	1	8.60E-14
MBSR018	0.246214	0.113414	0.322926	0.189357	0.288212	0.138123	1	3.06E-09	1	3.46E-05	1	1.27E-02
MBSR019	0.430309	0.136752	0.369707	0.143601	0.359371	0.141312	1	2.10E-07	1	9.59E-10	0	3.97E-01
MBSR020	0.335796	0.140736	0.293349	0.126818	0.361118	0.151631	1	1.84E-04	1	4.34E-02	1	1.61E-08
MBSR021	0.371845	0.145815	0.338242	0.142648	0.316561	0.129902	1	6.71E-03	1	1.50E-06	0	5.46E-02

COHERENCIA O1-O2												
Sujeto	Visita 1		Visita 2		Visita 3		V1-V2		V1-V3		V2-V3	
	$\mu$	s	$\mu$	s	$\mu$	s	h	p	h	p	h	p
MBSR003	0.814068	0.075815	0.937143	0.029901	0.870246	0.05187	1	0.00E+00	1	3.35E-20	1	0.00E+00
MBSR005	0.861678	0.057332	0.836769	0.061742	0.923445	0.032412	1	4.20E-06	1	3.35E-37	1	0.00E+00
MBSR006	0.954859	0.016438	0.89595	0.040036	0.876324	0.051829	1	0.00E+00	1	0.00E+00	1	1.87E-06
MBSR008	0.868971	0.061777	0.783552	0.095524	0.867937	0.060879	1	6.56E-30	1	0.02636	1	3.36E-29
MBSR009	0.864387	0.067492	0.853895	0.058668	0.99761	0.001173	1	3.40E-02	1	0.00E+00	1	0.00E+00
MBSR010	0.868867	0.050487	0.822751	0.073781	0.874245	0.053794	1	6.99E-16	0	1.97E-01	1	5.23E-19
MBSR012	0.815185	0.08453	0.772565	0.089666	0.915455	0.071971	1	3.76E-09	1	3.27E-32	1	0.00E+00
MBSR013	0.879163	0.052693	0.84409	0.064106	0.954221	0.02035	1	4.51E-13	1	0.00E+00	1	0.00E+00
MBSR014	0.898521	0.043496	0.832339	0.065796	0.739171	0.090606	1	3.34E-37	1	0.00E+00	1	2.67E-34
MBSR015	0.907139	0.040134	0.889158	0.049288	0.933511	0.031666	1	2.02E-06	1	1.04E-15	1	2.21E-32
MBSR016	0.795725	0.073311	0.794419	0.078486	0.788538	0.080378	0	8.95E-01	0	3.18E-01	0	3.79E-01
MBSR017	0.781749	0.084465	0.84393	0.06794	0.850369	0.070326	1	2.03E-20	1	6.53E-25	0	2.45E-01
MBSR018	0.931747	0.033004	0.87645	0.059181	0.949831	0.039196	1	8.44E-34	1	3.60E-10	1	0.00E+00
MBSR019	0.885965	0.050795	0.86021	0.05434	0.843969	0.069675	1	1.24E-08	1	2.07E-14	1	2.71E-03
MBSR020	0.816196	0.067337	0.772212	0.085413	0.840817	0.07083	1	5.38E-11	1	2.16E-05	1	9.85E-21
MBSR021	0.785904	0.092078	0.973135	0.058165	0.940038	0.039293	1	0.00E+00	1	0.00E+00	1	5.00E-19