



UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

E.T.S.I. TELECOMUNICACIÓN

TRABAJO FIN DE GRADO

GRADO EN INGENIERÍA DE TELECOMUNICACIÓN CON MENCIÓN EN  
SISTEMAS DE TELECOMUNICACIÓN

**Análisis de la actividad EEG durante una  
sesión de estimulación multisensorial en una  
sala Snoezelen**

Autor:

**D. Carlos Javier Bless Sastre**

Tutor:

**D. Carlos Gómez Peña**

Valladolid,

**TÍTULO:** **Análisis de la actividad EEG durante una sesión de estimulación multisensorial en una sala Snoezelen**

**AUTOR:** **D. Carlos Javier Bless Sastre**

**TUTOR:** **D. Carlos Gómez Peña**

**DEPARTAMENTO:** **Departamento de Teoría de la Señal y Comunicaciones e Ingeniería Telemática**

---

**TRIBUNAL**

---

**PRESIDENTE:** **Dña. María García Gadañón**

**VOCAL:** **D. Jesús Poza Crespo**

**SECRETARIO** **D. Carlos Gómez Peña**

**SUPLENTE** **D. Roberto Hornero Sánchez**

**SUPLENTE** **D. Miguel López-Coronado**

---

**FECHA:**

**CALIFICACIÓN:**



## **AGRADECIMIENTOS**

---

Quiero agradecer la paciencia que ha tenido mi madre durante todos estos años y el riñón que le ha costado la carrera, que espero poder devolvérselo algún día.

## RESUMEN

---

El objetivo de este Trabajo de Fin de Grado es analizar los cambios en la actividad cerebral de sujetos con daño cerebral, durante una sesión de terapia multisensorial Snoezelen®. A pesar de la amplia utilización de la terapia Snoezelen®, pocos estudios han analizado de forma cuantitativa sus efectos. En este estudio, se ha contado con tres grupos de 18 sujetos cada uno: sujetos que sufrían Traumatismo Craneoencefálico, sujetos con Parálisis Cerebral y sujetos de control. La actividad electroencefalográfica (EEG) de cada sujeto se analizó antes, durante y tras la terapia Snoezelen® con parámetros espectrales, métodos no lineales, medidas de conectividad y parámetros derivados de la teoría de grafos. Nuestros resultados muestran cambios estadísticamente significativos entre la actividad cerebral antes de comenzar la terapia, durante y después de la intervención Snoezelen®. Algunos de los cambios más significativos han sido la disminución de los valores medios de la señal, una reducción de la complejidad y de la irregularidad de la señal EEG, así como un mayor equilibrio entre las regiones especializadas del cerebro. Estos cambios podrían ser debidos a la relajación que experimentan los sujetos participando en la terapia.

## **ABSTRACT**

---

The aim of this Final Work Project is the analysis of the changes in the brain activity of brain-injured subjects during a multisensory session in a Snoezelen® room. Despite the wide use of the Snoezelen® therapy, just a few studies have analyzed its effects in a quantitative way. In this study, three groups have been analyzed, each one with 18 subjects: Traumatic Brain Injury group, Cerebral Palsy group and control group. The electroencephalographic activity (EEG) of each subject was analyzed before, during and after the Snoezelen® therapy with spectral parameters, non-linear methods, connectivity measures and graph theory parameters. Our results showed statistically significant changes in the cerebral activity before, during and after the Snoezelen® therapy. The most significant changes have been the decreasing of the median values of the signal, the reduction in the complexity and irregularity of the EEG signal, as well as a greater balance in the specialized regions of the brain. These changes could be due to the relaxation of the subjects that participate in the multisensory session.

# ÍNDICE GENERAL

---

<b>CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>2</b>
1.1. Introducción al procesado de señales biomédicas.....	3
1.2. Hipótesis.....	4
1.3. Objetivos.....	4
1.4. Metodología.....	4
1.5. Descripción de la memoria.....	6
<b>CAPÍTULO 2. DAÑO CEREBRAL.....</b>	<b>8</b>
2.1. Introducción.....	9
2.2. Traumatismo Craneoencefálico (TCE).....	9
2.2.1. Clasificación del TCE.....	9
2.2.2. Tipos de lesiones.....	10
2.2.3. Diagnóstico.....	11
2.2.4. Tratamiento.....	12
2.3. Parálisis Cerebral (PC).....	12
2.3.1. Síntomas.....	13
2.3.2. Tipos de PC.....	13
2.3.3. Diagnóstico.....	14
2.3.4. Tratamiento.....	15
<b>CAPÍTULO 3. TERAPIA MULTI-SENSORIAL SNOEZELEN®.....</b>	<b>16</b>
3.1. Introducción.....	17
3.2. Concepto Snoezelen®.....	17
3.3. Entornos Snoezelen®. Tipos y características.....	18
3.3.1. Tipos de salas.....	18
3.3.2. Materiales.....	19

<b>CAPÍTULO 4. ELECTROENCEFALOGRAFÍA.....</b>	<b>22</b>
4.1. Introducción.....	23
4.2. Captación del EEG.....	23
4.3. Ondas EEG.....	24
<b>CAPÍTULO 5. SUJETOS Y SEÑALES.....</b>	<b>26</b>
5.1. Datos sociodemográficos.....	27
5.2. Características de los registros EEG.....	30
<b>CAPÍTULO 6. MÉTODOS APLICADOS.....</b>	<b>32</b>
6.1. Métodos espectrales.....	33
6.1.1. Frecuencia Mediana.....	33
6.1.2. Frecuencia Alfa Individual .....	33
6.2. Medidas no lineales.....	33
6.2.1. Complejidad de Lempel-Ziv.....	33
6.2.2. Entropía Muestral.....	34
6.3. Medidas de conectividad.....	35
6.3.1. Coherencia.....	36
6.3.2. <i>Phase Lag Index</i> .....	36
6.4. Medidas de red.....	36
6.4.1. Longitud de Camino.....	36
6.4.2. Coeficiente de Agrupamiento.....	37
<b>CAPÍTULO 7. RESULTADOS.....</b>	<b>38</b>
7.1. Introducción.....	39
7.2. Métodos espectrales.....	40
7.2.1. Frecuencia Mediana.....	40
7.2.2. Frecuencia Alfa Individual.....	42
7.3. Medidas no lineales.....	45
7.3.1. Complejidad de Lempel-Ziv.....	45

7.3.2. Entropía Muestral.....	48
7.4. Medidas de conectividad.....	51
7.4.1. Coherencia.....	51
7.4.2. <i>Phase Lag Index</i> .....	53
7.5. Medidas de red.....	56
7.5.1. Longitud de Camino.....	56
7.5.2. Coeficiente de Agrupamiento.....	59
7.6. Resumen.....	62
<b>CAPÍTULO 8. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES.....</b>	<b>64</b>
8.1. Introducción.....	65
8.2. Discusión y conclusiones.....	65
8.4. Líneas futuras de investigación.....	67

## ÍNDICE DE FIGURAS

---

<b>Figura 1.</b> Clasificación de fuerzas que provocan TCE (Yus, 2000).....	11
<b>Figura 2.</b> Sala blanca Snoezelen® (Matesanz, 2009).....	18
<b>Figura 3.</b> Sala negra Snoezelen® (Huertas, 2009).....	19
<b>Figura 4.</b> Sala aventura Snoezelen® (Huertas, 2009).....	19
<b>Figura 5.</b> Ejemplo de casco de malla con electrodos ya colocados.....	23
<b>Figura 6.</b> Esquema de la distribución de los electrodos en el Sistema Internacional de Registro 10-20.....	24
<b>Figura 7.</b> Densidad espectral de potencia de una señal EEG con sus diferentes componentes frecuenciales (van Albada et al. 2013).....	25
<b>Figura 8.</b> Distribución espacial de los sensores EEG para el sistema internacional 10-20.....	30
<b>Figura 9.</b> Evolución de los valores de frecuencia mediana (FM) a lo largo de la sesión Snoezelen® para cada uno de los grupos. La línea continua refleja el valor medio, mientras que el sombreado indica la desviación estándar.....	40
<b>Figura 10.</b> Distribución de los valores de Frecuencia Mediana (FM) para los grupos (a) TCE, (b) PC, y (c) control, para cada una de las fases y (d) comparación entre los diferentes grupos. Las líneas negras indican las diferencias estadísticamente significativas para comparaciones (a,b,c) intra-grupo e (d) inter-grupo.....	41
<b>Figura 11.</b> Evolución de los valores de Frecuencia Alfa Individual (IAF) a lo largo de la sesión Snoezelen® para cada uno de los grupos. La línea continua refleja el valor medio, mientras que el sombreado indica la desviación estándar.....	42
<b>Figura 12.</b> Distribución de los valores de Frecuencia Alfa Individual (IAF) para los grupos (a) TCE, (b) PC, y (c) control, para cada una de las fases y (d) comparación entre los diferentes grupos. Las líneas negras indican las diferencias	

estadísticamente significativas para comparaciones (a,b,c) intra-grupo e (d) inter-grupo.....44

**Figura 13.** Evolución de los valores de complejidad de Lempel-Ziv (LZC) a lo largo de la sesión Snoezelen® para cada uno de los grupos. La línea continua refleja el valor medio, mientras que el sombreado indica la desviación estándar.....45

**Figura 14.** Distribución de los valores de la Complejidad de Lempel-Ziv (LZC) para los grupos (a) TCE, (b) PC, y (c) control, para cada una de las fases y (d) comparación entre los diferentes grupos. Las líneas negras indican las diferencias estadísticamente significativas para comparaciones (a,b,c) intra-grupo e (d) inter-grupo.....47

**Figura 15.** Evolución de los valores de Entropía Muestral (SampEn) a lo largo de la sesión Snoezelen® para cada uno de los grupos. La línea continua refleja el valor medio, mientras que el sombreado indica la desviación estándar.....48

**Figura 16.** Distribución de los valores de Entropía Muestral (SampEn) para los grupos (a) TCE, (b) PC, y (c) control, para cada una de las fases y (d) comparación entre los diferentes grupos. Las líneas negras indican las diferencias estadísticamente significativas para comparaciones (a,b,c) intra-grupo e (d) inter-grupo.....50

**Figura 17.** Evolución de los valores coherencia a lo largo de la sesión Snoezelen® para cada uno de los grupos. La línea continua refleja el valor medio, mientras que el sombreado indica la desviación estándar.....51

**Figura 18.** Distribución de los valores de Coherencia para los grupos (a) TCE, (b) PC, y (c) control, para cada una de las fases y (d) comparación entre los diferentes grupos. Las líneas negras indican las diferencias estadísticamente significativas para comparaciones (a,b,c) intra-grupo e (d) inter-grupo.....52

**Figura 19.** Evolución de los valores de *Phase Lag Index* (PLI) a lo largo de la sesión Snoezelen® para cada uno de los grupos. La línea continua refleja el valor medio, mientras que el sombreado indica la desviación estándar.....53

**Figura 20.** Distribución de los valores de *Phase Lag Index* (PLI) para los grupos (a) TCE, (b) PC, y (c) control, para cada una de las fases y (d) comparación entre los diferentes grupos. Las líneas negras indican las diferencias estadísticamente significativas para comparaciones (a,b,c) intra-grupo e (d) inter-grupo.....55

**Figura 21.** Evolución de los valores de Longitud de Camino (PL) a lo largo de la sesión Snoezelen® para cada uno de los grupos. La línea continua refleja el valor medio, mientras que el sombreado indica la desviación estándar.....56

**Figura 22.** Distribución de los valores de Longitud de Camino (PL) para los grupos (a) TCE, (b) PC, y (c) control, para cada una de las fases y (d) comparación entre los diferentes grupos. Las líneas negras indican las diferencias estadísticamente significativas para comparaciones (a,b,c) intra-grupo e (d) inter-grupo.....58

**Figura 23.** Evolución de los valores de Coeficiente de Agrupamiento (CLC) a lo largo de la sesión Snoezelen® para cada uno de los grupos. La línea continua refleja el valor medio, mientras que el sombreado indica la desviación estándar.....59

**Figura 24.** Distribución de los valores de Coeficiente de Agrupamiento (CLC) para los grupos (a) TCE, (b) PC, y (c) control, para cada una de las fases y (d) comparación entre los diferentes grupos. Las líneas negras indican las diferencias estadísticamente significativas para comparaciones (a,b,c) intra-grupo e (d) inter-grupo.....61

## ÍNDICE DE TABLAS

---

<b>Tabla 1.</b> Escala de coma de Glasgow.....	10
<b>Tabla 2.</b> Información sociodemográfica de los grupos de estudio.....	28
<b>Tabla 3.</b> Datos clínicos de los sujetos con daño cerebral.....	29



# CAPÍTULO 1

---

## INTRODUCCIÓN

1.1.Introducción al procesado de señales biomédicas.....	3
1.2. Hipótesis.....	4
1.3. Objetivos.....	4
1.4. Metodología.....	4
1.5. Descripción de la memoria.....	6

## **1.1. Introducción al procesamiento de señales biomédicas**

Durante los últimos años ha habido grandes avances en el ámbito de la ingeniería biomédica. Esta rama de la Ingeniería nos permite entender, modificar o incluso controlar sistemas biológicos complejos. Con esta información somos capaces de perfeccionar el diagnóstico y el tratamiento de los sujetos que sufren cierto tipo de dolencias o de enfermedades (Bronzino, 2006).

El objetivo del procesamiento de señales biomédicas es el desarrollo de métodos con la intención de extraer características para ayudar a la caracterización y entendimiento de la información contenida en las señales que se quieran analizar (Carrión et al. 2007).

Podemos asumir que el procesamiento de estas señales tiene tres fases principales:

### **1º. Captación y almacenamiento de las señales**

- Detección, muestreo, cuantificación y digitalización de la señal biomédica.
- Preprocesado de la señal para eliminar espurios e interferencias de otros elementos externos o internos del mismo sistema biológico.
- Almacenamiento y/o transmisión de la señal preprocesada.

### **2º. Procesado de las señales**

- Segmentación de la señal.
- Filtrado y/o transformación de la señal.
- Extracción de las características o determinación de los patrones que se quieren detectar.

### **3º. Clasificación**

- Clasificación de la señal.

El siguiente Trabajo de Fin de Grado se centra en el análisis del electroencefalograma (EEG). Estas señales cerebrales son señales eléctricas que han sido generadas por las neuronas y que se pueden registrar mediante electrodos. Concretamente, se estudiarán las señales EEG de 3 grupos de sujetos: Traumatismo Craneoencefálico (TCE) Parálisis Cerebral (PC), y grupo de control.

## **1.2. Hipótesis**

La principal hipótesis de este TFG es que las sesiones Snoezelen® afectan a la actividad eléctrica cerebral de los sujetos participantes. Estos cambios deberían ser diferentes para cada uno de los grupos de estudio, debido a la presencia de diferentes niveles de daño cerebral. También es posible que los resultados dependan de cada parámetro de estudio, puesto que estos son capaces de reflejar diferentes características de las señales.

## **1.3. Objetivos**

El objetivo general de este TFG es estudiar cómo cambia el EEG a lo largo de una sesión Snoezelen®. Para ello, se ha analizado la actividad eléctrica cerebral de 18 sujetos con TCE, 18 sujetos con PC y otros 18 sujetos de control. El estudio se ha realizado utilizando 8 métodos de procesado de señal complementarios (Frecuencia Mediana, Frecuencia Alfa Individual, Complejidad de Lempel-Ziv, Entropía Muestral, Coherencia, Phase Lag Index, Longitud de camino y el Coeficiente de Agrupamiento). Estos métodos se pueden englobar en 4 grandes grupos: métodos espectrales, medidas no lineales, medidas de conectividad y parámetros de red.

## **1.4. Metodología**

Para alcanzar el objetivo planteado anteriormente se han seguido los siguientes pasos:

- 1º. Selección de sujetos: sujetos con PC, sujetos con TCE y sujetos de control. Los sujetos fueron seleccionados del Centro de Referencia Estatal para la Atención a Personas con Grave Discapacidad y para la Promoción de la Autonomía Personal y Atención a la Dependencia, en San Andrés de Rabanedo, León. Para este estudio se han seleccionado un total de 54 sujetos (18 sujetos por grupo).
- 2º. Registro de las señales EEG. Para este estudio, se registraron las señales eléctricas del cerebro mediante un equipo Neurofax JE-912A de NihonKhodena una frecuencia de 500 Hz. Las señales se registraron usando el Sistema Internacional 10-20 en los siguientes electrodos C3, C4, Cz, F3, F4, F7, F8, Fp1, Fp2, Fz, O1, O2, P3, P4, Pz, T3, T4, T5 y T6. Cada registro tenía una longitud aproximada de 20 minutos de actividad cerebral. Durante la fase Pre y la fase Post, los sujetos estaban con los ojos cerrados, despiertos y con actitud

relajada, mientras que en el resto de fases intermedias los sujetos estaban con los ojos abiertos y despiertos.

- 3º. Filtrado y segmentación de las señales registradas.
- 4º. Programación en Matlab® de los parámetros de estudio mencionados anteriormente.
- 5º. Procesado de las señales EEG usando el código anteriormente citado.
- 6º. Discusión de resultados y extracción de conclusiones.

## 1.5. Descripción de la memoria

La forma de organizar la memoria ha sido la siguiente:

**Capítulo 2: Daño cerebral.** Esta sección se centra en clarificar los dos tipos de daños cerebrales de nuestro estudio. Por un lado, se estudiará el TCE y por otro la PC. Se tratará de explicar cuáles son sus causas, síntomas y tratamientos.

**Capítulo 3: Terapia Multisensorial Snoezelen®.** En esta sección se explicarán los orígenes de Snoezelen® así como los diferentes tipos de salas y elementos que se utilizan. También se pondrán ejemplos de diferentes enfermedades para las que se ha usado este tipo de salas Snoezelen®.

**Capítulo 4: Electroencefalografía.** En esta sección se explicarán las características de los registros EEG y los tipos de señales obtenidas. También se abordará como se obtienen estas señales mediante los electrodos y qué tipo de electrodos podemos encontrar.

**Capítulo 5: Sujetos y señales.** Se mostrarán los datos sociodemográficos de los sujetos que participaron en este estudio. También se indicará como se han obtenido estos datos EEG y como se han rechazado los artefactos de las señales.

**Capítulo 6: Métodos aplicados.** En esta sección explicaremos los diferentes métodos que se han usado para el estudio de las señales EEG.

**Capítulo 7: Resultados.** Se mostrarán los resultados obtenidos para cada uno de los métodos aplicados.

**Capítulo 8: Discusión y conclusiones.** Se discutirá los resultados que hemos obtenido en la sección anterior y se detallarán las conclusiones obtenidas, así como posibles limitaciones.



## CAPÍTULO 2

---

### DAÑO CEREBRAL

2.1. Introducción.....	9
2.2. Traumatismo Craneoencefálico (TCE).....	9
2.2.1. Clasificación del TCE.....	9
2.2.2. Tipos de lesiones.....	10
2.2.3. Diagnóstico.....	11
2.2.4. Tratamiento.....	12
2.3. Parálisis Cerebral (PC).....	12
2.3.1. Síntomas.....	13
2.3.2. Tipos de PC.....	13
2.3.3. Diagnóstico.....	14
2.3.4. Tratamiento.....	15

## 2.1. Introducción

El Traumatismo Craneoencefálico (TCE) se genera como consecuencia de una lesión neurológica que deja secuelas tanto neurofísicas como neuropsicológicas (Mapleson, 1954). Su prevalencia en Europa, que coincide con la española, se estima en 200 casos por cada 100000 habitantes. De estos 200 casos se estima que en torno al 70% son leves, un 10% moderados y un 20% son TCE graves (Murillo, 1999).

La Parálisis Cerebral (PC) no se puede considerar una enfermedad ya que en realidad es un grupo de distintos síndromes. Estos síndromes se presentan como problemas motores no evolutivos que dependerán de cada sujeto. La PC se debe a lesiones o malformaciones que haya podido sufrir el sujeto desde el embarazo hasta los 3 o 5 años de edad (Eicher et al. 1993). Se define como un trastorno aberrante en el control del movimiento y la postura. Aparece tempranamente en la vida debido a una lesión, disfunción o malformación del Sistema Nervioso Central (SNC) y no es resultado de una enfermedad progresiva o degenerativa. Las tasas de PC se estiman que rondan los 2 o 2.5 sujetos por cada 1000 nacidos vivos. Cada año se diagnostican 10000 nuevos casos de PC sobretodo en prematuros o de término (Malagon et al. 2007).

## 2.2. Traumatismo Craneoencefálico (TCE)

El TCE representa una de las mayores amenazas para la población con edad inferior a 45 años (Murillo et al. 1999). Cuando hablamos del TCE sus cifras de mortalidad varían bastante dependiendo de la edad del sujeto en cuestión, ya que es más grave en edades tempranas y para gente con más de 65 años. Las cifras de esta mortalidad están alrededor del 20-30%. En nuestra sociedad actual, la causa principal de estos TCE son los accidentes de tráfico, mientras que las caídas son la segunda causa más importante.

Dado que el TCE se presenta de diversas formas y no siempre tiene los mismos síntomas, se puede tomar como definición la que realiza un estudio epidemiológico de San Diego: *“cualquier lesión física o deterioro funcional del contenido craneal secundario debido a un intercambio brusco de energía mecánica”*. En los últimos años, se ha conseguido una notable mejora en el diagnóstico y el tratamiento del TCE.

### 2.2.1. Clasificación del TCE

A la hora de evaluar el grado de severidad de un TCE se utiliza siempre la escala de Glasgow o *Glasgow ComaScale*(GCS). Esta escala mide la respuesta a

estímulos motores, visuales y verbales, dando una puntuación a cada respuesta a los estímulos que presenta el paciente. Esta escala se ideó para saber si una persona estaba en un cuadro comatoso. Se asume que el cuadro es de un TCE severo cuando el valor es inferior a 9 y con una puntuación de 3 se considera coma profundo.

RESPUESTA MOTORA	RESPUESTA VERBAL	APERTURA OCULAR
6 Obedece órdenes	5 Conversación orientada	
5 Localiza el dolor		
4 Retirada	4 Conversación desorientada	4 Espontánea
3 Flexión anormal	3 Palabras inapropiadas	3 A la orden
2 Extensión anormal	2 Sonidos incomprensibles	2 Al dolor
1 Nula	1 Nula	1 Nula

**Tabla 1.**Escala de coma de Glasgow.

Gracias a esta tabla se puede cuantificar el estado del TCE: TCE leve, TCE moderado o TCE grave. El leve se manifiesta con una puntuación en la escala entre 14 y 15. El TCE moderado cuando obtenemos unos valores entre 13 y 9. Por último, se puede diagnosticar TCE grave si obtenemos unos valores inferiores a 9 en la escala de Glasgow (McCrea et al. 2002).

Los síntomas más comunes que pueden ir asociados al TCE leve es la pérdida de conciencia, amnesia o vómitos. En el caso del TCE moderado suele aparecer un déficit sensorial y/o motor, además de alteraciones de conciencia o confusión. Por último, en el TCE grave se presentan los síntomas citados anteriormente, pero suelen requerir neurocirugía o cuidados intensivos.

### 2.2.2. Tipos de lesiones

Las fuerzas que pueden llegar a ocurrir por el contacto directo (agresiones, caídas, golpes, accidentes deportivos...) sobre el cráneo suelen terminar provocando lesiones focales. Algunas de las lesiones focales más frecuentes son (Yus et al. 2000):

- **Hematoma subdural:** colección de sangre localizada por debajo de la duramadre, una de las capas que envuelve al cerebro. En muchos casos el sangrado es de origen venoso y por tanto de crecimiento lento. Estos hematomas deben vigilarse, pues suelen provocan síntomas a medida que aumentan de tamaño.
- **Hematoma epidural:** colección de sangre por encima de la duramadre. En muchos casos el sangrado es de origen arterial y, por

tanto, de crecimiento rápido. Este tipo de hematoma es una emergencia neuroquirúrgica.

- **Hemorragia subaracnoidea:** colección de sangre en el espacio subaracnoideo.
- **Contusión cerebral:** lesiones en zonas concretas del parénquima cerebral por disrupción del tejido, de los vasos sanguíneos, por isquemia o edema.

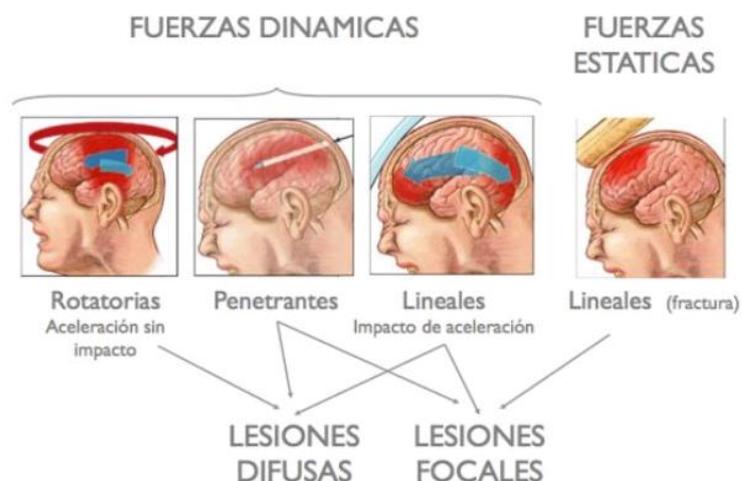
Podemos dividir en dos grupos las lesiones que se pueden producir por fuerzas dinámicas: las focales (daños debido al golpe) o difusas (daño axonal difuso). Es normal que cuando se produce algún accidente se den los dos tipos de lesiones. Podemos ver ejemplos de estas lesiones en la Figura 1.

El TCE también se puede catalogar dependiendo de si la fuerza fue capaz de romper el hueso craneal. Podemos hacer la distinción en traumatismos de tipo:

- Cerrado: en este tipo de TCE tanto el hueso como las capas que sirven para proteger el tejido cerebral permanecen ilesos.
- Abierto: en este otro tipo de TCE se ha roto el tejido que recubre al cerebro y por tanto el cerebro está expuesto al exterior.

### 2.2.3. Diagnóstico

Para hacer un buen diagnóstico inicial del TCE se deben cumplir 3 pasos:



**Figura 1.** Clasificación de fuerzas que provocan TCE (Yus, 2000)

- 1º. Realizar una serie de consultas o preguntas al paciente, si fuera posible, o en su defecto a sus acompañantes sobre los detalles y la fuerza del accidente, además de los síntomas posteriores.
- 2º. Exploración inicial. El especialista deberá buscar heridas o problemas que hayan podido surgir a causa del impacto.
- 3º. Exploración de la columna vertebral. Se tiene constancia de que un 20% de los pacientes que han sufrido TCE severo presentan lesiones en la columna y en la médula.

#### **2.2.4. Tratamiento**

Para el tratamiento de un TCE se requiere asistencia sanitaria. Obviamente, se necesitarán diferentes cuidados y rehabilitaciones según haya sido la gravedad del traumatismo. Cuando ha sido un TCE leve, el paciente deberá permanecer en vigilancia durante las 24 horas siguientes al traumatismo, para comprobar que evoluciona favorablemente y que no presenta secuelas en el habla o en la orientación. Por otro lado, cuando el TCE se clasifica en una gravedad moderada o grave, suelen aparecer lesiones neurológicas, que hacen que se requiera una mayor vigilancia por parte de personal sanitario. En caso de que haya un déficit neurológico tras el TCE, se puede llegar a requerir rehabilitación neuropsicológica (Sahuquillo et al. 2002).

#### **2.3. Parálisis Cerebral (PC)**

En la década de 1860, se comenzó la investigación sobre una enfermedad que aparecía en los primeros años de vida y que se caracterizaba por una rigidez muscular. Se comprobó que lo que ocurría a esos niños es que tenían serias complicaciones a la hora de realizar tareas tales como agarrar objetos o poder caminar, incluso gatear. Estudios posteriores han concluido que esa enfermedad es en realidad diplejía espástica, que es uno de los trastornos englobados dentro del término de PC.

La PC engloba una serie de trastornos que tienen origen cuando aún se está desarrollando el cerebro. Estos trastornos pueden ocurrir desde los primeros días de gestación del embarazo hasta los 5 años de edad del sujeto (Eicher et al. 1993). Para clasificar la aparición de la PC se usan los términos perinatales (si ha ocurrido antes del parto) o postnatales (si ha ocurrido después del nacimiento), aunque también puede ocurrir durante el parto debido a la ausencia de oxígeno. Se caracteriza por una rigidez muscular, así como una alteración de la capacidad motora, pudiendo presentar otra gran variedad de síntomas.

### 2.3.1. Síntomas

Los síntomas suelen aparecer como muy tarde a los cinco años de edad aproximadamente. Estos síntomas se pueden observar viendo el desarrollo del niño. Es un claro ejemplo las dificultades que suelen tener estos niños a la hora de gatear, caminar, girarse, sonreír o estar tumbados. Los síntomas que puedan manifestarse dependerán de la gravedad de la lesión y la zona cerebral donde se encuentre dicha lesión.

La PC se puede caracterizar por su tono muscular, lo cual nos genera 4 grupos diferentes en los que englobarla (Gallego et al. 1999):

- **Parálisis Cerebral Isotónica:** cuando se presenta con un tono muscular normal.
- **Parálisis Cerebral Hipertónica:** se presenta a través de un aumento del tono muscular.
- **Parálisis Cerebral Hipotónica:** se presenta como una disminución del tono muscular.
- **Parálisis Cerebral Variable:** se expresa por la variación del tono muscular.

Como ya se ha mencionado anteriormente, pueden aparecer un gran número de deficiencias o síntomas en los pacientes con PC (Bobath, 1994) como pueden ser problemas auditivos, agnosias, déficit intelectual, problemas del lenguaje, crisis epilépticas, problemas de crecimiento, problemas urinarios, babeos... (Shapiro et al. 1983).

### 2.3.2. Tipos de PC

Existen cuatro tipos de PC:

- **Hemiparesia espástica:** Se presenta de manera más frecuente entre varones. Cerca de dos tercios de los sujetos que padecen este tipo de PC presentan las lesiones en el lado izquierdo del cerebro (Nelson et al., 1994). Existen dos tipos: congénita (cuando la lesión se ha producido durante el momento del nacimiento del bebé) o adquirida. Representa entre el 23% y el 40% de todos los casos de PC. No siempre puede ser previamente diagnosticada, ya que ni la resonancia magnética ni la Tomografía Axial Computerizada (TAC) detectan esta anomalía en un 25% al 30% de los casos (Wiklund et al. 1991).
- **Cuadriparesia espástica:** Esta PC es la más grave de todas. Ocurre principalmente por problemas prenatales, aunque también puede ocurrir en

perinatales o postnatales. Representa entre un 10% y un 40% de los casos totales de PC. Este tipo de PC ocurre cuando los bebés tienen un índice bajo de peso para su edad en gestación. Suelen presentarse a través de infecciones y disgenesias cerebrales. Algunos sujetos además pueden presentar dismorfismo facial (Connolly et al. 1990). Este tipo de PC lleva asociado un gran riesgo de sufrir epilepsia, con un 90% de probabilidad (Aicardi, 1990). Solo se pueden controlar estos casos entorno al 46% de las veces. Otros riesgos con la cuadriparesia espástica es que haya un retraso psicomotor, microcefalias y alteraciones auditivas y visuales.

- **Parálisis Cerebral Atónica:** La expresión de este tipo de PC se muestra con una hipotonía generalizada (una disminución del tono muscular). Además, presentan una menor fuerza en los miembros inferiores y un aumento de la fuerza en los miembros superiores. Presentan también el reflejo de Förster, que consiste en que, si se sostiene por las axilas al paciente, este doblará las extremidades inferiores. Una vez que el sujeto ha cumplido 3 años es común que aparezcan alteraciones en el cerebelo. La estadística dice que gran parte de estos casos se deben a alteraciones antes del nacimiento (Malagon, 2007).
- **Parálisis Cerebral Atáxica:** Se sabe que varias ataxias no progresivas pueden transferirse por herencia autosómica recesiva y son raros los autosómicos dominantes o los ligados al cromosoma X. Es importante recordar las ataxias progresivas de inicio precoz cuando se realiza el diagnóstico (Malagon, 2007).

### 2.3.3. Diagnóstico

Es de vital importancia el diagnóstico precoz de la PC. Muchas veces la identificación de los primeros síntomas deben realizarla los padres al observar la evolución de su hijo durante los primeros años de vida. Los síntomas suelen aparecer, por lo general, antes de los primeros 3 años de edad. Los primeros síntomas que aparecen y se pueden relacionar con la PC son la dificultad que puede presentar el sujeto a la hora de realizar ciertas posturas debido a una rigidez inusitada, la dificultad para gatear, sonreír o caminar... Otras veces los síntomas que se pueden observar son un tono anormal de la masa muscular que puede ser tanto hipotónica (tono muscular bajo) como hipertónica (tono muscular alto). Como la PC no se considera una enfermedad degenerativa sus síntomas no se agravan (Lesley et al. 1992). Debido a que no existe una prueba para diagnosticar la PC, es necesario basarse en los síntomas que pueda ir manifestando el sujeto.

Los estudios de imágenes pueden ayudarnos también a encontrar un diagnóstico. Existen diferentes técnicas que dependen de la edad del sujeto. En el caso en el que el sujeto sea un feto, el equipo de diagnóstico se puede apoyar en el

uso de ultrasonidos para encontrar hemorragias, lesiones hipo-isquémicas o malformaciones cerebrales. En el caso de que el sujeto sea más adulto se pueden emplear otras técnicas como son la TAC o la Resonancia Magnética Cerebral, que tiene una definición superior al TAC (Okumura et al. 1997).

#### **2.3.4. Tratamiento**

La terapia que se siga como tratamiento va a depender siempre del tipo de deficiencias que tenga cada paciente. Este tratamiento conllevará en parte un tratamiento farmacológico.

Una de las deficiencias más comunes que suele ir asociada a la PC es la epilepsia con crisis parciales o complejas (Stanton, 1992). También suelen aparecer problemas nutricionales asociados a la PC debido a la rigidez muscular. Otro tipo de trastornos suelen ser los respiratorios, dérmicos, conductuales, psicológicos, así como los problemas a la hora de relacionarse, ya sea por falta de comunicación o por problemas auditivos.

Todos estos problemas dependerán del sujeto en cuestión, pudiendo ser de diferentes gravedades. Esto conlleva a su vez que la expectativa de vida del paciente varíe mucho dependiendo de su gravedad (Levitt, 2000).

### **TERAPIA MULTI-SENSORIAL SNOEZELLEN®**

3.1. Introducción.....	17
3.2. Concepto Snoezelen® .....	17
3.3. Entornos Snoezelen®. Tipos y características.....	18
3.3.1. Tipos de salas.....	18
3.3.2. Materiales.....	19

### **3.1. Introducción**

La terapia multi-sensorial se trata de una terapia ideada para estimular los sentidos de los sujetos. Esta terapia es de tipo no farmacológico, ya que no se necesita de fármacos para alcanzar el objetivo deseado. Un ejemplo particular de este tipo de terapias son las salas Snoezelen®. Estas salas están equipadas con diferentes materiales que estimulan los sentidos táctiles, olfativos, auditivos, vestibulares y propioceptivos (Cuvo et al. 2001).

En este tipo de salas, cada estímulo está diseñado para provocar un tipo de sensaciones en particular que pueden ser personalizadas para cada sujeto. En las salas multi-sensoriales se trabaja a dos niveles diferentes. Por un lado, se trabaja a nivel físico-corporal, buscando el placer sensoriomotor a través de la estimulación, el movimiento y las luces. Por otro lado, también se trabaja el nivel cognitivo-ejecutivo, que se centra más en la búsqueda y mejora de la atención, la orientación espacial, así como la capacidad de exploración del sujeto. Estas salas Snoezelen® buscan la relajación de los sujetos, así como un tiempo de disfrute a través de la exploración sensorial consiguiendo una mejora en su comportamiento (Singh et al. 2004). Una de las ventajas de este tipo de terapia es que no está orientada a un único grupo poblacional, sino que se puede aplicar a sujetos con diferentes patologías y es válida para todas las edades, desde niños hasta ancianos (Hutchinson et al. 1994).

### **3.2. Concepto Snoezelen®**

Ad Verhuel y Jan Hulsegge diseñaron lo que hoy se conoce como Snoezelen®. Su objetivo era crear un espacio de disfrute para los pacientes (Hulsegge & Verhuel, 1987). La clave de esta terapia es la búsqueda de estímulos que puedan ayudar al paciente a relajarse, buscando de esta manera fomentar y desarrollar su nivel emocional. Con esto se ha demostrado que se puede conseguir un menor número de conductas disruptivas (Cid, 2010).

En una sala sensorial de este tipo podemos encontrar diferentes objetos que buscan la estimulación individual o colectiva de un grupo de sentidos. Estos objetos se suelen presentar al paciente de manera individual ya que uno de los objetivos que suele buscar la terapia es la atención del paciente. Podemos clasificar los objetivos más importantes en: ocio, relajación, atención individualizada y la estimulación sensorial.

### 3.3. Entornos Snoezelen®. Tipos y características

Para la realización de la terapia Snoezelen® se necesita una sala que este pensada para ello, con los materiales necesarios y un nivel de temperatura y de luz confortables.

#### 3.3.1. Tipos de salas

Dependiendo del propósito que se quiera obtener existen tres tipos de salas (Matesanz et al. 2009):

- **Sala blanca:** Son las salas más habituales. Su propósito principal es relajar al paciente y estimular al sujeto por medio del descubrimiento y la espontaneidad. Podemos ver un ejemplo de este tipo de salas en la Figura 2.
- **Sala negra:** la principal característica de este tipo de salas es que cuentan con luz negra, que es una luz morada fluorescente. El propósito de esta sala es la búsqueda de la sorpresa, facilitan el aprendizaje, así como del movimiento del sujeto. Podemos ver un ejemplo en la Figura 3.



**Figura 2.** Sala blanca Snoezelen® (Matesanz et al. 2009)



**Figura 3.** Sala negra Snoezelen® (Huertas, 2009)

- **Sala aventura:** Este tipo de salas promueve la curiosidad usando diferentes objetos como obstáculos, cuerdas, sorpresas, cilindros huecos... Esta sala permite el uso de la actividad perceptivomotora y sensorial. Un ejemplo de este tipo de salas es el que podemos apreciar en la Figura 4.

### 3.3.2. Materiales

Las salas se pueden englobar, también, dependiendo de los estímulos que presentan al sujeto. Por tanto, los objetos que producen estos estímulos suelen ir asociados cada uno a un tipo de sala. Es importante hacer una división de estos estímulos para buscar cuales son los mejores dependiendo del tipo de terapia:



**Figura 4.** Sala aventura Snoezelen® (Huertas, 2009)

- **Estímulos visuales:** es uno de los elementos más importantes en las salas Snoezelen®, ya que son sumamente importantes a la hora de sentir relajación con el ambiente que nos rodea. Se pueden usar objetos visuales que a su vez despierten la curiosidad del sujeto como pueden ser las lámparas de fibra óptica, columnas de burbujas o proyectores de luz, entre otros.
- **Estímulos vibratorios:** para las terapias Snoezelen® son muy importantes los objetos vibratorios. Algunos de los principales pueden ser colchones que vibren o cajas de sonido.
- **Estímulos auditivos:** durante las sesiones de esta terapia se suele poner una música de fondo que estimule al sujeto, para tener un comportamiento tranquilo y relajado. También es de vital importancia que la persona que guie la terapia tenga una voz calmada, tranquila y agradable. Durante la sesión se pueden añadir también objetos que produzcan diferentes sonidos con los que experimentar.
- **Estímulos táctiles:** se usan objetos con diferentes texturas que puedan producir sensaciones diferentes. Uno de los objetos que más se suelen emplear para desarrollar este tipo de estímulos táctiles, así como para los estímulos vestibulares, es la cama de agua. A la cama de agua además se le pueden añadir altavoces debajo para que de esta forma el agua vibre al ritmo de la música.
- **Estímulos olfativos:** se utilizan básicamente para someter al sujeto a un estado de paz y de relajación. Para ello se utilizan materiales como difusores de aromas u otros objetos que han sido previamente impregnados con algún olor reconocible por el sujeto.
- **Estímulos propioceptivos:** buscan la mejora en el equilibrio del paciente, así como mejorar su coordinación. Se suelen utilizar objetos como balones, sillas o plataformas que vibran.
- **Estímulos vestibulares:** buscan la relajación del paciente mediante el uso de hamacas o camas de agua.

Como ya se ha mencionado anteriormente, es necesario que todos los estímulos se adecuen lo máximo posible al sujeto en cuestión y al tipo de terapia que se intenta conseguir. De esta manera, el sujeto tendrá una motivación para continuar acudiendo a estas salas y su aprendizaje será mayor.



## CAPÍTULO 4

---

### ELECTROENCEFALOGRAFÍA

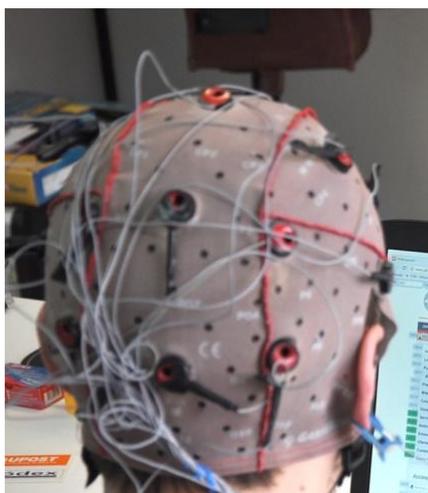
4.1. Introducción.....	23
4.2. Captación del EEG.....	23
4.3. Ondas EEG.....	24

## 4.1. Introducción

La electroencefalografía (EEG) es el registro y posterior evaluación de los potenciales eléctricos generados por el cerebro y recogidos mediante electrodos situados en la superficie craneal. Durante la prueba de EEG se registran las diferentes ondas cerebrales, que se pueden representar de forma gráfica para que un neurofisiólogo interprete los resultados obtenidos.

## 4.2. Captación del EEG

La EEG es la técnica que se usa para medir las señales cerebrales. Las señales eléctricas varían entre 5 y 200  $\mu\text{V}$ , por lo que posteriormente necesitarán ser amplificadas. A la hora de tomar y medir estas señales es muy importante la cantidad de electrodos que pongamos, así como su localización. Existen diversas formas de medir las señales eléctricas cerebrales con los electrodos. La forma más común y menos intrusiva son los electrodos superficiales. En general, los electrodos se podrían englobar en dos grandes tipos: los basales (que no necesitan cirugía ya que se aplican en la base craneal) y los quirúrgicos (que si precisan de cirugía a la hora de posicionarlos). En el caso de nuestro estudio, las señales se han obtenido a través de electrodos que estaban situados en un casco de malla. En este casco los electrodos están en posiciones concretas. El casco se utiliza cuando se busca la comodidad del paciente, debido a que el tiempo necesario para el registro de las señales puede ser muy alto. Existen diferentes tamaños de cascos según sean las necesidades del sujeto. Podemos ver un ejemplo de este casco en la Figura 5.



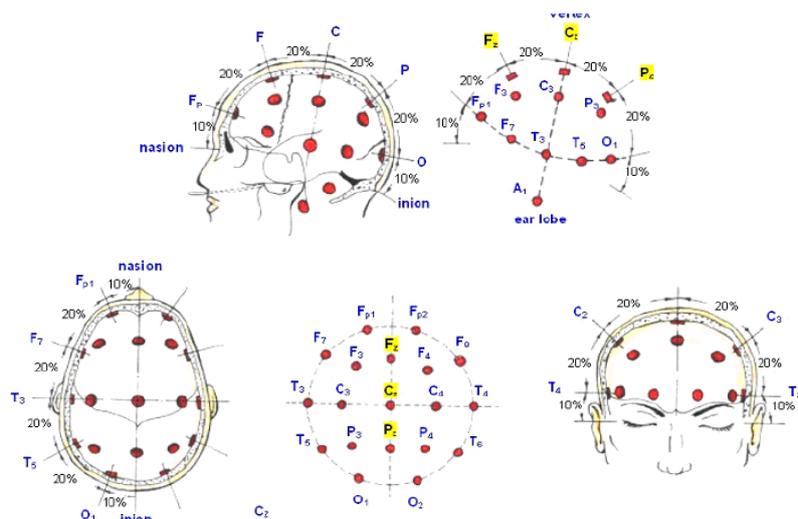
**Figura 5.** Ejemplo de casco de malla con electrodos ya colocados.

Una de las partes más importantes a la hora de recoger la información eléctrica del cerebro a través de los electrodos es su colocación. Existen múltiples formas de colocación, pero la más utilizada, y que se ha utilizado a la hora de recoger la información en este TFG, es usando el sistema internacional 10-20. Este sistema se basa en la colocación de los electrodos separándolos con un margen del 10% o el 20% de la distancia entre el nasión y el inión.

Para nombrar cada uno de los electrodos se utiliza una letra (que tiene que ver con el lóbulo cerebral sobre el que se sitúan) y un número que nos indica el hemisferio. Los números pares corresponden con el hemisferio derecho y los números impares con el hemisferio izquierdo, mientras que la letra z se reserva para la línea central. Las letras que se usan para nombrar los diferentes lóbulos son: Fp (fronto-polar), F (lóbulo frontal), O (lóbulo occipital), P (lóbulo parietal), T (lóbulo temporal) y C (zona central). En la Figura 6 podemos ver la colocación según el sistema 10-20.

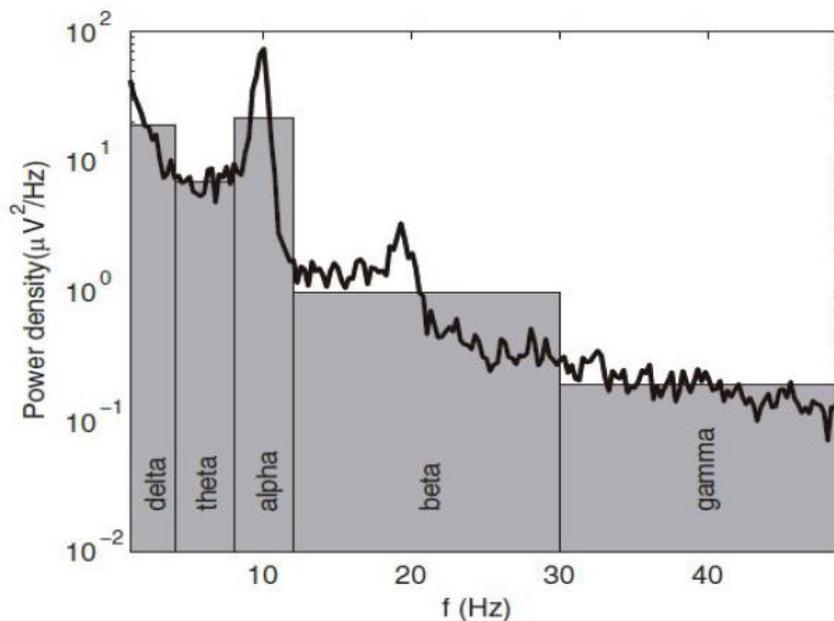
### 4.3. Ondas EEG

La EEG se utiliza para medir las señales eléctricas emitidas por el cerebro. A la hora de estudiar estas señales, una opción muy común es usar el dominio de la frecuencia. El rango de frecuencias suele variar entre los 0.5 Hz y los 100 Hz. Generalmente, se definen cinco bandas frecuenciales en el EEG: delta ( $\delta$ ), zeta ( $\theta$ ), alfa ( $\alpha$ ), beta ( $\beta$ ) y gamma ( $\gamma$ ) (Llorente, 2003). Podemos ver una distribución de estas frecuencias en la Figura 7.



**Figura 6.** Esquema de la distribución de los electrodos en el Sistema Internacional de Registro 10-20.

- Las ondas **delta** ( $\delta$ ) comprenden la banda entre los 0.5 Hz y los 4 Hz. Son predominantes durante la fase de sueño profundo, en la infancia y en enfermedades cerebrales graves.
- Las ondas **zeta** ( $\theta$ ) se definen en la banda de frecuencia entre los 4 y los 8 Hz. También se pueden encontrar en niños o en adultos con estrés emocional y frustración.
- Las ondas **alfa** ( $\alpha$ ) comprenden banda de frecuencia entre los 8 y los 13 Hz. Se presentan cuando los sujetos están despiertos, pero con los ojos cerrados.
- Las ondas **beta** ( $\beta$ ) están definidas entre los 13 y los 30 Hz. Esta banda se suele subdividir en  $\beta_1$  (de 13 a 19 Hz) y  $\beta_2$  (de 19 a 30 Hz).
- Las ondas **gamma** ( $\gamma$ ) se definen de 30 Hz hacia adelante. Se suelen acotar en 70 o 100 Hz. Se pueden registrar durante las funciones cognitivas o motoras.



**Figura 7.** Densidad espectral de potencia de una señal EEG con sus diferentes componentes frecuenciales (van Albada *et al.* 2013).

## CAPÍTULO 5

---

### SUJETOS Y SEÑALES

5.1. Datos sociodemográficos.....	27
5.2. Características de los registros EEG.....	30

## 5.1. Datos sociodemográficos

Para la realización de este TFG, hemos utilizado las señales de 54 sujetos: 18 sujetos de control, 18 sujetos con TCE y 18 sujetos con PC. El grupo de control está compuesto por 9 varones y 9 mujeres, con una edad media de  $37.56 \pm 5.58$  años (media  $\pm$  desviación típica, SD, *Standard Deviation*). El grupo con TCE está compuesto por 15 varones y 3 mujeres, con una edad media de  $40.06 \pm 9.66$  años (media  $\pm$  SD). Por último, el grupo PC está compuesto por 11 varones y 7 mujeres, con una edad media de  $44.61 \pm 10.89$  años (media  $\pm$  SD).

Todos los sujetos provenían del Centro de Referencia Estatal para la Atención a Personas con Grave Discapacidad y para la Promoción de la Autonomía Personal y Atención a la Dependencia, en San Andrés de Rabanedo, León. Podemos apreciar en la Tabla 2 cuales eran los datos sociodemográficos de los tres grupos de estudio. Por otro lado, en la Tabla 3, podemos ver los datos clínicos de los dos grupos de sujetos con daño cerebral. Todos firmaron un consentimiento accediendo a donar sus datos para este tipo de estudios.

<b>Características</b>	<b>TCE</b>	<b>PC</b>	<b>C</b>
<b>Género</b>			
Femenino	3	7	9
Masculino	15	11	9
<b>Edad (años)</b>			
Media ±SD	38.06±8.25	44.61±10.89	37.56±5.58
<b>Educación desde los 6 años (años)</b>			
Media ±SD	12.12±2.62	8.94±2.78	16.83±4.19

C: Controles; TCE: Sujetos con Traumatismo Craneoencefálico; PC: Sujetos con Parálisis Cerebral.

**Tabla 2.** Información sociodemográfica de los grupos de estudio.

<b>Características</b>	<b>TCE</b>	<b>PC</b>
Gravedad del daño cerebral (no. de sujetos)		
Media/Moderada (GCS = 9 - 15 / 15)	14	17
Severa (GCS = 3 - 8 / 15)	4	1
Tiempo desde la lesión (no. de sujetos)		
0.5 - 4 años	5	0
4 - 8 años	8	0
> 8 años	5	18
Neurocirugía (no. de sujetos)		
Sí	9	0
No	9	18
Localización de la lesión (RMN/TC) (no. de sujetos)		
Izquierdo	7	0
Derecho	7	0
Bilateral	4	18

GCS: Glasgow Coma Scale; RMN: Resonancia Magnética Nuclear; TC: Tomografía Computerizada; TCE: Sujetos con Traumatismo Craneoencefálico; PC: Sujetos con Parálisis Cerebral.

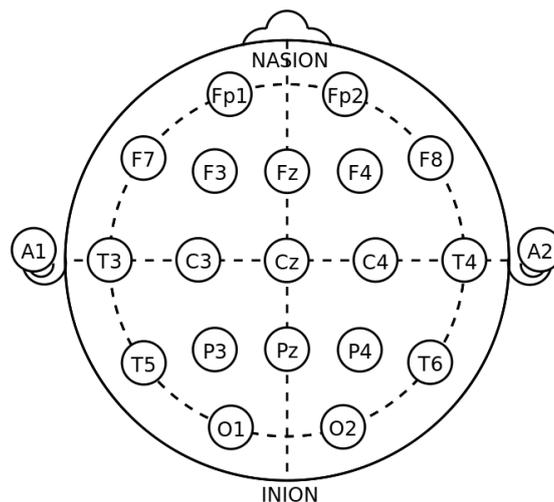
**Tabla 3.**Datos clínicos de los sujetos con daño cerebral

## 5.2. Características de los registros EEG

Las señales EEG fueron registradas en 19 derivaciones del sistema internacional 10-20 (Fp1, Fp2, Fz, F3, F4, F7, F8, Cz, C3, C4, T3, T4, T5, T6, Pz, P3, P4, O1 y O2), con una referencia común, mediante un electroencefalógrafo Neurofax JE-912A (NihonKhoden). Podemos observar una distribución de los sensores en la Figura 8.

Para cada uno de los sujetos se realizó un registro EEG que consistía en la obtención de las señales cerebrales durante todas las cuatro fases de la terapia (que denominaremos Fases 1, 2, 3 y 4), pero también antes (Pre) y después de la misma (Post). Las fases Pre y Post se realizan con los ojos cerrados, mientras que las cuatro fases que dura la terapia se realizan con los ojos abiertos. Los sujetos estuvieron monitorizados en todo momento para garantizar que se mantuvieran despiertos durante el registro. El proceso del registro de los datos se realizó a una frecuencia de 500 Hz de muestreo, usando un filtro paso banda entre 0.008 y 120 Hz, y un filtro de ranura a 50 Hz.

Todas las fases están dirigidas por un profesional, que con una voz tranquila pretendió provocar un estado de relajación en los sujetos. En la Fase 1, se realiza una observación de una columna de burbujas. En la Fase 2, se observa la luz transportada a través de una fibra óptica. En la Fase 3, se realiza la observación de una bola giratoria, la columna de burbujas y fibras ópticas, mientras se escucha el sonido de pájaros. En la Fase 4 se proyectan imágenes de un cielo con nubes mientras que se escucha el sonido de los pájaros.



**Figura 8.** Distribución espacial de los sensores EEG para el sistema internacional 10-20.

La duración del registro consistió en 5 minutos para la fase Pre, luego 20 minutos, aproximadamente, que comprenden las fases 1, 2, 3 y 4 y finalmente otros 5 minutos para la fase Post.

Debido a que la duración del registro de cada sujeto era diferente se decidió hacer una normalización, seleccionando únicamente 5 épocas de 5 segundos (2500 muestras/época), para cada sujeto, para las fases Pre y Post. También se seleccionaron 23 épocas para cada una de las 4 fases de la terapia (1, 2, 3 y 4).

## CAPÍTULO 6

---

### MÉTODOS APLICADOS

6.1. Métodos espectrales.....	33
6.1.1. Frecuencia Mediana.....	33
6.1.2. Frecuencia Alfa Individual.....	33
6.2. Medidas no lineales.....	33
6.2.1. Complejidad de Lempel-Ziv.....	33
6.2.2. Entropía Muestral.....	34
6.3. Medidas de conectividad.....	35
6.3.1. Coherencia.....	35
6.3.2. <i>Phase Lag Index</i> .....	36
6.4. Medidas de red.....	36
6.4.1. Longitud de Camino.....	36
6.4.2. Coeficiente de Agrupamiento.....	37

## 6.1. Métodos espectrales

### 6.1.1. Frecuencia Mediana

La Frecuencia Mediana se define como la frecuencia de un espectro de potencia en el que 50% de la potencia está en frecuencias más bajas y el otro 50% de la potencia se encuentra en potencias más altas. Por tanto lo primero que se debe calcular es la densidad espectral de potencia (PSD) de nuestra señal temporal, para posteriormente poder calcular cual es el valor de esta Frecuencia Mediana (Gambús, 2002). La forma de calcular esta PSD se hace a través del método de “*pwelch*” implementado en Matlab®.

La Frecuencia mediana se puede calcular como:

$$0.5 \sum_{1\text{Hz}}^{70\text{Hz}} PSD(f) = \sum_{1\text{Hz}}^{MF} PSD(f)$$

### 6.1.2 Frecuencia Alfa Individual

El parámetro IAF cuantifica la frecuencia a la cual se alcanza la mayor potencia en la banda alfa extendida (Gómez et al.2016). Las oscilaciones que se producen en la banda alfa, normalmente ocurren en sujetos que están despiertos con los ojos cerrados. Para obtener el parámetro IAF se utiliza la siguiente fórmula:

$$0.5 \sum_{4\text{Hz}}^{15\text{Hz}} PSD(f) = \sum_{4\text{Hz}}^{IAF} PSD(f)$$

## 6.2. Medidas no lineales

### 6.2.1. Complejidad Lempel-Ziv

La Complejidad de Lempel-Ziv (LZC) es una medida de complejidad para series temporales de longitud finita. LZC mide la cantidad de diferentes símbolos que nos podemos encontrar para un vector dado. Valores más grandes se corresponderán con complejidades más altas (Gómez et al. 2019).

Antes de calcular el valor de complejidad  $c(n)$  tendremos que transformar la señal en una secuencia finita de símbolos, generalmente 0s y 1s. El valor de la mediana se usa como valor umbral  $T_d$ . Dada una serie temporal  $x(i)$ ,  $i = 1,2,3 \dots N$  los valores de la serie temporal. La señal se convierte en una secuencia de 0-1  $P=s(1), s(2), \dots, s(n)$ , con  $s(i)$  definido como:

$$s(i) = \begin{cases} 0 & \text{si } x(i) < Td \\ 1 & \text{si } x(i) \geq Td \end{cases}$$

La secuencia  $P$  se recorre de izquierda a derecha aumentando el contador  $c(n)$  cada vez que se encuentra una nueva secuencia de caracteres. Para obtener la medida de la complejidad  $c(n)$  debe ser normalizado. Si la longitud de la secuencia consideramos que es  $n$  y el número de símbolos diferentes es  $\alpha$ , está comprobado que  $c(n)$  tiene un límite superior dado por:

$$c(n) < \frac{n}{(1 - \varepsilon_n) \log_\alpha(n)}$$

Donde  $\varepsilon_n$  es una cantidad pequeña y  $\varepsilon_n \rightarrow 0$  ( $n \rightarrow \infty$ ). En general  $n/\log_\alpha(n)$  es el límite superior de  $c(n)$ , donde la base del logaritmo es  $\alpha$ . Por tanto:

$$\lim_{n \rightarrow \infty} c(n) = b(n) \equiv \frac{n}{\log_\alpha(n)}$$

Con esto, se puede normalizar  $c(n)$  a través de  $b(n)$ , de la siguiente manera:

$$C(n) = \frac{c(n)}{b(n)}$$

siendo  $C(n)$  la LZC normalizada.

## 6.2.2. Entropía Muestral

La entropía muestral (SampEn), es un tipo de entropía que se usa para cuantificar la regularidad de una señal. Con la SampEn eliminamos cierto sesgo que se produce en la entropía aproximada (Gómez et al. 2007). SampEn es el negativo del logaritmo neperiano de la probabilidad condicional de que dos secuencias similares para  $m$  puntos (distancia entre ellas menor que  $r$ , que es el valor de la ventana de tolerancia) continúen siéndolo cuando se aumenta la cantidad de puntos a  $m+1$ .

En nuestro estudio hemos escogido  $m=1$  y  $r=0.25$  veces la desviación estándar. Esta medida ya ha sido usada en el estudio de otro tipo de señales biomédicas (Gómez et al. 2007).

El algoritmo que para calcular la SampEn de una serie temporal unidimensional del tipo  $X(i)=x(1), x(2), x(3), \dots, x(N)$  es el siguiente:

- 1º. Formamos  $N-m-1$  vectores  $X_m(i)$  definidos como  $X_m(i) = [x(i), x(i+1), \dots, x(i+m-1)]$ , con  $k$  un valor comprendido entre 0 y  $m-1$ .

2º. La distancia entre dos de estos vectores es la diferencia máxima de sus componentes escalares:

$$D[X_m(i), X_m(j)] = \max(x(i+k) - x(j-k))$$

Siendo  $k$ , de nuevo, un valor comprendido entre 0 y  $m-1$ .

3º. Definimos  $B_i^m(r)$  como  $1/(N-m-1)$  veces el número de vectores  $X_m(j)$  a una distancia máxima  $r$  de  $X_m(i)$ , donde  $1 \leq j \leq N-m$ , siendo  $j$  diferente a  $i$ . Luego definimos  $B_m(r)$  como:

$$B_m(r) = \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} B_i^m(r)$$

4º. De igual manera, se calcula  $A_i^m(r)$  como  $1/(N-m-1)$  veces el número  $j$ , cuya distancia entre  $X_{m+1}(j)$  y  $X_{m+1}(i)$  es menor o igual a  $r$ . Se establece  $A_m(r)$  como:

$$A_m(r) = \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} A_i^m(r)$$

5º. Finalmente definimos

$$SampEn(m, r, N) = -\ln \frac{A_m(r)}{B_m(r)}$$

## 6.3. Medidas de conectividad

### 6.3.1. Coherencia

La coherencia sirve para medir la correlación lineal entre dos señales  $x(t)$  e  $y(t)$  a una frecuencia  $f$  dada.

$$COH_{xy}(f) = |K_{xy}(f)|^2 = \frac{|S_{xy}(f)|^2}{S_{xx}(f)S_{yy}(f)}$$

Donde  $S_{xy}(f)$  es la densidad espectral de potencia cruzada entre  $x(t)$  e  $y(t)$  y tanto,  $S_{xx}(f)$  como  $S_{yy}(f)$ , son las densidades espectrales de potencia individual.

El parámetro de coherencia arroja valores entre  $0 \leq COH_{xy}(f) \leq 1$ . Cuando el valor de  $COH_{xy}(f)=0$  significa que no hay una dependencia lineal entre  $x(t)$  e  $y(t)$ , todo esto evaluado en  $f$ . Al contrario, cuando  $COH_{xy}(f)=1$  indica que entre  $x(t)$  e  $y(t)$  existe una gran sincronía a la frecuencia  $f$  (Besthorn et al. 1994).

### 6.3.2. Phase Lag Index

El *Phase Lag Index* (PLI) cuantifica la asimetría en la distribución de las diferencias de fases de dos series temporales. Por tanto, el principal uso del PLI es obtener estimaciones de las sincronizaciones de fase, que sean invariables frente a la presencia de fuentes comunes. Si no existe acoplamiento de fases entre dos series temporales, se espera que su distribución, por tanto, sea plana. En caso de existir sincronización de fases, habrá una desviación en esta distribución.

$$PLI = |\langle \text{sign} \sin(\Delta\varphi) \rangle|$$

Donde  $\langle \text{sign} \sin(\Delta\varphi) \rangle$  indica el operador esperado y  $\Delta\varphi$  es la diferencia de fase o fase relativa (Ruiz-Gómez et al. 2019). Los valores que puede tomar el PLI oscilan entre 0 y 1. Un valor 0 indica que no existe acoplamiento. Un valor de 1 indica un acoplamiento de fase perfecto.

## 6.4. Medidas de red

### 6.4.1. Longitud de Camino

La longitud de camino o *Path Length* (PL) es la medida de interconexión que nos indicará como es la conectividad de la red y como se intercambia información a través de ella. Se define como la distancia más corta (expresada en número de aristas) entre pares de vértices una vez se ha promediado todo el grafo. La longitud de camino sirve para medir la integración de la red. Esta integración se refiere a la capacidad de la red en su conjunto para interconectarse e intercambiar la información.

Se calcula como:

$$L = \frac{1}{n} \sum_{i \in N} L_i = \frac{1}{n} \sum_{i \in N} \frac{\sum_{j \in N, j \neq i} d_{ij}}{n-1}$$

Donde  $L_i$  es la distancia media entre el nodo  $i$  y el resto de los demás nodos. La distancia entre dos nodos se calcula como el número de saltos necesarios para llegar del nodo  $i$  al nodo  $j$ .

La longitud de la ruta (entendiendo ruta como la secuencia única que interconecta dos nodos entre sí) más corta entre cada par de nodos corresponde a su distancia. El promedio global de todas las distancias en la red se denomina longitud de camino de la red (Vecchio et al. 2014).

### 6.4.2. Coeficiente de Agrupamiento

El coeficiente de agrupamiento o coeficiente de clustering (CIC) es un tipo de medida de red que representa la tendencia de los diferentes nodos de la red a formar grupos locales. La forma de medir esta tendencia es a partir de cuantificar la densidad de conexiones entre los vecinos topológicos de un nodo. Por tanto, es el cálculo del camino más corto entre un par de vértices. Cuando una red está muy ordenada presenta un gran agrupamiento, mientras que las redes que tienen un carácter más aleatorio presentan un nivel de agrupamiento más débil (Vecchio et al. 2014).

El índice de agrupamiento,  $C_i$ , de un vértice  $i$ , representa la probabilidad de que otros vértices  $j$ , estén conectados a nuestro vértice  $i$ .

$$C_i = \frac{\sum_{k \neq i} \sum_{l \neq i} \substack{w_{ik} w_{il} w_{kl} \\ l \neq k}}{\sum_{k \neq i} \sum_{l \neq i} \substack{w_{ik} w_{il} \\ l \neq k}}$$

El valor medio del agrupamiento,  $C_w$ , de la red se puede ver como:

$$C_w = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N C_i$$

Siendo  $N$  el número de nodos en total.

# CAPÍTULO 7

---

## RESULTADOS

7.1. Introducción.....	39
7.2. Métodos espectrales.....	40
7.2.1. Frecuencia Mediana.....	40
7.2.2. Frecuencia Alfa Individual .....	42
7.3. Medidas no lineales.....	45
7.3.1. Complejidad de Lempel-Ziv.....	45
7.3.2. Entropía Muestral.....	48
7.4. Medidas de conectividad.....	51
7.4.1. Coherencia.....	51
7.4.2. <i>Phase Lag Index</i> .....	53
7.5. Medidas de red.....	56
7.5.1. Longitud de Camino.....	56
7.5.2. Coeficiente de Agrupamiento.....	59
7.6. Resumen.....	62

## 7.1. Introducción

Una vez han sido explicados todos los métodos, se procederá a mostrar los resultados. Para cada uno de los métodos se va a mostrar dos gráficas diferentes. En una de ellas se muestra la evolución media y la SD a lo largo de toda la sesión. En la otra, se muestran los boxplots representados para cada una de las fases; además, en esta última figura se identificarán las diferencias estadísticamente significativas entre las diferentes fases, así como las diferencias que existen entre los diferentes grupos.

Para poder analizar las señales de EEG que habían sido registradas, y aplicar los parámetros citados anteriormente, primero se tuvo que realizar un preprocesado de la señal. Se realizó un primer filtrado, con un filtro de ranura, de orden 2000, de tipo FIR (*Finite Impulse Response*) con ventana de Hamming a 50 Hz para eliminar artefactos de la red eléctrica. Seguidamente se aplicó otro filtro, paso banda, de orden 2000, de tipo FIR, con ventana de Hamming entre 0.4 y 98 Hz.

Uno de los problemas que surgieron a la hora de analizar las señales fue la variabilidad en la longitud del registro para cada sujeto. Para solucionar este problema, se identificó la mínima duración de cada una de las fases para todos los sujetos. Finalmente, se seleccionó la duración mínima requerida en cada fase y se seleccionaban aquellos segundos que no tenían ningún tipo de artefacto en el resto de los sujetos. Este proceso nos permitió quedarnos con 5 épocas, cada una con una duración total de 5 segundos, de datos para las fases Pre y Post, mientras que para cada una de las otras 4 fases se seleccionó una duración total de 23 épocas (de igual manera, cada una de estas épocas tenía una duración de 5 segundos). Por tanto, contamos con 102 épocas por sujeto.

Los parámetros de Coherencia, PLI, PL y CIC se suelen calcular en las bandas clásicas de frecuencia (delta, zeta, alfa, beta y gamma). En un primer momento se analizaron todas las bandas de frecuencia, pero se seleccionó la banda alfa por ser la banda dominante en sujetos adultos con los ojos cerrados. Para ello, se usó un filtro paso banda, de tipo FIR, con ventana de Hamming, de orden 800, en la banda alfa (8 - 13 Hz). Los parámetros de PL y CIC se obtuvieron a partir del parámetro PLI en banda alfa.

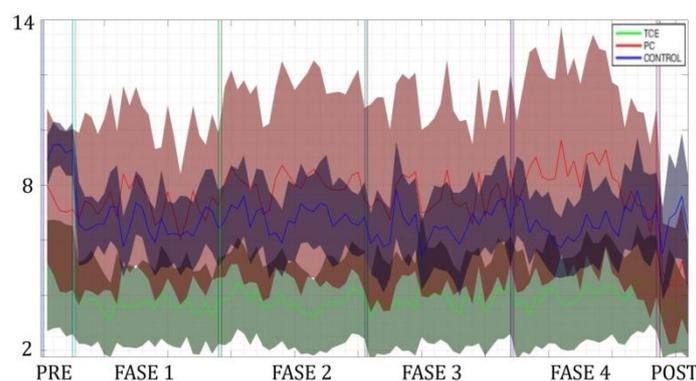
Para poder analizar si existían diferencias estadísticamente significativas entre grupos se aplicó el test estadístico de Mann-Whitney ( $p < 0.05$ ). Por otro lado, se aplicó el test de Wilcoxon ( $p < 0.05$ ) para encontrar diferencias estadísticamente significativas dentro de los grupos.

## 7.2. Métodos Espectrales

### 7.2.1. Frecuencia Mediana

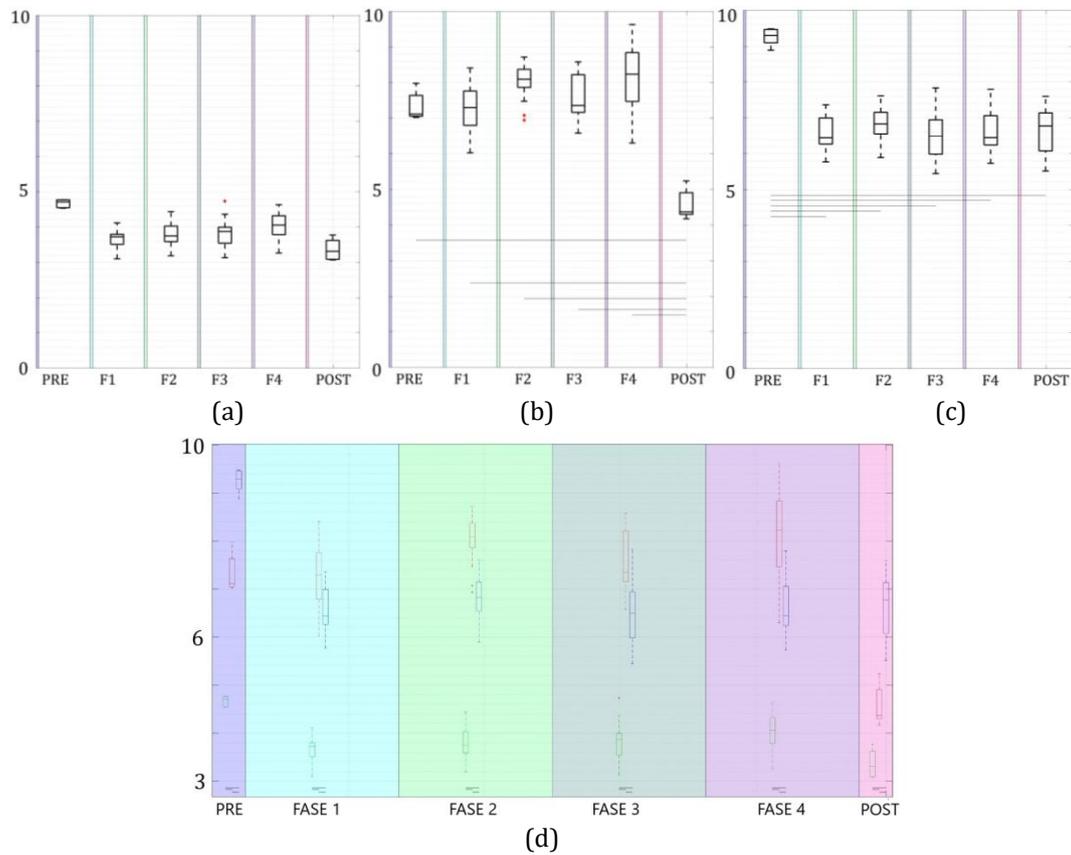
En la Figura 9, podemos observar cómo varían los valores de FM para los diferentes grupos de estudio. Podemos observar, visualmente, que los valores del grupo de PC se parecen más al grupo de los sujetos de control. Por otro lado, también se puede observar que los valores para el grupo con sujetos que padecen TCE son siempre más bajos. También es interesante mencionar que tras finalizar la terapia (fase Post), se puede apreciar una disminución de los valores de FM en el grupo de los sujetos con PC, si lo comparamos con el inicio de la sesión (fase Pre).

En la Figura 10 (a), podemos observar que no existen diferencias estadísticamente significativas dentro de ninguna fase para el grupo TCE (test de Wilcoxon con  $p < 0.05$ ). En la Figura 10 (b), para el grupo PC, podemos observar que las diferencias estadísticamente significativas (test de Wilcoxon con  $p < 0.05$ ) ocurren entre la fase Post y el resto de fases. Mientras que en la Figura 10 (c) se puede observar que las diferencias estadísticamente significativas (test de Wilcoxon con  $p < 0.05$ ) ocurren entre la fase Pre y el resto de fases.



**Figura 9:** Evolución de los valores de frecuencia mediana (FM) a lo largo de la sesión Snoezelen® para cada uno de los grupos. La línea continua refleja el valor medio, mientras que el sombreado indica la desviación estándar.

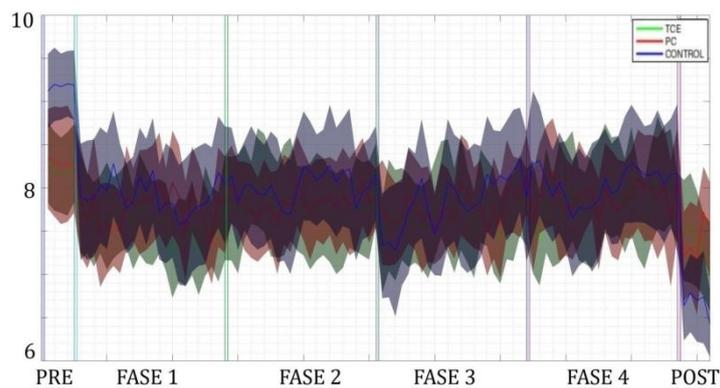
En la Figura 10 (d), cuando evaluamos el parámetro FM y lo comparamos entre los diferentes grupos de estudio (TCE, PC y sujetos de Control) podemos observar como en todas las fases existen diferencias estadísticamente significativas (test de Mann-Whitney con  $p < 0.05$ ) entre los 3 grupos de estudio.



**Figura 10:** Distribución de los valores de frecuencia mediana (FM) para los grupos (a) TCE, (b) PC, y (c) control, para cada una de las fases y (d) comparación entre los diferentes grupos. Las líneas negras indican las diferencias estadísticamente significativas para comparaciones (a,b,c) intra-grupo e (d) inter-grupo.

## 7.2.2. Frecuencia Alfa Individual

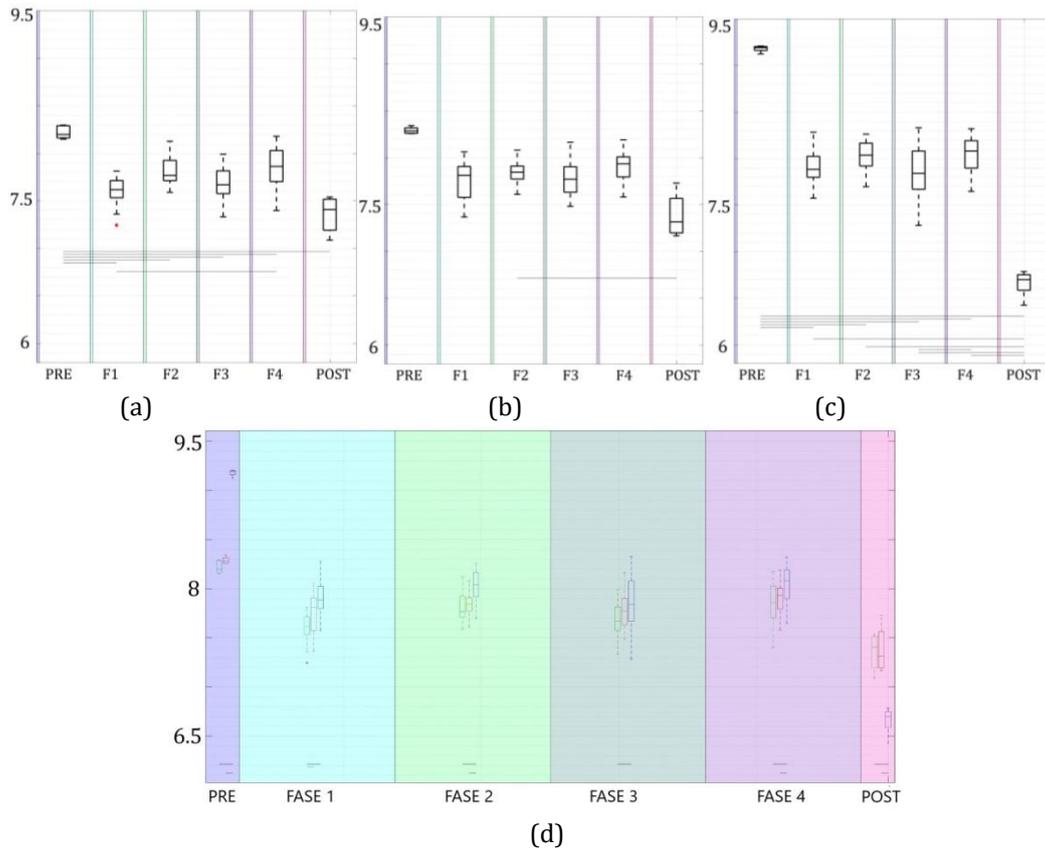
En la Figura 11 podemos observar cómo varían los valores de IAF para los diferentes grupos de estudio. Un estudio visual nos muestra que los datos más interesantes que podemos obtener de esta figura, tienen que ver con el grupo de control. Al comienzo de la sesión, en la Fase Pre, podemos ver como los valores son considerablemente más altos que para el resto de los grupos. En las siguientes fases, parece que los tres grupos tienen una distribución parecida. Es al final cuando se observa que el grupo de control muestra valores de IAF mucho más bajos, lo que sugiere que la terapia Snoezelen® produce un mayor efecto en este grupo. Esto también se observa en el grupo con sujetos que padecen TCE, pero de una forma menos acentuada.



**Figura 11:** Evolución de los valores de Frecuencia Alfa Individual (IAF) a lo largo de la sesión Snoezelen® para cada uno de los grupos. La línea continua refleja el valor medio, mientras que el sombreado indica la desviación estándar.

En la Figura 12 (a) se puede observar que las diferencias estadísticamente significativas (test de Wilcoxon con  $p < 0.05$ ) se encuentran entre la Fase Pre y el resto de las fases. Esto, no ocurre en la Figura 12 (b), donde se puede observar que solo existen diferencias estadísticamente significativas entre la fase 2 y la fase Post para el grupo PC. Por otro lado, en la Figura 12 (c), para el grupo control, se puede observar que las diferencias estadísticamente significativas (test de Wilcoxon con  $p < 0.05$ ) ocurren entre la fase Pre y la fase Post con el resto de las fases.

En la Figura 12 (d) podemos observar cómo varían estos valores entre los diferentes grupos. Esta figura nos muestra que existen diferencias estadísticamente significativas (test de Mann-Whitney con  $p < 0.05$ ) en todas las fases entre el grupo TCE y el grupo de control. En las Fases Pre, 2, 4 y Post también existen diferencias estadísticamente significativas entre el grupo de PC y el grupo control.

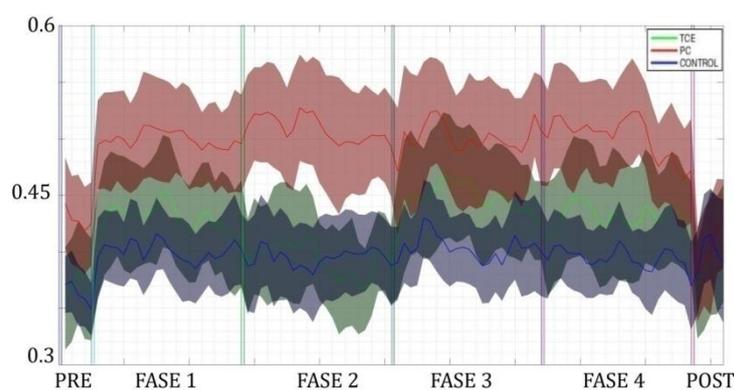


**Figura 12:** Distribución de los valores de Frecuencia Alfa Individual (IAF) para los grupos (a) TCE, (b) PC, y (c) control, para cada una de las fases y (d) comparación entre los diferentes grupos. Las líneas negras indican las diferencias estadísticamente significativas para comparaciones (a,b,c) intra-grupo e (d) inter-grupo.

## 7.3. Medidas no Lineales

### 7.3.1. Complejidad de Lempel-Ziv

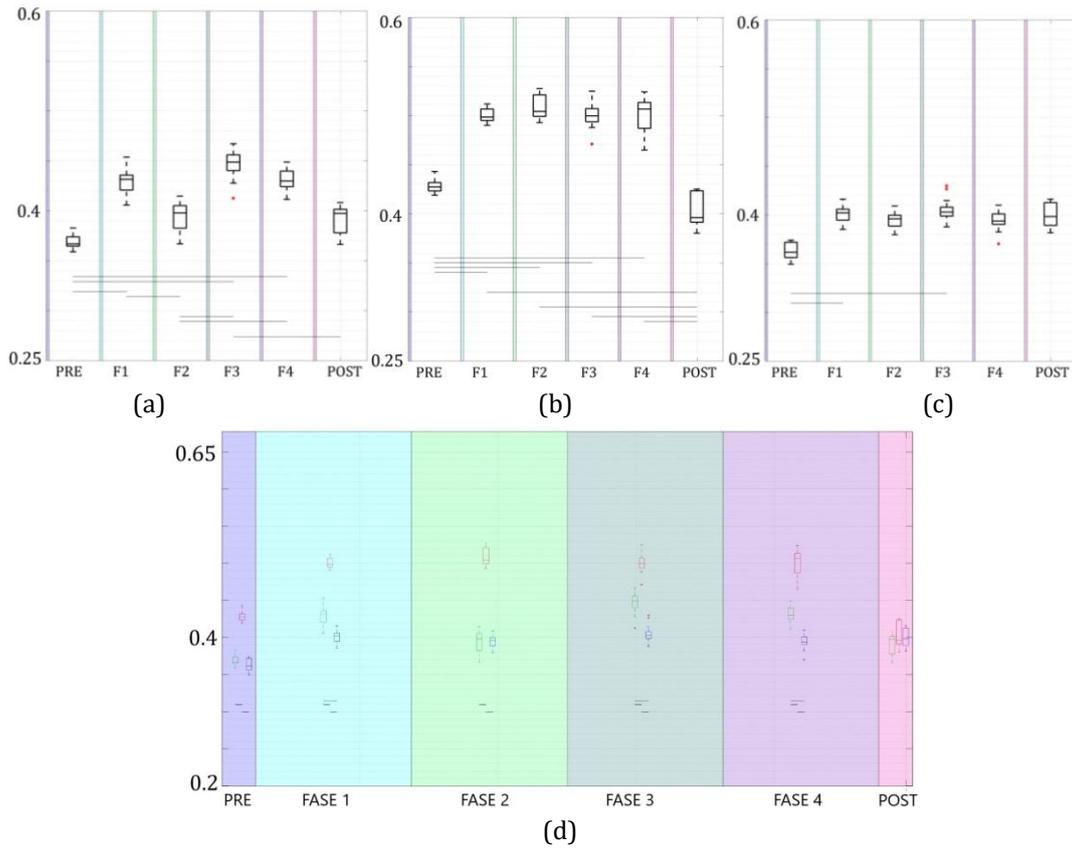
En la Figura 13, podemos ver la evolución de los valores de LZC para cada uno de los grupos. Si prestamos atención a la Fase Pre, se puede observar que los valores del grupo PC son notablemente más altos que para el resto de los grupos. Esto se mantendrá así hasta la última fase, la Fase Post. Una vez comienza la Fase 1, podemos apreciar como los valores medios crecen de forma muy clara para todos los grupos, seguramente debido al cambio de estado de ojos cerrados a ojos abiertos. Hasta la Fase 3, los valores para el grupo control y los valores medios para el grupo de TCE están muy igualados. Una vez que comienza la Fase 3, podemos ver que los valores para el grupo de TCE crecen situándose por encima de los valores del grupo control. Finalmente, en un análisis visual, podemos apreciar que, en la Fase Post, los valores de los tres grupos de estudio tienen unos valores medios parecidos, que además son parecidos a los valores obtenidos en la Fase Pre.



**Figura 13:** Evolución de los valores de Complejidad de Lempel-Ziv (LZC) a lo largo de la sesión Snoezelen® para cada uno de los grupos. La línea continua refleja el valor medio, mientras que el sombreado indica la desviación estándar.

En la Figura 14 (a) podemos observar cómo se distribuyen las diferencias estadísticamente significativas (test de Wilcoxon con  $p < 0.05$ ) para el grupo TCE. Se puede observar como existen múltiples diferencias entre las diferentes fases, sin que ninguna de las fases predomine frente a las demás. Esto también se aprecia en la Figura 14 (b). En esta Figura 14 (b) se puede apreciar que las diferencias estadísticamente significativas (test de Wilcoxon con  $p < 0.05$ ) entre fases se dan entre la fase Pre y la fase Post con el resto de fases. Por último, en la Figura 14 (c), se aprecia que existen diferencias estadísticamente significativas (test de Wilcoxon con  $p < 0.05$ ) entre la Fase Pre y la fase 1 y la fase 3.

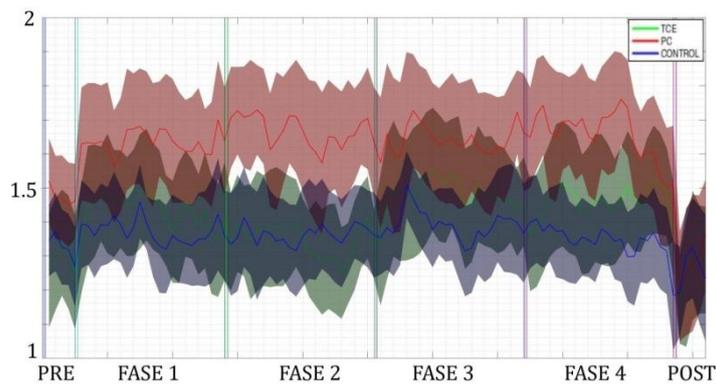
En la Figura 14 (d) se puede observar que para todas las fases excepto la última (Fase Post), existen estas diferencias estadísticamente significativas (test de Mann-Whitney con  $p < 0.05$ ) entre el grupo PC y los otros dos grupos. Además, en la Fase 1, 3 y 4 también existen diferencias estadísticamente significativas entre el grupo TCE con el grupo control. Por tanto, se pueden apreciar comportamientos similares entre el grupo TCE y el grupo control en algunas fases.



**Figura 14:** Distribución de los valores de la Complejidad de Lempel-Ziv (LZC) para los grupos (a) TCE, (b) PC, y (c) control, para cada una de las fases y (d) comparación entre los diferentes grupos. Las líneas negras indican las diferencias estadísticamente significativas para comparaciones (a,b,c) intra-grupo e (d) inter-grupo.

### 7.3.2. Entropía Muestral

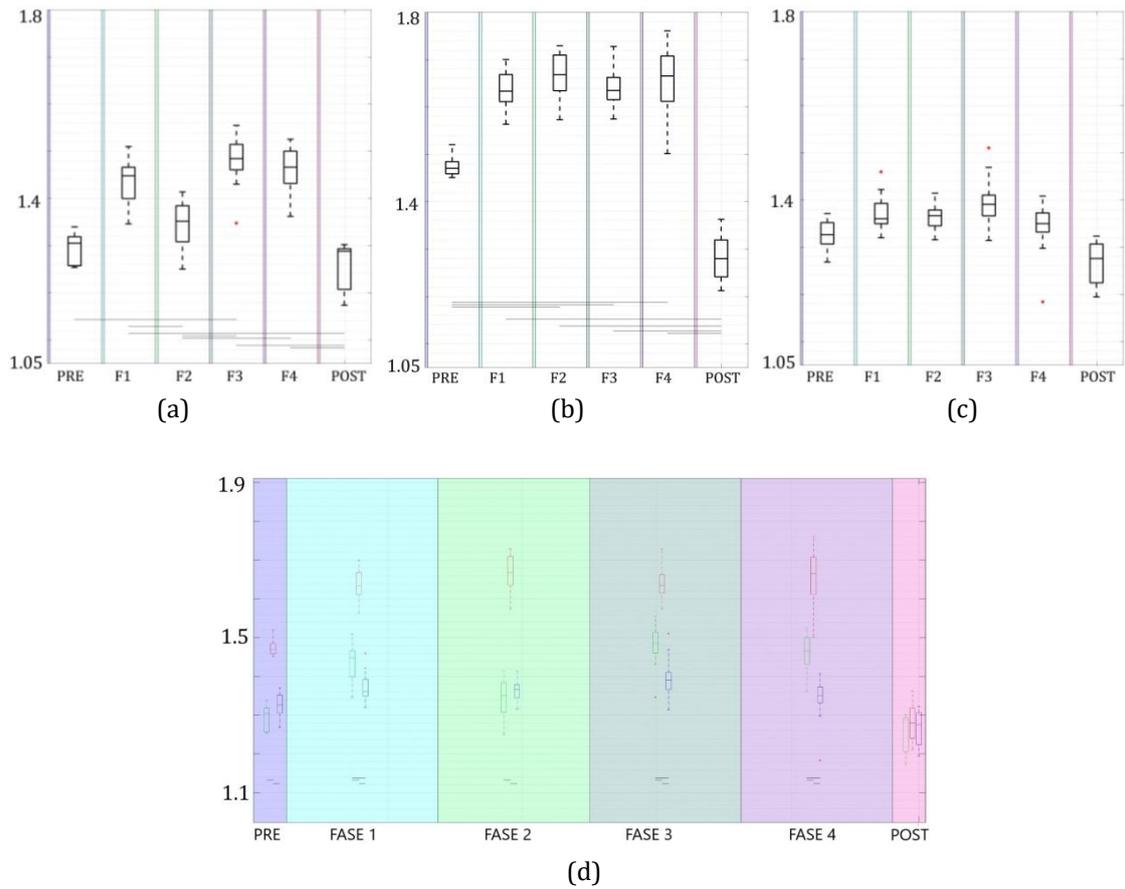
En la Figura 15, aprecia cómo varía el valor de SampEn a lo largo de la terapia. Se puede observar, en esta misma figura, los cambios en los valores medios y de desviación típica para los diferentes grupos de estudio. Al analizar visualmente la figura, podemos fijarnos en que los valores del grupo con PC son siempre más elevados salvo en la Fase Post, que se iguala al resto de grupos de estudio. Por otro lado, también merece la pena advertir que los valores para los grupos de control y TCE siguen los mismos patrones en las diferentes fases. Es en Fase Post donde los tres grupos de estudio tienen unos valores medios parecidos.



**Figura 15:** Evolución de los valores de Entropía Muestral (SampEn) a lo largo de la sesión Snoezelen® para cada uno de los grupos. La línea continua refleja el valor medio, mientras que el sombreado indica la desviación estándar.

Se puede observar que en la Figura 16 (a) existe un gran número de diferencias estadísticamente significativas (test de Wilcoxon con  $p < 0.05$ ) entre todas las fases para el grupo TCE, siendo más predominantes para la fase 2 y la fase Post. Este número de diferencias se concentra para el grupo PC (Figura 16b), en la fase Pre y la fase Post con el resto de fases. En la Figura 16 (c), que corresponde al grupo control, observamos cómo no se puede hallar ninguna diferencia estadísticamente significativa (test de Wilcoxon con  $p < 0.05$ ) entre ninguna de las fases de estudio.

Si observamos la Figura 16 (d), se puede apreciar que en las cinco primeras fases existen siempre diferencias estadísticamente significativas (test de Mann-Whitney con  $p < 0.05$ ) entre el grupo PC y los otros dos grupos. También merece la pena recalcar que en la Fase de Post no existen diferencias significativas entre los diferentes grupos. Se puede concluir que, los diferentes grupos no tienen comportamientos parecidos, referidos al parámetro SampEn, hasta la Fase Post.

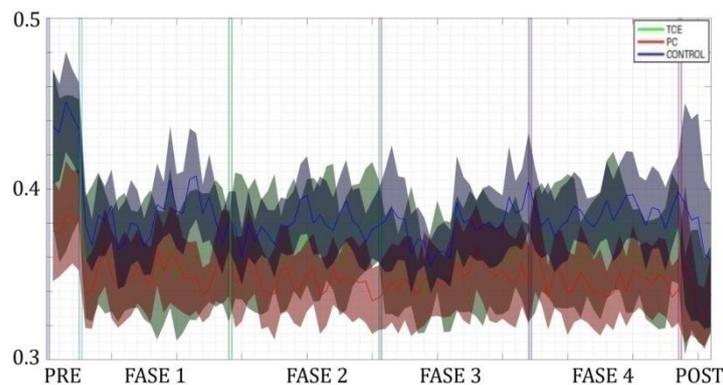


**Figura 16:** Distribución de los valores de Entropía Muestral (SampEn) para los grupos (a) TCE, (b) PC, y (c) control, para cada una de las fases y (d) comparación entre los diferentes grupos. Las líneas negras indican las diferencias estadísticamente significativas para comparaciones (a,b,c) intra-grupo e (d) inter-grupo.

## 7.4. Medidas de conectividad

### 7.4.1. Coherencia

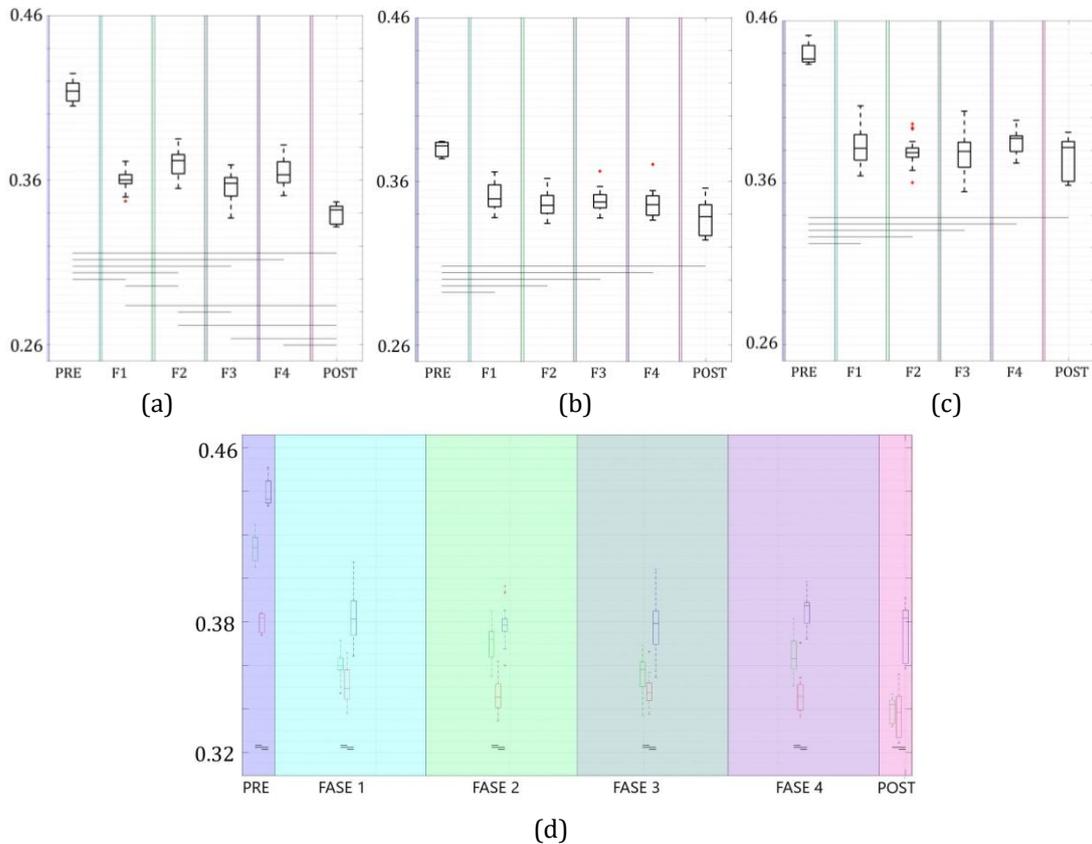
En la Figura 17, se puede apreciar los valores medios y de desviación típica para cada grupo en el estudio usando el parámetro de coherencia. Podemos observar como al principio de la terapia (Fase Pre), los valores del grupo PC son considerablemente más bajos que en los otros dos grupos. En la Fase 1, se puede observar una disminución de los valores para todos los grupos, manteniéndose el grupo PC siempre por debajo de los otros. En la Fase Post, se aprecia como el grupo TCE, así como el grupo de PC, tienen unos valores similares, mientras que el grupo control posee unos valores medio algo más altos. En esta última fase (Fase Post), se puede apreciar una disminución de los valores medios para los tres grupos.



**Figura 17:** Evolución de los valores coherencia a lo largo de la sesión Snoezelen® para cada uno de los grupos. La línea continua refleja el valor medio, mientras que el sombreado indica la desviación estándar.

Por un lado, en la Figura 18 (a) se puede apreciar que existen diferencias estadísticamente significativas (test de Wilcoxon con  $p < 0.05$ ) tanto con la Fase Pre como con la Fase Post, con el resto de las fases para el grupo TCE. En cambio, tanto en la Figura 18 (b), como en la Figura 18 (c) se puede observar que este comportamiento solo ocurre en la Fase Pre. Por tanto, para el estudio del parámetro de la coherencia en la banda alfa, se podría pensar que hay un mayor número de similitudes entre el grupo PC y el grupo control, cuando se evalúan las diferencias estadísticamente significativas.

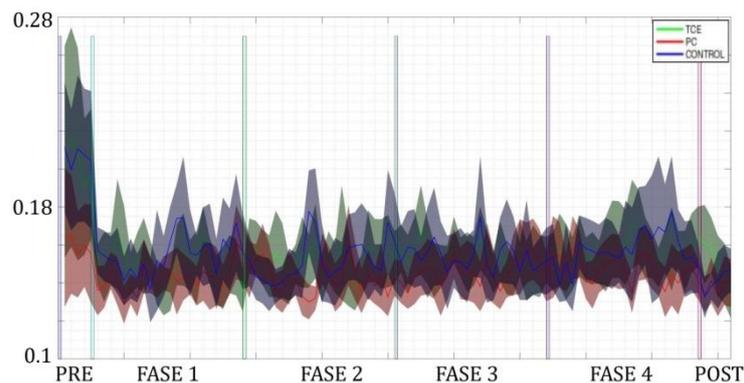
En la Figura 18 (d) se muestran diferencias estadísticamente significativas (test de Mann-Whitney con  $p < 0.05$ ) entre todos los grupos para todas las fases excepto en la fase Post en la cual no se encuentran diferencias significativas entre el grupo con TCE y el grupo con PC.



**Figura 18:** Distribución de los valores de coherencia para los grupos (a) TCE, (b) PC, y (c) control, para cada una de las fases y (d) comparación entre los diferentes grupos. Las líneas negras indican las diferencias estadísticamente significativas para comparaciones (a,b,c) intra-grupo e (d) inter-grupo.

### 7.4.2. Phase Lag Index

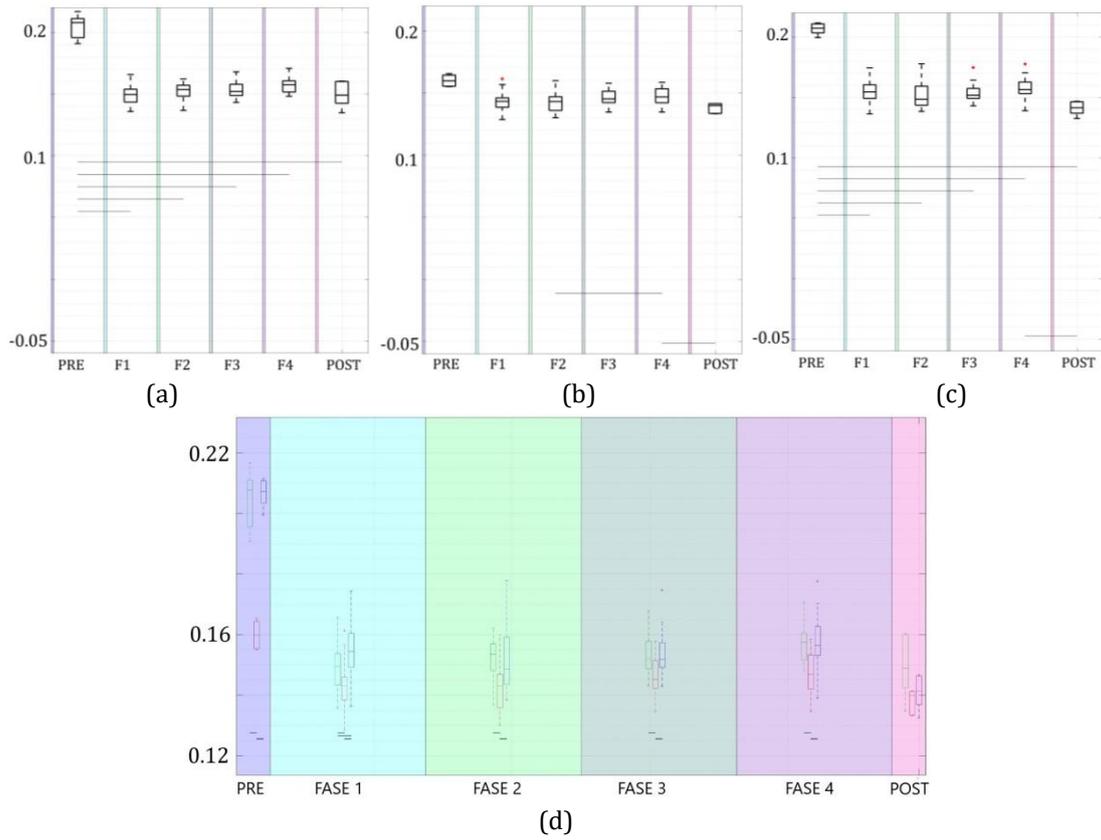
En la Figura 19, se puede ver la comparación de los valores medios y de desviación típica para cada uno de los grupos de estudio. Se observa cómo los valores de PLI en la fase Pre son muy altos en los grupos de TCE y control. Además, se puede observar que, en esta misma Fase Pre, los valores del grupo PC son considerablemente más bajos si se comparan con los anteriores. En las fases posteriores, los valores tienden a igualarse, aunque los valores del grupo PC siempre son más bajos. Se puede observar, que tras la Fase 1, la media para los grupos de estudio se mantiene casi constante.



**Figura 19:** Evolución de los valores de *Phase Lag Index (PLI)* a lo largo de la sesión Snoezelen® para cada uno de los grupos. La línea continua refleja el valor medio, mientras que el sombreado indica la desviación estándar.

Se puede observar en la Figura 20 (a) que existen diferencias estadísticamente significativas (test de Wilcoxon con  $p < 0.05$ ) entre la Fase Pre y el resto de fases para el grupo TCE. En la Figura 20 (b), que se corresponde con el grupo PC, se puede observar que las diferencias estadísticamente significativas (test de Wilcoxon con  $p < 0.05$ ) solo existen en la fase 4 con la fase 2 y la fase Post. Por último, en la Figura 20 (c), se pueden observar que la mayor parte de las diferencias estadísticamente significativas (test de Wilcoxon con  $p < 0.05$ ) es para la fase Pre con el resto de fases. Por tanto, se puede observar que los grupos que más se parecen son el grupo TCE y el grupo control.

Por otro lado, en la Figura 20 (d) se puede observar que salvo en la Fase de Post (donde no se aprecian diferencias significativas entre los grupos), en el resto de las fases siempre hay diferencias estadísticamente significativas (test de Mann-Whitney con  $p < 0.05$ ) entre el grupo PC y los otros grupos, lo cual indica mayores similitudes entre los grupos TCE y control.

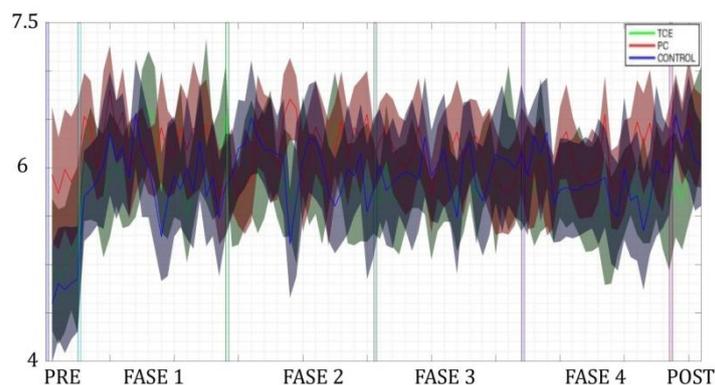


**Figura 20:** Distribución de los valores de *Phase Lag Index* (PLI) para los grupos (a) TCE, (b) PC, y (c) control, para cada una de las fases y (d) comparación entre los diferentes grupos. Las líneas negras indican las diferencias estadísticamente significativas para comparaciones (a,b,c) intra-grupo e (d) inter-grupo.

## 7.5. Medidas de red

### 7.5.1. Longitud de Camino

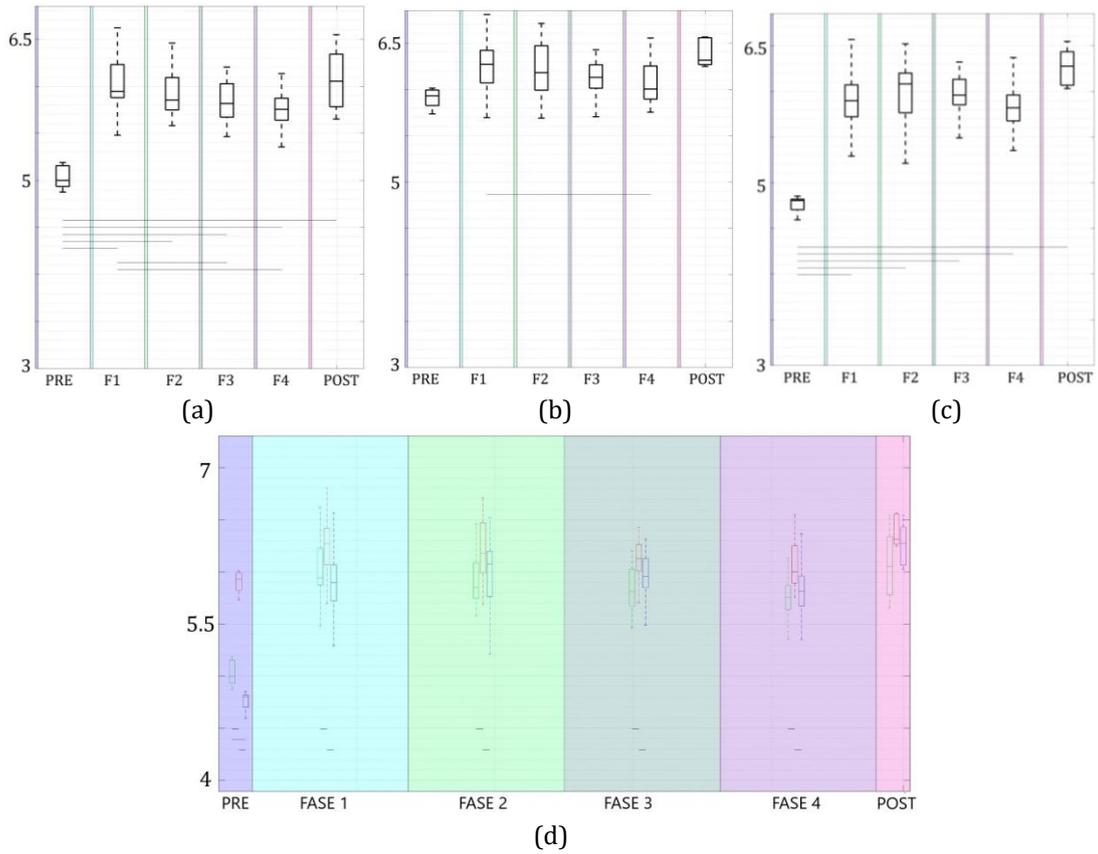
En la Figura 21, se puede apreciar los valores medios para el parámetro PL. Se puede ver como inicialmente (Fase Pre), tanto el grupo TCE como el grupo control parten de unos valores de PL más bajos que se irán incrementando en la Fase 1. A partir de esta fase, en un análisis visual, se aprecia que los valores permanecen con una media definida sin un incremento o descenso claro. Al finalizar la terapia (Fase Post), se puede apreciar como los grupos citados anteriormente han tenido un considerable aumento de sus valores de PL. Por otro lado, al evaluar los resultados de este parámetro, apenas hay diferencias en el grupo PC desde el inicio de la terapia.



**Figura 21:** Evolución de los valores de Longitud de Camino (PL) a lo largo de la sesión Snoezelen® para cada uno de los grupos. La línea continua refleja el valor medio, mientras que el sombreado indica la desviación estándar.

En la Figura 22 (a), se puede observar como la mayor parte de las diferencias estadísticamente significativas (test de Wilcoxon con  $p < 0.05$ ) entre fases, se producen con la Fase Pre, que tiene estas diferencias con todas las fases. Esto no se observa en la Figura 22 (b), ya que apenas existen diferencias estadísticamente significativas entre fases. Cuando se analiza la Figura 22 (c), sí que se aprecia, como era el caso de la Figura 22 (a), que existen diferencias estadísticamente significativas entre la Fase Pre y el resto de fases para el grupo control. Por tanto, se puede observar como existe una mayor similitud entre el grupo TCE y el grupo control.

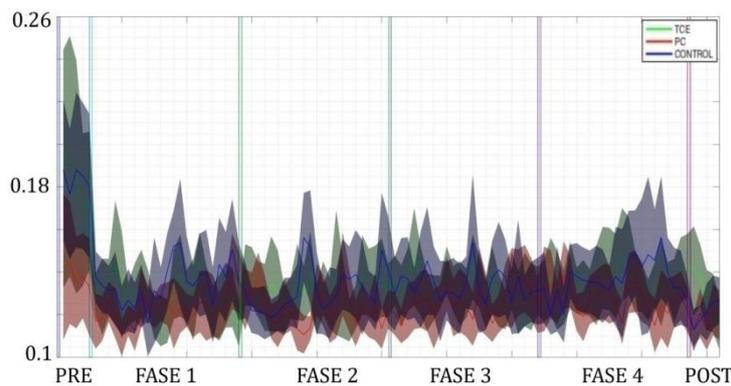
Al observar la Figura 22 (d), se puede apreciar cómo en un primer momento las diferencias estadísticamente significativas (test de Mann-Whitney con  $p < 0.05$ ) se dan entre los tres grupos en la Fase Pre. Al continuar la terapia, se observa como en el resto de fases, las diferencias estadísticamente significativas ocurren entre los grupos de TCE y PC y entre los grupos PC y control. Finalmente, para el parámetro PL, se puede observar que no existe ninguna diferencia significativa entre los diferentes grupos para la Fase Post.



**Figura 22:** Distribución de los valores de Longitud de Camino (PL) para los grupos (a) TCE, (b) PC, y (c) control, para cada una de las fases y (d) comparación entre los diferentes grupos. Las líneas negras indican las diferencias estadísticamente significativas para comparaciones (a,b,c) intra-grupo e (d) inter-grupo.

## 7.5.2. Coeficiente de Agrupamiento

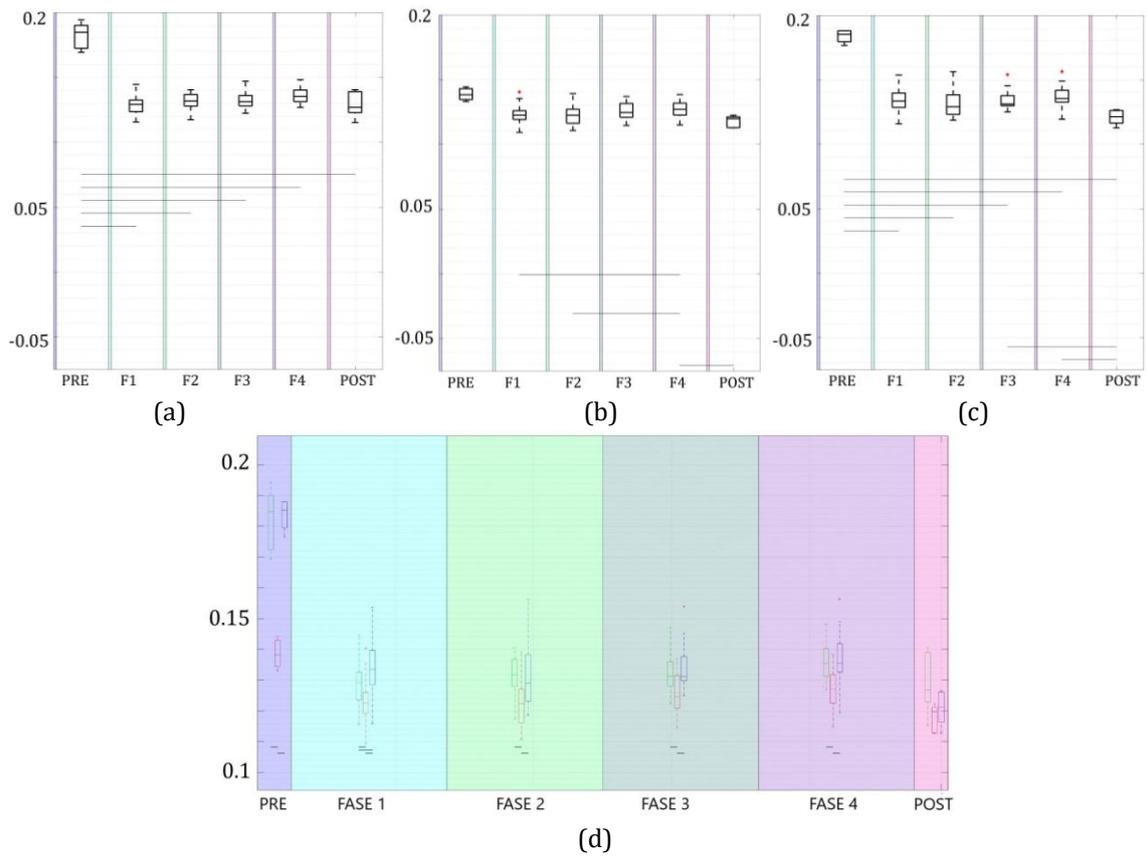
En la Figura 23, se puede observar la distribución de los valores medios, para los diferentes grupos de estudio, en relación al parámetro CIC. Se puede observar cómo no existen diferencias claras en el comportamiento de los diferentes grupos a lo largo de la terapia. Una de las principales diferencias es que al comenzar en la fase Pre, los valores medios del grupo PC son considerablemente más bajos que para los grupos TCE y control. En las siguientes fases, se puede comprobar que esto no vuelve a ocurrir. Otra diferencia, que podemos sacar del análisis visual, es que la desviación típica en el grupo control suele ser mayor, con una menor cantidad de picos en los valores medios, que en los otros grupos de estudio. Finalmente, en la fase Post, se observa que todos los grupos tienen unos valores medios parecidos.



**Figura 23:** Evolución de los valores de Coeficiente de Agrupamiento (CIC) a lo largo de la sesión Snoezelen® para cada uno de los grupos. La línea continua refleja el valor medio, mientras que el sombreado indica la desviación estándar.

En la Figura 24 (a), se puede observar que existen diferencias estadísticamente significativas (test de Wilcoxon con  $p < 0.05$ ) entre la Fase Pre y el resto de fases para el grupo TCE. En la Figura 24 (b) se observa que las diferencias estadísticamente significativas (test de Wilcoxon con  $p < 0.05$ ) solo ocurren entre la fase 4 con la fase 1, la fase 2 y la fase Post. Por último, en la Figura 24 (c), se observa que la mayor densidad de diferencias estadísticamente significativas (test de Wilcoxon con  $p < 0.05$ ) ocurren entre la Fase Pre y el resto de fases para el grupo control. Por tanto, en este caso también ocurre que hay una mayor semejanza entre el grupo TCE y el grupo control.

En la Figura 24 (d), se puede observar que salvo en el caso de la Fase Post, siempre hay diferencias estadísticamente significativas (test de Mann-Whitney con  $p < 0.05$ ), entre el grupo TCE y PC, así como entre el grupo PC y el grupo control. Una vez finalizada la terapia, en la Fase Post, se aprecia que no hay diferencias estadísticamente significativas entre grupos.



**Figura 24:** Distribución de los valores de Coeficiente de Agrupamiento (CLC) para los grupos (a) TCE, (b) PC, y (c) control, para cada una de las fases y (d) comparación entre los diferentes grupos. Las líneas negras indican las diferencias estadísticamente significativas para comparaciones (a,b,c) intra-grupo e (d) inter-grupo.

## **7.6. Resumen**

Una vez obtenidos los resultados de todos los parámetros de estudio, podemos concluir que para la mayoría de parámetros existen bastantes similitudes entre los grupos TCE y control. También hemos observado que existen diferencias estadísticamente significativas entre la Fase Pre y el resto de fases. Esto era esperable, especialmente para los parámetros calculados en la banda alfa, ya que la Fase Pre se realiza con los ojos cerrados, y las fases intermedias se realizaban con los ojos abiertos.



## **CAPÍTULO 8**

---

### **DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES**

8.1. Introducción.....	65
8.2. Discusión y conclusiones.....	65
8.3. Líneas futuras de investigación.....	67

## 8.1. Introducción

En este TFG se ha tratado de evaluar la eficacia de la terapia multi-sensorial Snoezelen® mediante ocho medidas de procesamiento de señal complementarias. Como ya se ha dicho anteriormente, la terapia Snoezelen® busca la relajación de los sujetos mediante diferentes tipos de estimulación sensorial. La principal hipótesis de este TFG es que las sesiones Snoezelen® afectan a la actividad eléctrica cerebral de los sujetos participantes. Además, planteamos que estos cambios deberían ser diferentes para cada uno de los grupos de estudio, debido a la presencia de diferentes niveles de daño cerebral. Nuestros resultados muestran que, efectivamente, la terapia Snoezelen® provoca cambios en el EEG de los sujetos participantes. Además, hemos comprobado que el comportamiento en los grupos TCE y control es bastante similar; sin embargo, los resultados obtenidos para los sujetos con PC difieren de los anteriores, seguramente debido a que el daño cerebral era más manifiesto en este grupo. Por tanto, se han verificado las dos hipótesis planteadas al inicio del TFG.

## 8.2. Discusión y conclusiones

La actividad EEG se ha analizado con ocho diferentes métodos de procesamiento de señal: FM, IAF, LZC, SampEn, coherencia en banda alfa, PLI en banda alfa, PL en banda alfa y CIC en banda alfa. En este TFG se pretendía cuantificar los cambios que ocurrían en sujetos con distintos niveles de daño cerebral durante una sesión de terapia multi-sensorial Snoezelen®.

Podemos observar, que en los parámetros de FM y de IAF, existe una disminución de los valores medios de la señal al comparar la Fase Pre y la Fase Post. En el estudio realizado por Poza et al., 2013 se pudo observar un descenso de los valores de la FM en las regiones parietal y lateral derecha. Estudios posteriores también reportaron que los cambios que se observaron en la distribución de la potencia relativa provenían principalmente de las regiones fronto-temporales y parieto-occipital izquierda para las bandas de baja frecuencia. En el estudio de Gómez et al. de 2016 también se observó una importante reducción de los valores de FM e IAF como consecuencia de la terapia Snoezelen® en sujetos con daño cerebral. Las conclusiones que obtuvieron fueron que estas reducciones no implican necesariamente que la terapia Snoezelen® produzca reparaciones neuronales en los pacientes, sino que, posiblemente, estos cambios corresponderían con la relajación que los sujetos experimentan durante la terapia. Existen otros estudios que relacionan una ralentización de la actividad EEG con estados de relajación psicológica (Knott et al., 1997). Otros estudios sugieren que la relajación provoca una ralentización de la actividad cerebral (Cahn et al., 2006).

Para los parámetros de LZC y SampEn, se ha podido observar también una disminución de los valores medios de los parámetros, aunque en este caso esta disminución es menor que en el caso de la FM e IAF. La reducción de estos valores está asociada a una reducción en la complejidad e irregularidad de la actividad EEG. Esto también se ha podido observar con otros tipos de meditación diferentes a nuestra terapia Snoezelen®. Esta reducción en la complejidad se observó también en el estudio realizado por Gómez et al. en 2016. En este estudio, se pudo percibir que los cambios producidos fueron mayores en el grupo control que en el grupo TCE. Una de las hipótesis que baraja este estudio, es que la terapia multi-sensorial Snoezelen® afecta al SNC, haciendo que la actividad oscilatoria disminuya. Sobre la complejidad e irregularidad de las señales tras someter a los sujetos a sesiones de relajación se pueden encontrar otros artículos que apoyan nuestras conclusiones (Natarajan et al., 2004; Vyšata et al., 2014).

En cuanto a la coherencia y al PLI, también se ha observado una reducción de los valores medios entre la Fase Pre y la Fase Post. En ambos casos, el cambio más drástico se produjo al comienzo de la Fase 1. Para el parámetro de coherencia, se podía observar como las diferencias estadísticamente significativas ocurrían entre todos los grupos en todas las fases, siendo de esta manera muy difícil encontrar patrones de los cuales obtener información. Con referencia al parámetro PLI, se pudo observar que siempre existían diferencias estadísticamente significativas entre los grupos TCE y PC, así como entre los grupos PC y control. Esto cambiaba en la Fase Post, donde estas diferencias estadísticamente significativas entre grupos desaparecían. En el estudio de Lehmann et al. en 2012 también se apreció un descenso significativo en los valores de coherencia durante las fases de meditación en todos los sujetos. En este estudio, se llega a la conclusión de que la meditación no es comparable con la ejecución de otras tareas o el estar dormido. Un valor menor de coherencia implica una mayor independencia entre las regiones cerebrales.

Mientras que con el parámetro PL se ha obtenido un aumento de los valores medios de la señal, una vez comenzada la Fase 1, para el parámetro CIC se ha obtenido un claro descenso de los valores medios al comenzar la Fase 1. En ambos casos, este cambio se ha mantenido hasta el final de la terapia. Con estos parámetros se puede ver como los valores medios del grupo PC distan mucho de los del grupo control, pero al final de la sesión estas diferencias se han reducido, desapareciendo, en esos casos, las diferencias estadísticamente significativas entre los grupos. El aumento del parámetro PL puede constituir una mejora, ya que debe existir un equilibrio entre las regiones especializadas dentro del cerebro y regiones más globales. En el estudio de Haan et al. de 2009 se obtuvo que en caso de que el PL y el CIC disminuyan puede indicar que la red neuronal se vuelve más imprevisible. Por otro lado, el mismo estudio de Haan et al., indica que una disminución en el parámetro PL, junto con un aumento de los valores del CIC,

indican un aumento del síndrome de desconexión y una reducción de la conectividad cerebral que se puede llegar a relacionar con la enfermedad de Alzheimer. En el estudio realizado por Lagopoulos et al. en 2009 se comprobó como las técnicas de relajación afecta a la banda alfa modificando la potencia de las señales EEG durante el periodo de meditación. En este estudio, sus sujetos no sufrían daño cerebral, sino que llevaban meditando entre 9 y 14 años.

De la mano de las conclusiones obtenidas en los estudios citados anteriormente, se puede concluir que, efectivamente se pueden apreciar cambios en los diferentes grupos de estudio, que parecen estar debidos a un mayor nivel de relajación. Por tanto, la terapia multi-sensorial Snoezelen® parece presentar mejorías para sujetos con daño cerebral, siendo estas más notables en el grupo TCE que en el grupo de los sujetos con PC.

### **8.3. Líneas futuras de investigación**

A partir de las conclusiones que se han obtenido en el anterior apartado, podemos proponer una serie de líneas futuras de investigación para seguir desarrollando este proyecto.

Una de las limitaciones que ha tenido este estudio ha sido el uso de 18 sujetos para cada grupo. En futuras investigaciones sería útil disponer de un mayor número de sujetos por grupo, para de esta manera poder obtener resultados más concluyentes. También sería importante una mayor homogeneidad en los niveles de daño cerebral para cada grupo, lo que nos permitiría obtener conclusiones más relevantes.

Como ya se ha explicado anteriormente, en este estudio únicamente se ha analizado la banda alfa, tanto para las medidas de conectividad como para los parámetros de medidas de red. Sería interesante también obtener resultados para el resto de bandas del EEG, ya que podrían proporcionar información complementaria.

Por último, se podrían usar un mayor número de medidas y parámetros que nos permitan tener unos resultados más amplios, y que nos ayuden a encontrar más relaciones entre los diferentes grupos de estudio.

## BIBLIOGRAFÍA

---

Bobath B. Desarrollo motor en distintos tipos de parálisis cerebral, Editorial Panamericana, 1994.

Besthorn C., Förstl H., Geiger-Kabish H., Sattel H., Gasser T., & Schreiter-Gasser U. EEG coherence in Alzheimer disease, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 90, pp. 242–245, 1994.

Bronzino J. *The Biomedical Engineering Handbook*. CRC Press LLC, Boca Raton, 2000.

Burguess JE. Critical Care of patients with traumatic brain injury. Intensive care medicine. Fourth edition. Irwin and Rippe's, 1998.

Cid MJ. Estimulación multisensorial en un espacio Snoezelen: concepto y campos de aplicación. *Revista Siglo Cero*, vol. 41, pp. 22 – 32, 2010.

Cohen A. Biomedical Signals: Origin and dynamic characteristics: Frequency-domain analysis, *The Biomedical Engineering Handbook*, pp. 52 – 54, 2000.

Connolly AM., Volpe JJ. Clinical features of bilirubin encephalopathy. *Clinics in Perinatology*, vol. 17, pp. 371-9, 1990.

Micheloyannis S., Pachou E., Stam CJ., Vourkas M., Erimaki S., Tsirka V. Using graph theoretical analysis of multi channel EEG to evaluate the neural efficiency hypothesis. *Neuroscience*, vol. 402, pp. 273-277, 2006.

Cuvo AJ., May ME., Post TM. Effects of living room, Snoezelen room, and outdoor activities on stereotypic behavior and engagement by adults with profound mental retardation. *Research in Developmental Disabilities*, vol. 22, pp. 183–204, 2001.

Eicher PS., Batshaw ML. Cerebral Palsy. *Pediatric Clinic North America*, vol. 40, pp. 537-51, 1993.

Gallego J., Vicente JJ., Napier B. Introducción a la hipoterapia e hípica terapéutica en parálisis cerebral. *Servicio de publicaciones de la Universidad de Almería*, 1999.

Cahn, BR., Polich, J. Meditation states and traits: EEG, ERP, and neuroimaging studies, *Psychological Bulletin*, vol. 132, pp. 180–211, 2006.

Gómez C., Poza J., Gutiérrez MT., Prada E., Mendoza N., Hornero R. Characterization of EEG patterns in brain-injured subjects and controls after a Snoezelen® intervention, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 136, pp. 1-9, 2016.

Huertas E. La sala Snoezelen en terapia ocupacional. *TOG (A Coruña)*, vol. 6, 2009.

Hulsegge J., Verheul A. Snoezelen: Another World. A Practical Book of Sensory Experience Environments for the Mentally Handicapped. Rompa Editorial, 1987.

Haan W., Pijnenburg Y., Strijers R., Made Y., Flier W., Scheltens P., Stam. Functional neural network analysis in frontotemporal dementia and Alzheimer's disease using EEG and graph theory. *BMC Neuroscience*, vol. 101,2009.

Hutchinson R., Kewin J. Sensations and disability. 1<sup>o</sup> ed. *United Kingdom:ROMPA International Ltd*, 1994.

Mapleson WW. The elimination of rebreathing in various semiclosed anaesthetic systems. *British Journal Anaesthesia*, vol. 26, pp. 323-32, 1954.

MatesanzB., Cid P. El entorno Snoezelen en la escuela. En: Moreno JM, Montero PJ, García- Bahamonde ME. Parálisis cerebral, Talleres y recursos. 1<sup>a</sup> ed. Madrid: *CCS, Colección Campus*. pp. 259- 287, 2009.

McCrea M., Kelly JP., Randolph C., Cisler R., Berger L. Immediate neurocognitive effects of concussion. *Neurosurgery*, vol. 50, pp. 1032-42, 2002.

Murillo F., Muñoz MA. Traumatismo craneoencefálico. Principios de urgencias, emergencias y cuidados críticos. *Samiuc*. 1999.

Vyšata O., Schätz M., Kopal J., Burian J., Procházka A., Jiří K., Hort J., Vališ M. Non-linear EEG measures in meditation. *Scientific Research*, vol.7, pp. 731-738, 2014.

Nelson KB., Swaiman KF., Roussman BS. Cerebral palsy. *Swaiman KF. Pediatric Neurology*. St. Louis, Missouri, Mosby 1994.

Lesley C., Elizabeth S., Michael F. Smith. Cerebral palsy: the child and young person, 1992.

Goljahani A., D'Avanzo C., Schiff S., Amodio P., Bisiacchi P., Sparacino G. A novel method for the determination of the EEG individual alpha frequency. *NeuroImage*, vol. 60, pp. 774-786, 2012.

Levitt, S., Tratamiento de la parálisis cerebral y del retraso motor, 2000.

Llorente A., Martínez I. Electroencefalografía. *Aula Bioingeniería Tecnología*, vol. 2, pp. 229 – 237, 2003.

Okumura A., Hayakawa F., KatoT., Kuno K., Watanabe. MRI findings in patients with spastic cerebral palsy. I:Correlationwithgestationalage at birth. *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol.39, pp. 363-368, 1997.

Poza, J. Tesis Doctoral: Análisis tiempo-frecuencia de la actividad magnetoencefalográfica espontánea en la Enfermedad de Alzheimer. *Universidad de Valladolid*, 2008.

Natarajan K., Acharya R., Alias F., Tiboleng T., Puthusserypady S. Nonlinear analysis of EEG signals at different mental states. *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 3, 2004.

Poza J., Gómez C., Gutiérrez M. T., Mendoza N.,Hornero R. Effects of a multi-sensory environment on brain-injured patients: Assesment of spectral patterns. *Medical Engineering & Physics*, vol. 35, pp. 365 – 375, 2013.

Gómez C., Hornero R., Abasolo D., Fernandez A., Escudero J. Analysis of MEG recordings from Alzheimer's disease patients with sample and multiscale entropies. *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 6183-6186, 2007.

Sahuquillo J., Vilalta J., Lamarca J., Rubio E., Rodriguez-Pazos M., Salva JA. Diffuse axonal injury after head trauma. *Advances and Technical Standards in Neurosurgery*. vol. 27 pp. 23-86, 2002.

Shapiro BK., Palmer FB., Watchtel RC., Capute AJ. Associated dysfunctions. In *Comprehensive management of cerebral palsy*. Thomson GH, Robin II, Bilenker RM Eds. Grone and Stratton, New York, pp. 87-95, 1983.

Singh NN., Lancioni GE., Winton AS., Molina EJ., Sage M., Brown S., Groeneweg J. Effects of Snoezelen room, Activities of Daily Living skills training, and Vocational skills training on aggression and self-injury by adults with mental retardation and mental illness. *Research in Developmental Disabilities*, vol. 25, pp. 285-93, 2004.

Stanton M. *Cerebral palsy handbook: a practical guide for parents and carers*, Editorial Random House, 1992.

Stam CJ., van Straaten, ECW. The organization of physiological brain networks. *Clinical Neurophysiology*, vol. 123(6), pp. 1067-1087, 2002.

Gómez C., Hornero R., Fernández A., Abásolo D., López M. Decreased Lempel-Ziv complexity in Alzheimer's disease patients' magnetoencephalograms. *27 st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Shanghai, China, pp. 6434-6437, 2005.

Van Albada SJ., Robinson PA. Relationships between electroencephalographic spectral peaks across frequency bands. *Frontiers in Human Neuroscience*, vol. 7, 2013.

Van Den Heuvel MP., Pol, HEH. Exploración de la red cerebral: una revisión de la conectividad funcional en la RMf en estado de reposo. *Psiquiatría Biológica*, vol. 18(1), pp. 28-41, 2011

Wiklund LM., Uvebrant P. Hemiplegic cerebral palsy: Correlation between CT morphology and clinical finding. *Developmental Medicine & Child Neurology* vol. 33 pp. 730-6, 1991.

Yus S. & Cidoncha M. *Traumatismo Craneoencefálico (TCE)*. Manual de Medicina Intensiva. 2ª edición, 2000.

Lagopoulos J., Xu J., Rasmussen I., Vik A. Malhi G. et al. Increased Theta and Alpha EEG Activity During Nondirective Meditation. *The Journal of Alternative and Complementary Medicine* vol. 15 pp. 1187-1192, 2009.

Nohales N. Trabajo Fin de Máster: Caracterización de los mecanismos de organización neuronal tras una sesión de estimulación multisensorial. *Repositorio Universidad de Valladolid*, 2016.

Vecchio F. et al. Human Brain Networks in Cognitive Decline: A Graph Theoretical Analysis of Cortical Connectivity from EEG Data. *IOS Press Content Library*, vol. 41 pp. 113-127, 2014.

Gambús P. Empleo del electroencefalograma como medida del nivel de profundidad del efecto de los anestésicos. *Dipòsit Digital de la Universitat de Barcelona*, 2002.

Aicardi J. Epilepsy in brain-injured children. *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 32, pp. 191-202,1990.

Knott V., Bakish D., Lusk S., Barkely J. Relaxation-induced EEG alterations in panic disorder patients. *Journal of Anxiety Disorders* vol. 11, pp. 365-376, 1997.

Lehmann D., Faber P., Tei S., Pascual-Marqui R., Milz P., Kochi K. Reduced functional connectivity between cortical sources in five meditation traditions detected with lagged coherence using EEG tomography. *NeuroImage*, vol.60 pp.1574-1586, 2012.

Carrión P., Ródenas J., Rieta J. Procesado de Señales Biomédicas. *Ediciones de la Universidad de Castilla-La Mancha*, 2007.