



UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

E.T.S.I. TELECOMUNICACIÓN

TRABAJO FIN DE GRADO

GRADO EN INGENIERÍA DE TECNOLOGÍAS DE TELECOMUNICACIÓN

**Evaluación de la terapia multi-sensorial
mediante el análisis de electroencefalogramas**

Autor:

D. Daniel Manrique Lucas

Tutor:

D. Jesús Poza Crespo

Valladolid, 11 de Septiembre de 2014

TÍTULO: Evaluación de la terapia multi-sensorial mediante el análisis de electroencefalogramas

TITLE: Assessment of multi-sensory therapy by means of electroencephalogram analysis

AUTOR: D. Daniel Manrique Lucas

TUTOR: D. Jesús Poza Crespo

DEPARTAMENTO: 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: 11 de Septiembre de 2014

CALIFICACIÓN:

Porque los Imposibles También Existen...

Resumen y Palabras Clave

La terapia multi-sensorial Snoezelen[®] tiene el objetivo de proporcionar un estado de relajación mediante la estimulación de los órganos sensoriales. Habitualmente, esta terapia se aplica en un amplio rango de condiciones (e.g. pacientes con demencia, discapacidad intelectual o con daños cerebrales severos). A día de hoy se ha constatado un amplio rango de beneficios tras la práctica de la misma de manera cualitativa. Sin embargo, actualmente son escasos los estudios que evalúen la efectividad e influencia de la terapia multi-sensorial de manera cuantitativa.

Este trabajo fin de grado (TFG) está motivado en base a ser uno de los primeros estudios que permita evaluar cuantitativamente la influencia de la terapia multi-sensorial Snoezelen[®]. El objetivo de este TFG es caracterizar la dinámica cerebral en sujetos con lesiones cerebrales (traumatismo craneoencefálico (TCE) y parálisis cerebral (PC)), mediante un estudio de la evaluación de la terapia multi-sensorial Snoezelen[®]. Esta evaluación se llevó a cabo mediante la aplicación de medidas de conectividad funcional en el cerebro, así como el cálculo de parámetros de red. En concreto, se obtuvieron medidas de coherencia espectral y 6 parámetros de red: el grado de nodo, el coeficiente de agrupamiento medio, la longitud característica de camino, la centralidad de nodo media, la eficiencia global media y el coeficiente de correlación medio.

Los resultados obtenidos para las medidas de coherencia, antes y después de la aplicación de la terapia multi-sensorial, reflejaron un aumento de la misma en los grupos de usuarios controles (CT) y usuarios con PC, así como la presencia de diferencias significativas en los mismos ($p < 0.05$). Mientras para el grupo de usuarios con TCE, se apreció una disminución de las medidas de coherencia, con presencia de diferencias significativas ($p < 0.05$). Respecto a los resultados obtenidos para los parámetros de red, antes y después de la aplicación de la terapia multi-sensorial, se observó un aumento del grado de nodo, del coeficiente de agrupamiento medio, de la eficiencia global media y una disminución de la centralidad de nodo media, de la longitud característica de camino y del coeficiente de correlación medio, para los grupos de usuarios CT y con PC. Se hallaron tendencias a presentar diferencias significativas ($p < 0.1$) para los grupos anteriores. Mientras, para el grupo de usuarios TCE, se observó la tendencia contraria a las variaciones de los parámetros de red en los grupos de usuarios CT y con PC.

A la vista de los resultados obtenidos, la conclusión principal de este estudio es que la aplicación de la terapia multi-sensorial produce una variación de las medidas de coherencia y parámetros de red en grupos de usuarios con lesiones cerebrales. Esto permite poner una base a futuras líneas de investigación para poder complementar los hallazgos obtenidos en este TFG en el contexto de la terapia multi-sensorial Snoezelen®.

Palabras Clave

Terapia Multi-Sensorial Snoezelen®, Lesiones Cerebrales, Electroencefalografía, Densidad Espectral de Potencia, Medidas de Coherencia, Teoría de Grafos, Parámetros de Red.

Abstract and Keywords

The Snoezelen[®] multi-sensory therapy was introduced to provide a state of relaxation by means of the stimulation of the primary sense organs. The multi-sensory therapy is usually applied in a wide range of conditions (e.g., patients with dementia, intellectual disabilities or brain-injured patients). Nowadays, a wide range of benefits have been qualitatively demonstrated. However, only a few studies have focused on quantitatively assessing the effectiveness of multi-sensory therapy.

This Final Grade Project (FGP) is aimed at quantitatively evaluate the changes that multi-sensory therapy elicits in brain dynamics of brain injured subjects (suffering from traumatic brain injury, TBI, and cerebral palsy, CP). In order to characterize electroencephalographic brain activity, several brain connectivity measures and different network parameters were computed. Specifically, the spectral coherence was calculated to analyze connectivity patterns and six network parameters were computed to study brain network organization (i.e. node degree, clustering coefficient, characteristic path length, betweenness node centrality, global efficiency and assortativity coefficient).

The results showed that multi-sensory therapy elicits a significant ($p < 0.05$) global increase of connectivity in controls and subjects with CP. On the other hand, a significant ($p < 0.05$) global decrease of connectivity was obtained by TBI subjects. Network analyses revealed that controls and subjects with CP obtained an increase of node degree, clustering coefficient and global efficiency, along with a decrease of betweenness node centrality, characteristic path length and assortativity coefficient. In the case of CP subjects a trend towards significance was found ($p < 0.1$). On the other hand, TBI subjects showed the opposite changes to those found for controls and CP subjects.

The main conclusion of the study is that multi-sensory therapy elicits several changes in brain dynamics, in terms of connectivity and network organization. Furthermore, this work can be considered as the first study that addresses the characterization of brain patterns associated with multi-sensory therapy, using connectivity and network parameters.

Keywords

Snoezelen[®] Multi-Sensory Therapy, Brain Injury, Electroencephalography, Power Spectral Density, Coherence Measures, Graph Theory, Network Parameters.

Agradecimientos

En este pequeño apartado, me gustaría agradecer a todos aquellos y aquellas que han hecho posible el desarrollo y consecución de este Trabajo Fin de Grado y, por consiguiente, el convertirme en un Graduado en Ingeniería de Telecomunicación.

En primer lugar, y con mi más sentido afecto, a Carmen, por todo su apoyo, comprensión, cariño, ayuda y estar siempre ahí, en los buenos y malos momentos de cada día. Porque sé que sin ti no hubiera sido posible volar tan alto ni enseñarme lo que hoy soy...

En segundo lugar, a toda mi familia, por su sacrificio hacia mí y haberme enseñado siempre a luchar por lo que uno quiere en la vida durante todos estos años. Aunque la travesía no haya sido fácil, lo importante es siempre llegar a buen puerto...

En tercer lugar, a mi tutor Jesús Poza, por haberme guiado en los pasos a seguir para llegar hasta aquí y haberme dado la oportunidad de poder realizar este proyecto.

Finalmente, agradecer a todos los compañeros/as, amigos/as, profesores/as y resto de conocidos de los que he aprendido muchas y muy buenas cosas, sacando lo mejor de mí.

En verdad, GRACIAS POR TODO.

Índice General

Resumen y Palabras Clave	i
<i>Abstract and Keywords</i>	iii
Agradecimientos	v
Índice General	vii
Índice de Figuras	xi
Índice de Tablas	xv
Capítulo 1. Introducción	1
1.1 Introducción al Tratamiento de Señales Biomédicas.....	3
1.1.1 Relación Entre el Cuerpo Humano y las Señales Biomédicas.....	3
1.1.2 Origen y Características de las Señales Biomédicas.....	3
1.1.3 Ejemplos de Señales Biomédicas Bioeléctricas más Comunes.....	4
1.1.4 Procesado Digital de Señales Biomédicas.....	5
1.2 Terapia Multi-Sensorial Snoezelen®.....	8
1.3 Electroencefalografía.....	9
1.4 Objetivos del TFG.....	10
1.5 Metodología Aplicada.....	11
1.6 Estructura de la Memoria del TFG.....	13

Capítulo 2. Sistema Nervioso y Electroencefalografía.....	15
2.1 Introducción.....	17
2.2 Sistema Nervioso Humano.....	17
2.2.1 Introducción y Estructura.....	17
2.2.2 Sistema Nervioso Central.....	19
2.2.2.1 Encéfalo.....	19
2.2.2.2 Médula Espinal.....	23
2.2.3 Sistema Nervioso Periférico.....	25
2.2.4 Neurona.....	25
2.2.5 Fisiología del Impulso Nervioso.....	27
2.3 Electroencefalografía.....	30
2.3.1 Técnicas de Registro de Señales EEG.....	30
2.3.2 Metodología de Captación del EEG.....	30
2.3.3 Sistema Internacional 10 – 20.....	34
2.3.4 Procedimiento del Montaje del EEG.....	39
2.3.5 Ondas EEG.....	42
Capítulo 3. Terapia Multi-Sensorial Snoezelen®	47
3.1 Introducción.....	49
3.2 Concepto Snoezelen®	49
3.3 Entornos Snoezelen® y sus Características.....	50
3.4 Ejemplos de Campos de Aplicación. Relación con Otros Estudios.....	51
3.4.1 Estudio de la Metodología Snoezelen® en Pacientes con Dificultad en el Aprendizaje.....	52
3.4.2 Estudio de la Metodología Snoezelen® en Pacientes con Demencia.....	54
3.4.3 Estudio de la Metodología Snoezelen® en el Tratamiento Del Dolor.....	55

3.4.4 Estudio de los Efectos de la Metodología Snoezelen® en Pacientes con Daño Cerebral.....	56
3.4.5 Otros Campos de Aplicación de la Terapia Snoezelen®	57
Capítulo 4. Sujetos, Señales y Métodos Aplicados.....	59
4.1 Introducción.....	61
4.2 Características de las Señales y Sujetos a Analizar.....	61
4.2.1 Datos Sociodemográficos y de Diagnóstico de los Sujetos	61
4.2.2 Características de los Registros EEG.....	62
4.3 Procesado de Señales.....	64
4.3.1 Muestreo de Señales.....	64
4.3.2 Transformada de Fourier.....	65
4.3.3 Densidad Espectral de Potencia.....	67
4.4 Métodos Aplicados.....	68
4.4.1 Medidas de Coherencia.....	68
4.4.2 Teoría de Grafos.....	69
4.4.2.1 Construcción de Redes Cerebrales.....	69
4.4.2.2 Parámetros de Red.....	71
4.4.2.3 Medidas Básicas.....	73
4.4.2.4 Medidas de Segregación Funcional.....	73
4.4.2.5 Medidas de Integración Funcional.....	74
4.4.2.6 Medidas de Centralidad.....	75
4.4.2.7 Medidas de Resistencia y/o Flexibilidad.....	75
4.4.3 Análisis Estadístico.....	75
Capítulo 5. Resultados.....	77
5.1 Introducción.....	79
5.2 Medidas de Coherencia.....	79
5.3 Grado de Nodo.....	82

5.4 Centralidad de Nodo Media.....	84
5.5 Coeficiente de Agrupamiento Medio.....	86
5.6 Longitud de Camino Característica.....	88
5.7 Eficiencia Global Media.....	89
5.8 Coeficiente de Correlación Medio.....	90
Capítulo 6. Discusión.....	91
6.1 Introducción.....	93
6.2 Evaluación de las Medidas de Coherencia.....	93
6.3 Evaluación de los Parámetros de Red.....	94
Capítulo 7. Conclusiones y Perspectivas Futuras.....	99
7.1 Introducción.....	101
7.2 Objetivos Iniciales y Alcanzados.....	101
7.3 Conclusiones Finales.....	102
7.4 Limitaciones del Estudio.....	103
7.5 Perspectivas Futuras de Investigación.....	104
Bibliografía.....	109
Anexo I. Glosario de Siglas y Acrónimos.....	119
Anexo II. Pliego de Condiciones.....	125
Anexo III. Presupuesto.....	135

Índice de Figuras

Figura 1.1	Listado de las señales biomédicas bioeléctricas más comunes.....	5
Figura 1.2	Etapas de aplicación del procesado digital de señales biomédicas.....	7
Figura 1.3	Metodología aplicada en el proyecto.....	12
Figura 2.1	Principales divisiones del sistema nervioso.....	18
Figura 2.2	Vista lateral izquierda y troncal del encéfalo.....	20
Figura 2.3	Vista lateral de la sección media del encéfalo y tronco del encéfalo.....	20
Figura 2.4	Visualización de los homúnculos humanos sensitivo y motor.....	21
Figura 2.5	Áreas funcionales del cerebro.....	22
Figura 2.6	Estructura de la médula espinal.....	23
Figura 2.7	Visualización de la médula espinal en el ser humano.....	24
Figura 2.8	Dibujo esquemático de una neurona motora.....	26
Figura 2.9	Tres posibles estados de una neurona en relación a los cambios en su potencial de acción.....	28
Figura 2.10	Diversos tipos de electrodos superficiales.....	33
Figura 2.11	Disposición de los puntos Fp y O.....	36
Figura 2.12	Disposición de los puntos Fz, Cz y Pz.....	36
Figura 2.13	Colocación de los electrodos T3 y T4.....	36
Figura 2.14	Colocación de los electrodos C3 y C4.....	37
Figura 2.15	Colocación de los electrodos F3 y F4.....	37

Figura 2.16 Colocación de los electrodos P3 y P4.....	37
Figura 2.17 Colocación de los electrodos Fp1, Fp2, O1, O2, F7, F8, T5 y T6.....	38
Figura 2.18 Colocación de los electrodos A1 y A2.....	38
Figura 2.19 Disposición de los electrodos según la versión europea.....	38
Figura 2.20 Esquema electrodo mediante registro monopolar.....	39
Figura 2.21 Esquema del sistema Wilson con ocho electrodos (E1 – E8).....	40
Figura 2.22 Esquema electrodos mediante registro bipolar.....	41
Figura 2.23 Esquema de los montajes bipolares habituales.....	41
Figura 2.24 Tipos de ondas presentes en una señal EEG.....	43
Figura 2.25 Densidad espectral de potencia de una señal EEG.....	44
Figura 2.26 Diversos ejemplos de artefactos del EEG.....	45
Figura 3.1 Ejemplo de un esquema de diseño de una sala Snoezelen.....	52
Figura 4.1 Respuesta en frecuencia del filtro <i>FIR</i> paso-banda software con banda de paso entre 1 y 40 Hz empleado con las señales EEG.....	63
Figura 4.2 Respuesta en frecuencia del filtro <i>FIR</i> paso-banda software con banda de paso entre 8 y 13 Hz empleado con las señales EEG para su filtrado en la banda <i>alpha</i> de frecuencia.....	63
Figura 4.3 Esquema de representación de una red en forma de grafo en función del tipo de enlaces que posea.....	70
Figura 4.4 Descripción visual de diferentes parámetros de red de grafos.....	72
Figura 5.1 Representación de las variaciones de las medidas de coherencia promedio, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial, para los tres grupos.....	80
Figura 5.2 Representación de las diferencias significativas intra-grupo para las matrices de coherencia promedio para los tres grupos, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.....	81
Figura 5.3 Representación de las diferencias significativas inter-grupo para las matrices de coherencia promedio para los tres grupos, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.....	81

Figura 5.4	Boxplot de la variación del parámetro K, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.....	82
Figura 5.5	Distribución espacial de la variación del parámetro K, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.....	83
Figura 5.6	Distribución espacial de las diferencias significativas intra-grupo para el parámetro K, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.....	83
Figura 5.7	Distribución espacial de las diferencias significativas inter-grupo para el parámetro K, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.....	83
Figura 5.8	Boxplot de la variación del parámetro B, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.....	84
Figura 5.9	Distribución espacial de la variación del parámetro B, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.....	85
Figura 5.10	Distribución espacial de las diferencias significativas intra-grupo para el parámetro B, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.....	85
Figura 5.11	Distribución espacial de las diferencias significativas inter-grupo para el parámetro B, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.....	85
Figura 5.12	Boxplot de la variación del parámetro C, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.....	86
Figura 5.13	Distribución espacial de la variación del parámetro C, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.....	87
Figura 5.14	Distribución espacial de las diferencias significativas intra-grupo para el parámetro C, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.....	87
Figura 5.15	Distribución espacial de las diferencias significativas inter-grupo para el parámetro C, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.....	87

Figura 5.16	Boxplot de la variación del parámetro L, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.....	88
Figura 5.17	Boxplot de la variación del parámetro E, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.....	89
Figura 5.18	Boxplot de la variación del parámetro R, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.....	90

Índice de Tablas

Tabla 2.1	Parejas de electrodos empleados en los diferentes montajes del EEG.....	42
Tabla 3.1	Beneficios obtenidos en la evaluación de la aplicación de la terapia multi-sensorial en pacientes con dificultades en el aprendizaje.....	53
Tabla 3.2	Beneficios obtenidos en la evaluación de la aplicación de la terapia multi-sensorial en pacientes con demencia.....	54
Tabla 4.1	Resumen de los datos sociodemográficos de los sujetos de los grupos de estudio.....	62
Tabla 4.2	Resumen comparativo de ejemplos de análisis estadístico con métodos paramétricos y no paramétricos.....	80
Tabla Anexo I.	Glosario de Siglas y Acrónimos.....	123

Capítulo 1 - Introducción

1.1	Introducción al Tratamiento de Señales Biomédicas.....	3
1.2	Terapia Multi-Sensorial Snoezelen®	8
1.3	Electroencefalografía.....	9
1.4	Objetivos del TFG.....	10
1.5	Metodología Aplicada.....	11
1.6	Estructura de la Memoria del TFG.....	13

1.1 Introducción al Tratamiento de Señales Biomédicas

1.1.1 Relación Entre el Cuerpo Humano y las Señales Biomédicas

El cuerpo humano es una conjunción de múltiples procesos químicos, electroquímicos, biológicos y fisiológicos para controlar y mantener el denominado “medio interno” (*inner milieu*), la homeostasis (Sánchez 2008).

Todos estos procesos son fenómenos complejos, que se acompañan o manifiestan mediante señales que reflejan su naturaleza y actividad. Tales señales pueden ser de diversos tipos, desde señales bioquímicas como hormonas y neurotransmisores, hasta señales eléctricas, como potenciales o corrientes, y físicas como presión o temperatura (Sánchez 2008).

Las enfermedades y trastornos en sistemas biológicos causan alteraciones en los procesos fisiológicos normales, trastornando estos procesos y provocando el malfuncionamiento del sistema, entendiendo como tal al organismo. Por tanto, un proceso patológico está asociado a señales de diferente naturaleza que aquellas que operan en condiciones normales. Si se es capaz de comprender de forma específica el sistema, será posible observar estas señales y como afectan al sistema (Sánchez 2008).

La representación de las señales biomédicas de forma electrónica facilita el procesado y análisis de los datos. Los principales objetivos del procesamiento y análisis de estas señales son la adquisición de información, diagnóstico, monitorización, terapia, control y evaluación (Sánchez 2008).

1.1.2 Origen y Características de las Señales Biomédicas

Soliman *et ál.* (1999) definen las señales como magnitudes físicas o variables detectables, mediante las que se pueden transmitir mensajes o información. Cohen (2000) aclara referente a las señales biomédicas, que son señales usadas en el campo de la medicina con información del sistema biológico bajo investigación. El procesamiento de este tipo de señales posee unas características especiales basadas en la propia complejidad del sistema en estudio, ya que serán necesarios en la mayoría de los casos métodos y técnicas no invasivas para su medida. De la propia definición de señales biomédicas que se utiliza, es claro deducir que este tipo de señales sólo difieren de otros tipos en términos de su propia aplicación y de la variedad de fuentes de su origen (Sánchez 2008).

Las señales biomédicas son registros espaciales, temporales o espacio-temporales de eventos tales como el latido del corazón o la contracción de un músculo. La actividad eléctrica, química o mecánica que ocurre durante estos eventos biológicos frecuentemente produce señales que pueden ser medidas y analizadas. En consecuencia las señales biomédicas o bioseñales contienen información que puede ser utilizada para explicar los mecanismos fisiológicos subyacentes en un evento o un sistema biológico específico (Sánchez 2008).

Las bioseñales pueden ser clasificadas de muchas maneras. Algunas de las formas más importantes de clasificarlas son según (Sánchez 2008):

- a) La fuente. Las bioseñales pueden ser clasificadas según la fuente o naturaleza física. Esta clasificación puede ser usada cuando las características físicas básicas de los procesos subyacentes son de interés, como ocurre cuando se desea un modelo para la señal.

De acuerdo a la fuente de la señal, se distingue entre señales bioeléctricas, biomagnéticas, bioquímicas, biomecánicas, bioacústicas o bioópticas.

En función de su naturaleza física, es posible distinguir entre bioseñales continuas (están definidas a lo largo de un intervalo continuo de tiempo o de espacio y son descritas por funciones variables continuas) o discretas (definidas solo en puntos discretos del tiempo o del espacio y representadas como secuencias de números). Las señales producidas por sistemas biológicos son casi siempre señales continuas.

- b) La aplicación biomédica. La señal biomédica es adquirida y procesada con propósitos de diagnóstico, monitorización o de otro tipo. La clasificación puede ser concebida de acuerdo con el campo de aplicación, por ejemplo cardiología o neurología. Tal clasificación puede ser de interés cuando el propósito es, por ejemplo, el estudio del sistema fisiológico.
- c) Las características de la señal. Desde el punto de vista del análisis de la señal, éste es el método de clasificación más relevante. Cuando el propósito fundamental es el procesamiento, no es relevante cuál es la fuente de la señal o a qué sistema biomédico ésta pertenece; lo que es primordial son las características de la señal.

En este sentido, las bioseñales pueden ser clasificadas como deterministas o como aleatorias. Las señales deterministas pueden ser descritas mediante funciones matemáticas o reglas. Las funciones matemáticas no pueden ser usadas para describir precisamente las señales aleatorias, que exhiben distribuciones probabilísticas y pueden ser expresadas en términos de propiedades estadísticas (Sánchez 2008).

1.1.3 Ejemplos de Señales Biomédicas Bioeléctricas más Comunes

La Figura 1.1 muestra algunas de las señales biomédicas bioeléctricas más comunes junto con algunas de sus características (Bronzino *et ál.* 2011) (e.g., información de las mismas acerca de su método de adquisición, el rango de frecuencias característico que poseen, los niveles de variación de su amplitud expresados mediante su rango dinámico, y algunas consideraciones adicionales).

Classification	Acquisition	Frequency Range	Dynamic Range	Comments
Bioelectric				
Action potential	Microelectrodes	100 Hz–2 kHz	10 μ V–100 mV	Invasive measurement of cell membrane potential
Electroneurogram (ENG)	Needle electrode	100 Hz–1 kHz	5 μ V–10 mV	Potential of a nerve bundle
Electroretinogram (ERG)	Microelectrode	0.2–200 Hz	0.5 μ V–1 mV	Evoked flash potential
Electro-oculogram (EOG)	Surface electrodes	dc–100 Hz	10 μ V–5 mV	Steady-corneal-retinal potential
Electroencephalogram (EEG)				
Surface	Surface electrodes	0.5–100 Hz	2–100 μ V	Multichannel (6–32) scalp potential
Delta range		0.5–4 Hz		Young children, deep sleep and pathologies
Theta range		4–8 Hz		Temporal and central areas during alert states
Alpha range		8–13 Hz		Awake, relaxed, closed eyes
Beta range		13–22 Hz		
Sleep spindles		6–15 Hz	50–100 μ V	Bursts of about 0.2 to 0.6 s
K-complexes		12–14 Hz	100–200 μ V	Bursts during moderate and deep sleep
Evoked potentials (EP)	Surface electrodes		0.1–20 μ V	Response of brain potential to stimulus
Visual (VEP)		1–300 Hz	1–20 μ V	Occipital lobe recordings, 200-ms duration
Somatosensory (SEP)		2 Hz–3 kHz		Sensory cortex
Auditory (AEP)		100 Hz–3 kHz	0.5–10 μ V	Vertex recordings
Electrocorticogram	Needle electrodes	100 Hz–5 kHz		Recordings from exposed surface of brain
Electromyography (EMG)				
Single-fiber (SFEMG)	Needle electrode	500 Hz–10 kHz	1–10 μ V	Action potentials from single muscle fiber
Motor unit action potential (MUAP)	Needle electrode	5 Hz–10 kHz	100 μ V–2 mV	
Surface EMG (SEMGM)	Surface electrodes			
Skeletal muscle		2–500 Hz	50 μ V–5 mV	
Smooth muscle		0.01–1 Hz		
Electrocardiogram (ECG)	Surface electrodes	0.05–100 Hz	1–10 mV	
High-Frequency ECG	Surface electrodes	100 Hz–1 kHz	100 μ V–2 mV	Notches and slus waveforms superimposed on the ECG.

Figura 1.1 - Listado de las señales biomédicas bioeléctricas más comunes junto con algunas de sus características (Bronzino et ál. 2011).

1.1.4 Procesado Digital de Señales Biomédicas

Una señal es un medio de transmisión de información. Para obtener información sobre la fuente de la señal, o para modificar dicha señal, suele ser necesario aplicar algún tipo de operaciones. También en el caso de imágenes (señales 2D o 3D) puede ser necesario aumentar el contraste, suavizar, eliminar ruido, detectar bordes, etc. Se necesita, por tanto, aplicar un tratamiento especial para extraer la información deseada. Esta fase de aplicación suele denominarse preprocesado (Guerrero 2010a).

Una vez extraída la información, puede ser interesante compararla con las obtenidas en otros casos, e intentar clasificarla dentro de alguno de estos tipos (patologías, etc.). En este supuesto, el procesado digital realiza una tarea de ayuda al diagnóstico. Otra ocasión en que es necesario aplicar un tratamiento a la señal es cuando se desea transmitir o almacenar eficientemente gran cantidad de información con vistas a un mejor aprovechamiento del ancho de banda de transmisión disponible o a una optimización de

los dispositivos de memoria masiva, requiriéndose una compresión de los datos que permita reducir el tiempo de transmisión, la cantidad de datos a transmitir y/o almacenar, y su correcta reconstrucción (Guerrero 2010a).

La Figura 1.2 muestra un diagrama genérico de las distintas etapas de aplicación del procesado digital de señales biomédicas. Obviamente, dependiendo de la aplicación serán necesarios sólo determinados bloques. A continuación se describen brevemente (Guerrero 2010a):

- a) **Preprocesado.** Se intenta destacar la información deseada del resto de la señal, que usualmente tiene ruido aditivo o multiplicativo asociado, y de la cual puede interesar tan sólo una parte (e.g., eliminación del electromiograma (EMG) superpuesto al electrocardiograma (ECG)). Se aplican técnicas de atenuación y cancelación de ruido (filtrado digital y adaptativo, promediado, etc.), para lo cual se necesita un conocimiento de las características de la señal y del ruido.
- b) **Segmentación.** Las características de la señal suelen presentar variaciones con el tiempo. Para poder aplicar algunas herramientas de procesado digital, que hacen la suposición de que la señal es estacionaria, es necesario acotar o segmentar la ventana temporal sobre la que se aplican para asegurar que el tramo de señal que contiene cumple dicha condición.
- c) **Transformación.** Las señales biomédicas generalmente se obtienen en el dominio del tiempo. No obstante, en algunos casos, se puede estudiar mejor una señal en otro dominio. Por ejemplo, el electroencefalograma (EEG) no presenta una señal generalmente identificable en el dominio del tiempo, pero si se pueden clasificar intervalos en el dominio de la frecuencia. En estos casos, será necesario aplicar transformadas a la misma.
- d) **Detección de formas de onda.** Frecuentemente, la información relevante de la señal posee una onda característica que se conoce de forma general (por ejemplo, el complejo de ondas QRS en el ECG). Es necesario, en algunos casos, detectar estas ondas características, generalmente como paso previo a algún procesado posterior (la detección del QRS permite obtener la serie temporal entre dos ondas R consecutivas (RR), que a su vez es estudiada para obtener información sobre determinadas patologías cardíacas).
- e) **Otros procesados.** La señal, previamente tratada por los bloques comentados, puede seguir siendo procesada. Dentro de este procesado posterior se incluiría desde medidas de relaciones entre señales, tanto en el dominio del tiempo como en el de la frecuencia (correlación, espectro cruzado), hasta transformaciones más complejas, como puede ser la obtención de imágenes, etc.

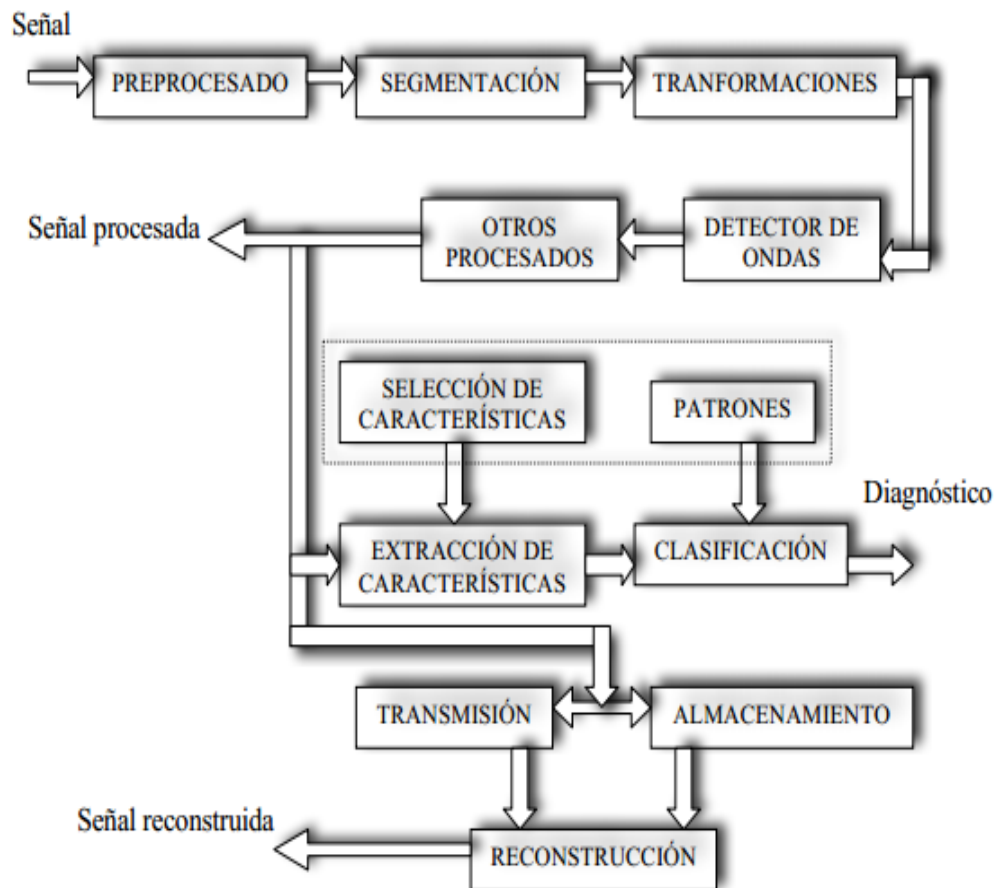


Figura 1.2 - Etapas de aplicación del procesamiento digital de señales biomédicas (Guerrero 2010a).

- f) Extracción de características. La señal generalmente presenta información redundante, por lo que trabajar directamente con la misma no es la opción óptima. Esto es crucial cuando se requiere una transmisión o almacenamiento optimizado. En este caso, el objetivo es extraer un conjunto de características relevantes de la señal que permitan su representación sin redundancias de información. El tipo de características seleccionado y su número responden a un equilibrio entre la necesidad de minimización, y de otro el error en la representación de la señal real. Por otra parte, la obtención de un conjunto de características que representen y determinen la señal permite la caracterización (modelización) y predicción del comportamiento del sistema.
- g) Clasificación. La clasificación permite, a partir de una serie de patrones previamente definidos que establecen las características propias de cada patología, y de las características extraídas de la señal de entrada, determinar a qué clase corresponde la señal (implementa de hecho un diagnóstico automático).

- h)** Almacenamiento-transmisión. En ambos casos, el objetivo es obtener una representación comprimida de la señal para optimizar las necesidades de memoria y de ancho de canal. Posteriormente se puede invertir el proceso, descomprimiendo la señal.

En este trabajo fin de grado (TFG), se pretende analizar señales biomédicas basadas en registros de actividad electromagnética del cerebro, particularmente de los campos eléctricos generados por el mismo, registrados mediante EEG. Los registros EEG representan la actividad eléctrica de las partes del cerebro en funcionamiento, producida a partir de los potenciales individuales de cada una de sus células nerviosas (Martín *et ál.* 2000). A través de diversos estudios se ha constatado que el procesamiento de información a nivel neuronal sufre alteraciones en patologías asociadas a lesiones cerebrales que afectan al sistema nervioso central (Cummmings 2004b). Por lo tanto, es posible suponer que este tipo de perturbaciones induzcan cierto impacto en la actividad electromagnética (EM) espontánea del cerebro.

1.2 Terapia Multi-Sensorial Snoezelen®

La terapia multi-sensorial es un tipo de tratamiento que normalmente tiene lugar en una sala específicamente diseñada para estimular los sentidos primarios. Un caso particular son las salas de estimulación multi-sensorial Snoezelen®, que contienen equipamiento sensorial táctil, olfativo, auditivo, vestibular y propioceptivo, tal como bolas de cristal, cables de fibra óptica, música relajante, columnas de burbujas y otros estímulos sensoriales. Estos pueden ser presentados de forma aislada o combinados, intensificados o atenuados, y de forma que la interacción con los mismos sea pasiva o activa. Una sala Snoezelen® está diseñada para crear un sentimiento de confort y seguridad, donde el sujeto puede relajarse, así como explorar y disfrutar del entorno. Estas salas han sido utilizadas para tratar a personas mayores con demencia, adultos con retraso mental profundo, personas con discapacidades intelectuales, enfermos de autismo y niños con daño cerebral severo (Baillon 2002).

Aunque algunos investigadores han obtenido resultados negativos tras aplicar terapias de estimulación multi-sensorial, la mayoría de los estudios en este sentido han observado efectos positivos tras las mismas. En este sentido, Hotz *et ál.* analizaron los cambios que se producían en varias variables fisiológicas tras aplicar terapia de estimulación multi-sensorial a niños con daño cerebral severo. Sus resultados revelaron que las variables analizadas sufrían cambios significativos que se podían identificar con un efecto beneficioso del tratamiento. Aunque, como se ha mencionado, la mayoría de las investigaciones sugieren que este tipo de terapia produce efectos positivos, la gran parte de las mismas están basadas únicamente en observaciones subjetivas o datos cualitativos. Como consecuencia, son necesarios nuevos estudios que analicen y cuantifiquen de forma sistemática los efectos que producen las terapias de estimulación multi-sensorial.

Una observación común tras la estimulación multi-sensorial consiste en la aparición de un estado de relajación, lo que sugiere que el sistema nervioso central se ve afectado. Es razonable suponer por tanto que los registros EEG reflejarán los cambios inducidos en la actividad cerebral. En el caso particular de estimulación multi-sensorial con una sala Snoezelen[®] hasta la fecha existen muy pocos estudios publicados (Poza *et ál.* 2013, Lindsay *et ál.* 2001) que han abordado el análisis de los patrones cerebrales asociados a este tipo de terapia. Así pues, se ve necesario profundizar en el análisis de los cambios inducidos en la actividad cerebral por este tipo de intervenciones multi-sensorial, como las llevadas a cabo en salas Snoezelen[®].

En este TFG, se llevará a cabo una evaluación cuantitativa de los efectos de la aplicación de la terapia multi-sensorial Snoezelen[®] en grupos de voluntarios con traumatismo craneoencefálico (TCE) y parálisis cerebral (PC), con el propósito de explorar posibles diferencias significativas entre dichos grupos de pacientes y un grupo de sujetos de control, mediante el cálculo de medidas de conectividad y la aplicación de parámetros de la teoría de grafos.

1.3 *Electroencefalografía*

El sistema nervioso está compuesto por multitud de células nerviosas, denominadas neuronas, que constantemente comparten información entre ellas. En el proceso de intercambio de información actúan unas sustancias químicas llamadas neurotransmisores, haciendo posible dicho intercambio a través de variaciones en la permeabilidad de la membrana celular. Dichos cambios permiten la entrada y salida de un determinado tipo de iones al interior y exterior de la neurona, generando así cambios en el potencial de las zonas cercanas a ésta y, en consecuencia, cambios en el campo electromagnético local. Algunas de las técnicas neurofisiológicas se basan en la medición, mediante la aplicación de diversos métodos, de estas variaciones del campo electromagnético (Carr & Brown 2001).

Existen diversas técnicas de captación de esta actividad, diferenciándose en la forma de registrar las variaciones. Históricamente, la primera de ellas en emplearse fue la electroencefalografía, basándose en medir los campos eléctricos originados en el encéfalo. Con el paso del tiempo, han surgido nuevas técnicas que han complementado al EEG como son la magnetoencefalografía (MEG, *Magnetoencephalography*), la resonancia magnética (MR, *Magnetic Resonance*) o la tomografía por emisión de positrones (PET, *Positron emission tomography*). Aun así, debido a su simplicidad y su bajo coste, el estudio del EEG sigue siendo un campo que despierta gran interés (Rodríguez 2012).

En el presente TFG, se llevará a cabo un estudio de una serie de registros EEG procedentes de sujetos con TCE, pacientes con PC y controles (CT) con el objetivo de explorar y analizar las posibles diferencias que puedan darse tanto dentro de un mismo grupo como entre ambos, tras la aplicación a los mismos de la terapia multi-sensorial. Por lo tanto, para la evaluación de esta última se aplicarán unas medidas de conectividad

funcional y un análisis de grafos a dichos registros EEG. Estudios anteriores en esta línea (Poza *et al.* 2013) han revelado que la aplicación de la terapia multi-sensorial produce cambios en los patrones EEG. Concretamente, una disminución de medidas de potencias relativas en determinadas bandas de frecuencia o una ralentización de la actividad oscilatoria EEG.

1.4 *Objetivos del TFG*

El objetivo fundamental de este TFG es **caracterizar la dinámica cerebral en sujetos con traumatismo craneoencefálico y parálisis cerebral, mediante un estudio de la evaluación de la terapia multi-sensorial Snoezelen® a través de la conectividad funcional y el análisis de grafos sobre registros EEG.**

Para llevar a cabo la realización de este TFG se plantearon la consecución de una serie de objetivos específicos:

- Buscar información bibliográfica sobre métodos de representación y análisis de teoría de grafos, aplicable a señales biomédicas en general y EEG en particular.
- Buscar información bibliográfica sobre aplicación y evaluación de la terapia multi-sensorial Snoezelen®, electroencefalografía, así como temas relacionados con el procesado y características de las señales biomédicas.
- Buscar información bibliográfica sobre estudios previos publicados en relación al contexto de la terapia multi-sensorial y a la metodología aplicada.
- Seleccionar la metodología de aplicación al estudio.
- Diseñar e implementación de un “*toolbox*” con el software MATLAB® para el procesado de señales biomédicas.
- Calcular los parámetros y/o medidas a realizar en el estudio.
- Analizar estadísticamente los resultados y, posteriormente, realizar una discusión sobre los mismos.
- Comparar los resultados obtenidos con los conseguidos en estudios anteriores.
- Obtener conclusiones finales y evaluar el grado de cumplimiento de los objetivos principales establecidos.

En resumen, la finalidad de las tareas desarrolladas ha sido el desarrollo e implementación de métodos de procesado de señal sobre registros EEG, con el fin de evaluar los cambios inducidos en la actividad neuronal de personas con daño cerebral, tras participar en una sesión de estimulación de terapia multi-sensorial Snoezelen®.

1.5 Metodología Aplicada

Para lograr el objetivo fundamental de este TFG anteriormente, se han seguido una serie de tareas, ilustradas en el diagrama de bloques de la Figura 1.3, que identifican las etapas de las que ha constado esta investigación.

Primeramente, se realizó una selección de registros EEG a analizar, procedentes de usuarios del Centro de Referencia Estatal (CRE) 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. Concretamente, se seleccionaron registros EEG de un total de 57 sujetos de edad media, 19 de ellos sujetos sanos de control, 21 de ellos sujetos diagnosticados con traumatismo craneoencefálico y 19 sujetos diagnosticados con parálisis cerebral. Dichos registros fueron tomados utilizando el sistema internacional 10-20, y almacenando la información captada en los electrodos C3, C4, Cz, F3, F4, F7, F8, Fp1, Fp2, Fz, O1, O2, P3, P4, Pz, T3, T4, T5 y T6. Posteriormente, se llevó a cabo un filtrado y muestreo de la información de dichos registros con una frecuencia de 500 Hz, para poder almacenarse en ficheros ASCII (*American Standard Code for Information Interchange*) para su posterior análisis. Además se realizó un análisis visual de las señales con el propósito de identificar y eliminar artefactos que pudiesen interferir en los resultados del TFG.

Cabe mencionar que se realizó un filtrado adicional en la banda alfa de frecuencia (8 – 13 Hz) de las señales EEG. Esto se debió a que en análisis, no se obtuvieron resultados concluyentes al utilizar las señales EEG con todas las bandas de frecuencia de interés de su espectro (delta, zeta, alfa, beta, gamma). La elección del filtrado en la banda alfa de frecuencia en los registros EEG se llevó a cabo en base a que estudios previos indicaban que esa banda podría ser interesante para analizar el efecto de la terapia de estimulación multi-sensorial (Poza *et al.* 2013).

Las señales a estudiar consisten en registros EEG de la actividad espontánea cerebral, por lo que no existen eventos temporales a analizar. Por lo tanto, parece apropiado analizar la información espectral de las señales mediante la Transformada de Fourier (FT). La FT se utilizó para el cálculo de las densidades espectrales de potencia (PSD, *Power Spectral Density*) de las señales EEG, con el fin de obtener medidas de conectividad, concretamente coherencia. La coherencia ha sido utilizada para medir el grado de relación de la actividad EEG y se puede definir como una versión normalizada de la densidad espectral de potencia cruzada (CPSD, *Cross-power spectrum*) de dos canales EEG (Locatelli *et ál.* 1998). El principal interés de esta medida es su utilización como medida de la conectividad entre dos canales para permitir realizar un estudio de las conexiones funcionales en el cerebro (Locatelli *et ál.* 1998).

Con el objetivo de realizar un análisis exhaustivo de las características de las conexiones entre las diferentes regiones cerebrales, además de las medidas de conectividad, se aplicaron parámetros de la teoría de grafos. Un grafo es una representación básica de una red, esencialmente reducida a nodos (vértices) y conexiones (enlaces). Así pues, existen diferentes parámetros con el objetivo de caracterizar medidas



Figura 1.3 - Metodología aplicada en el TFG

de agrupamiento, conexión y funcionalidad de la red, como pueden ser: el coeficiente de agrupamiento (C) o la longitud de camino característica (L). El primero de ellos es una medida de la estructura local de la red y representa la probabilidad de que los nodos vecinos a un nodo estén conectados entre sí. Valores altos de C constatan la existencia de nodos locales densamente poblados. El segundo de ellos es una medida de la conectividad de conexión de un grafo, definiéndose como la distancia mínima, en promedio, necesaria para llegar de un nodo a otro. Valores altos de L indican que el grafo posee pocas conexiones directas, por lo que es poco óptimo en cuanto a su conexión con los demás nodos del grafo.

Por último, los resultados obtenidos se estudiaron mediante un análisis estadístico con el fin de comprobar la existencia de diferencias significativas, tanto de manera intragrupal como intergrupala. Para ello, se emplearon técnicas no paramétricas de análisis estadístico, al no poder hacer suposiciones sobre el tipo de distribución de la población subyacente. Ejemplos de las técnicas de análisis no paramétrico utilizadas en este TFG son el test no paramétrico de los rangos con signo de Wilcoxon (para el análisis intragrupal) y el test U de Mann-Whitney (para el análisis intergrupala).

1.6 Estructura de la Memoria del TFG

En lo referente a la estructura de la memoria de este TFG, se ha dividido en siete capítulos y tres apéndices, con el siguiente contenido:

➤ **Capítulo 1: “Introducción”**

En este capítulo se presenta el tema de estudio y análisis de este TFG de investigación, así como una breve descripción de la terapia multi-sensorial asociada al estudio, una introducción al tratamiento de señales biomédicas y a la electroencefalografía. Además, se indica un planteamiento de los objetivos del TFG, que se pretenden conseguir, junto con una explicación de la metodología a seguir y un esquema de la estructura de la memoria en la que se presentan los resultados.

➤ **Capítulo 2: “El Sistema Nervioso y la Electroencefalografía”**

En este capítulo se divide en dos bloques. El primer bloque está destinado a la presentación de los fundamentos y estructura del sistema nervioso (en especial, el encéfalo), así como sus funciones y la transmisión de las señales nerviosas. El segundo bloque hace referencia a los fundamentos de la actividad electromagnética asociada a esta transmisión, con especial énfasis en las técnicas de captación de los registros EEG y los montajes necesarios para llevarlas a cabo.

➤ **Capítulo 3: “Terapia Multi-Sensorial Snoezelen®”**

En este capítulo se presenta una introducción a la terapia multi-sensorial Snoezelen®, haciendo hincapié en sus fundamentos, pequeñas reseñas históricas y su funcionamiento. También se exponen ejemplos de aplicación en diversos campos, y se compara con las realizadas en otro tipo de estudios.

➤ **Capítulo 4: “Sujetos, Señales y Métodos Aplicados”**

En este capítulo se divide en cuatro apartados. En el primero se indica las características de las señales y sujetos utilizados en el TFG. En el segundo se hace referencia a conceptos sobre el procesado de señal y diversas técnicas de análisis espectral. En el tercer apartado, se expone el tipo de metodología aplicada a los registros EEG. Por último, en el cuarto apartado, se describe los fundamentos del análisis estadístico, con especial énfasis en los métodos no paramétricos empleados.

➤ **Capítulo 5: “Resultados”**

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos tras la aplicación de la metodología del Capítulo 4. En concreto, se analiza los resultados obtenidos, antes y después de la aplicación de la terapia multi-sensorial, para las medidas de coherencia y los parámetros de red.

➤ **Capítulo 6: “Discusión”**

En este capítulo se discute los principales hallazgos obtenidos, en base a los resultados del Capítulo 5. Se analiza la interpretación de los mismos y sus consecuencias en la caracterización de la actividad cerebral mediante parámetros de red. Posteriormente, se comparan los resultados obtenidos con los observados en algunos estudios previos relacionados con la terapia multi-sensorial.

➤ **Capítulo 7: “Conclusiones y Perspectivas Futuras”**

En este capítulo se exponen las conclusiones más relevantes obtenidas en este TFG, así como una comparación entre los objetivos iniciales del mismo y los obtenidos. Por otra parte, se indican las limitaciones observadas durante el desarrollo del TFG, y posibles perspectivas futuras de investigación que se pueden seguir a partir del mismo.

➤ **Bibliografía**

En este apartado se indica las fuentes bibliográficas consultadas para la realización de este TFG.

➤ **Anexo I. : “Glosario de Siglas y Acrónimos”**

En este apartado se enumeran las siglas y acrónimos que aparecen en la memoria del TFG.

➤ **Anexo II. : “Pliego de Condiciones”**

En este apartado se enumeran las condiciones que es necesario cumplir para llevar a cabo la ejecución del contenido de este TFG. Además, se detallan los medios bibliográficos, *software* y *hardware* necesarios para la realización del mismo.

➤ **Anexo III. : “Presupuesto”**

En este apartado se indica el coste de la realización del TFG.

Capítulo 2 – Sistema Nervioso y Electroencefalografía

2.1	Introducción.....	17
2.2	Sistema Nervioso Humano.....	17
2.3	Electroencefalografía.....	30

2.1 Introducción

En este capítulo se describirán, en dos bloques, los fundamentos básicos estructurales y funcionales del sistema nervioso humano, con especial atención en la estructura del encéfalo y la transmisión de impulsos nerviosos. También se expondrán las técnicas de captación de registros EEG, con especial énfasis en el sistema 10-20, empleado a la hora de tomar los registros estudiados en este proyecto. Todo ello permitirá comprender de manera más óptima la actividad electromagnética cerebral.

2.2 Sistema Nervioso Humano

2.2.1 Introducción y Estructura

El sistema nervioso y el sistema endocrino controlan las funciones del organismo. El sistema nervioso está compuesto básicamente por células especializadas, cuya función es recibir estímulos sensitivos y transmitirlos a los órganos efectores, sean musculares o glandulares. Los estímulos sensitivos que se originan fuera o dentro del organismo se correlacionan dentro del sistema nervioso y los impulsos eferentes son coordinados de modo que los órganos efectores funcionan juntos y en armonía para el bienestar del individuo. Además, el sistema nervioso de las especies superiores tiene la capacidad de almacenar la información sensitiva recibida durante las experiencias pasadas y esta información, cuando es apropiada, se integra con otros impulsos nerviosos y se canaliza hacia la vía eferente común (Snell 2010).

El sistema nervioso se divide en dos partes principales, con propósitos descriptivos: el sistema nervioso central (SNC) (Fig. 2.1 izquierda), que consiste en el encéfalo y la médula espinal, y el sistema nervioso periférico (SNP) (Fig. 2.1 derecha), que consiste en los nervios craneales y espinales y sus ganglios asociados (Snell 2010).

En el SNC el encéfalo y la médula espinal son los centros principales donde ocurren la correlación y la integración de la información nerviosa. Tanto el encéfalo como la médula espinal están cubiertos por membranas, las meninges, y suspendidos en el líquido cefalorraquídeo; además están protegidos por los huesos del cráneo y la columna vertebral. El SNC está compuesto por una gran cantidad de células nerviosas excitables y sus prolongaciones, denominadas neuronas, que están sostenidas por tejido especializado denominado neuroglia. Las prolongaciones largas de una célula nerviosa se denominan axones o fibras nerviosas (Snell 2010).

El interior del SNC está organizado en sustancia gris y sustancia blanca. La sustancia gris consiste en células nerviosas incluidas en la neuroglia y es de color gris. La sustancia blanca consiste en fibras nerviosas incluidas en la neuroglia y es de color blanco debido a la presencia de material lipídico en las vainas de mielina de muchas de las fibras nerviosas (Snell 2010).

En el SNP los nervios craneales y espinales, que consisten en haces de fibras nerviosas o axones, conducen información que ingresa en el sistema nervioso central y que sale de él. Aunque están rodeados por vainas fibrosas en su trayecto hacia diferentes partes del cuerpo, se encuentran relativamente desprotegidos y es común que resulten dañados por traumatismos (Snell 2010).

Por otra parte se encuentra el sistema nervioso autónomo (SNA), que es la parte del sistema nervioso que proporciona inervación a las estructuras involuntarias del organismo, como el corazón, el músculo liso y las glándulas. Se distribuye en todo el sistema nervioso, central y periférico. El SNA se divide en dos partes, simpático y parasimpático, y en ambas partes existen fibras nerviosas aferentes y eferentes. Las actividades de la división simpática del SNA preparan el cuerpo para una emergencia. Las actividades de la división parasimpática están dirigidas a conservar y restablecer la energía (Snell 2010).

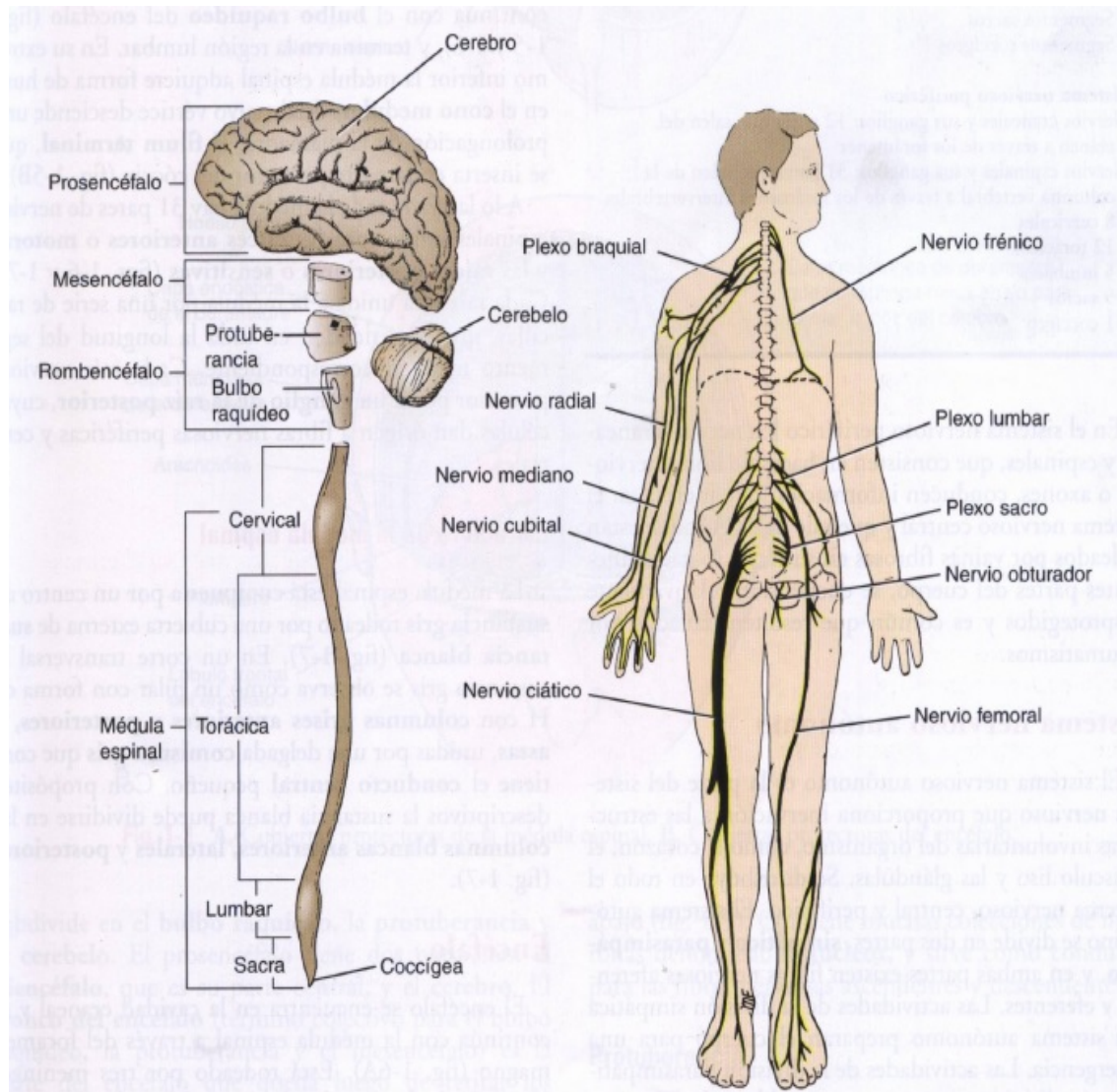


Figura 2.1 - Principales divisiones del sistema nervioso: sistema nervioso central (izquierda) y sistema nervioso periférico (derecha) (Snell 2010).

2.2.2 Sistema Nervioso Central

El SNC está formado por el encéfalo y la médula espinal. En él residen todas las funciones superiores del ser humano, tanto las cognitivas como las emocionales. Está protegido en su parte superior por el cráneo y en parte inferior por la columna vertebral (Barea 2002).

2.2.2.1 Encéfalo

El encéfalo, contenido en el cráneo, es la parte más voluminosa del SNC, que continúa en la médula espinal, contenida en la columna vertebral, y en los nervios sensitivos y motores que llevan, respectivamente, información sensorial al encéfalo y el control de la musculatura del esqueleto. El encéfalo se divide en las siguientes partes: tallo cerebral, cerebelo y cerebro (Figs. 2.2 y 2.3) (Barea 2002).

El tallo cerebral o tronco del encéfalo es la parte evolutivamente más antigua del encéfalo. Conecta entre sí el córtex cerebral, la médula espinal y el cerebelo. Controla asimismo los ritmos cardíaco y respiratorio, y es el centro de diversos reflejos motores (Barea 2002).

El cerebelo es el coordinador de los movimientos voluntarios, además de mantener el equilibrio. Asimismo, realiza una función de “filtro paso bajo” para alisar lo que de otro modo serían movimientos musculares “espasmódicos” (Barea 2002).

El cerebro es la parte más evolucionada del encéfalo y en él están localizadas las funciones conscientes del sistema nervioso. Posee dos partes, llamadas hemisferios, que se relacionan con las partes opuestas del cuerpo. La superficie externa del hemisferio se conoce por córtex y en ella se recibe la información sensorial. Las capas más profundas están formadas por axones y núcleos de células (Barea 2002).

La subdivisión más importante del encéfalo es la corteza cerebral que contiene unos 9 de los 12 billones de neuronas que hay en el cerebro humano (Barea 2002). La corteza es en realidad una capa más bien fina de neuronas situada en la periferia del cerebro que contiene muchas fisuras o pliegues entrantes para dar una mayor área superficial. Algunas de las fisuras más profundas, llamadas también surcos se utilizan como límites para dividir la corteza en ciertos lóbulos.

Todas las entradas sensoriales alcanzan con el tiempo la corteza cerebral donde ciertas regiones parecen estar relacionadas específicamente, con ciertas modalidades de información sensitiva. Otras regiones de la corteza parecen estar relacionadas específicamente con las funciones motoras. Por ejemplo, todas las entradas sensoriales somáticas (calor, frío, presión, tacto, etc.) llegan a una región de la superficie cortical justo por detrás del surco central, abarcando la parte delantera del lóbulo parietal. Las entradas sensoriales somáticas de cada punto del organismo llevan a

una parte específica de esta región, estando las entradas procedentes de las piernas y los pies más cerca de la parte superior, a continuación el torso, seguido de brazos, manos, dedos, cara, lengua, faringe y finalmente las regiones intraabdominales en la parte inferior. La cantidad de superficie adjudicada a cada parte del organismo es proporcional al número de nervios sensitivos que contiene y no a su tamaño físico real. Una representación gráfica de la disposición de estas áreas, denominada homúnculo (Fig. 2.4) parece una figura humana grotesca, cabeza abajo, con grandes dedos, cara, labios y lengua (Barea 2002).

Justo delante del surco central está el lóbulo frontal, donde se encuentran las principales neuronas motoras que van a los distintos músculos del cuerpo. Las neuronas motoras también están distribuidas en la superficie de la corteza de una forma similar a las neuronas sensitivas. La situación de las distintas funciones motoras también se puede representar con un homúnculo igualmente boca abajo pero proporcionado según el grado de control muscular ofrecido por cada parte del organismo (Barea 2002).

La Figura 2.4 muestra el homúnculo sensor y el homúnculo motor, que representan la distribución espacial en la superficie cortical de las funciones sensitivas y motoras. En cada caso, en la figura se muestra sólo la mitad del cerebro seccionado transversalmente por la región indicada (Barea 2002).

La parte delantera del cerebro llamada a veces lóbulo prefrontal o frontal, contiene neuronas para algunas funciones de control motor especiales, incluyendo el control de movimiento de los ojos. El lóbulo frontal está separado del lóbulo parietal por una cisura de dirección cráneo-caudal denominada cisura central o cisura de Rolando (Guyton & Hall 2012).

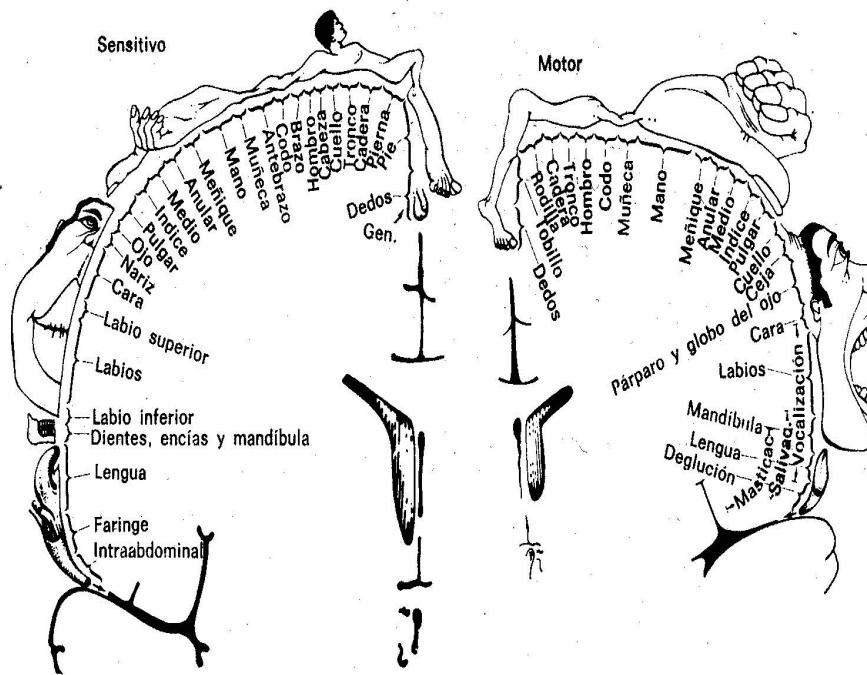


Figura 2.4 - Visualización de los homúnculos humanos sensitivo (izquierda) y motor (derecha) (Barea 2002).

El lóbulo occipital está muy hacia atrás de la cabeza, sobre el cerebelo. Contiene la corteza visual donde se proyectan en una representación geográfica las formas obtenidas en la retina (Barea 2002).

La entrada sensitiva auditiva se puede seguir hasta los lóbulos temporales de la corteza, situados justo por encima de los oídos. Las neuronas que responden a las distintas frecuencias de la entrada de sonido se encuentran dispersas por toda la región, estando situadas las frecuencias más altas hacia la parte delantera y las más bajas hacia la parte trasera (Barea 2002).

En la Figura 2.5 se muestra un resumen de las principales áreas funcionales del cerebro (Barea 2002).

El olfato y el gusto no tienen situaciones específicas sobre la corteza cerebral, aunque en la percepción del olor interviene un bulbo cercano al centro del cerebro (Barea 2002).

La corteza cerebral tiene muchas áreas que no son ni sensitivas ni motoras. En el hombre, esto sucede en la mayor parte de la corteza. Muchos científicos creen que estas áreas, denominadas áreas de asociación, están involucradas en la integración o asociación de las distintas entradas para producir las respuestas de salida apropiadas y transmitirlas a las neuronas motoras para controlar el organismo (Barea 2002).

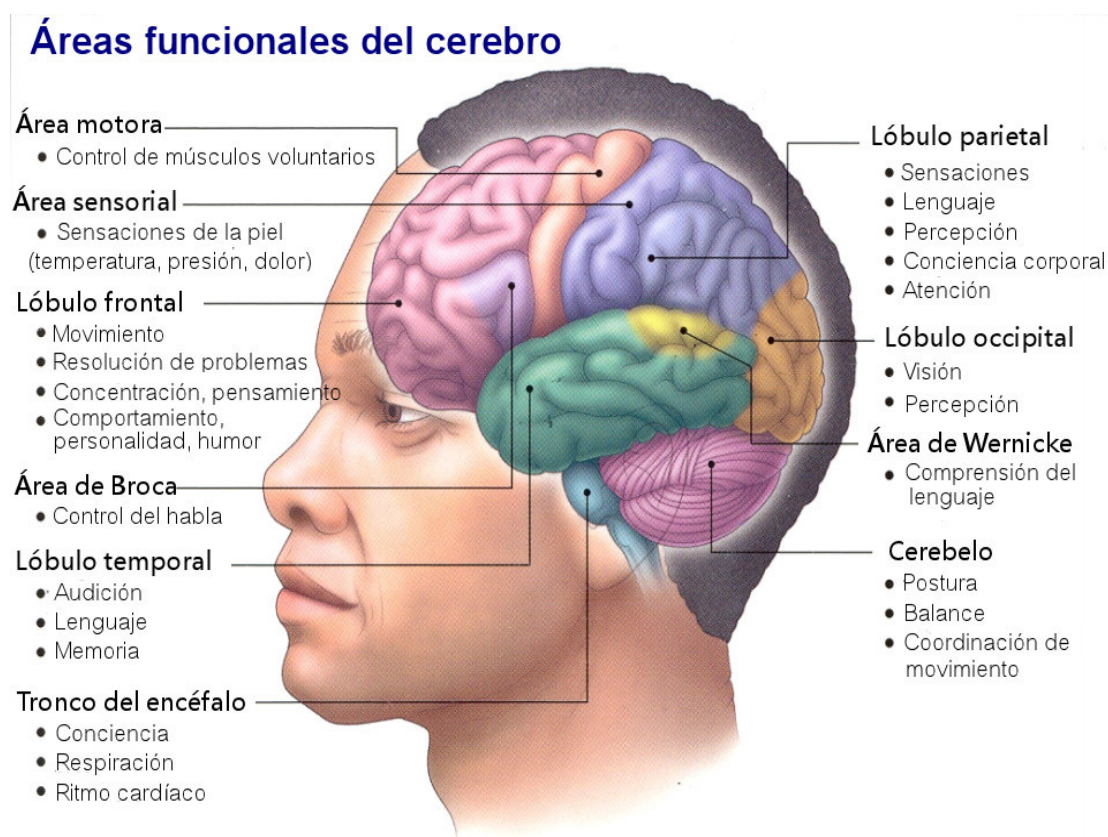


Figura 2.5 - Áreas funcionales del cerebro (YouBiolt 2014).

2.2.2.2 Médula Espinal

La médula espinal está situada dentro del conducto vertebral de la columna vertebral, rodeada por tres meninges (Fig. 2.6-B): la duramadre, la aracnoides y la piamadre. El líquido cefalorraquídeo, que la baña en el espacio subaracnoideo, le brinda protección adicional (Snell 2010).

La médula espinal tiene una estructura más o menos cilíndrica (Fig. 2.6) que comienza en el foramen magno (agujero occipital) del cráneo, donde se continúa con el bulbo raquídeo del encéfalo (Figs. 2.6 y 2.7-C), y termina en la región lumbar. En su extremo inferior la médula espinal adquiere forma de huso en el cono medular, desde cuyo vértice desciende una prolongación de la piamadre, el filum terminal, que se inserta en la parte posterior del cóccix (Fig. 2.6-B) (Snell 2010).

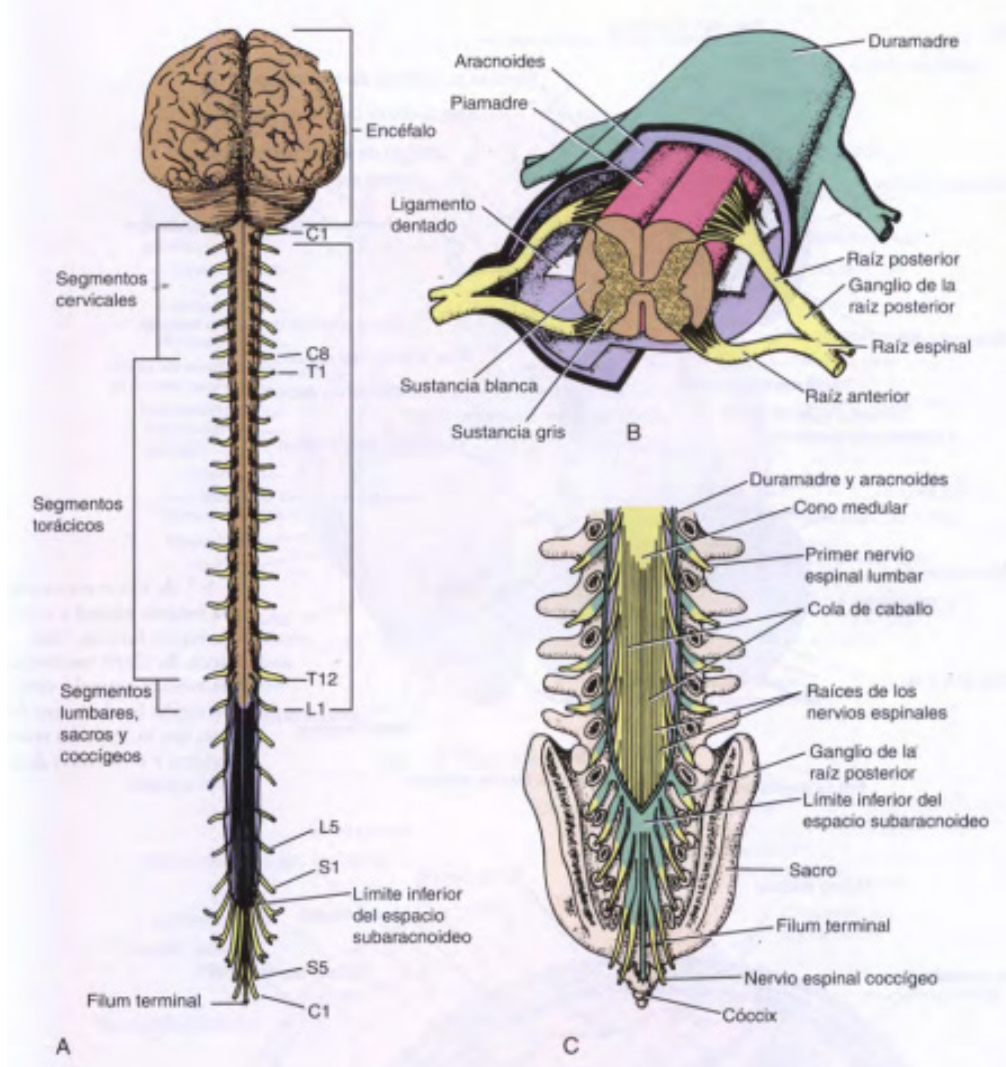


Figura 2.6 – Estructura de la médula espinal. A. Visualización del encéfalo, la médula espinal y las raíces nerviosas espinales y los nervios espinales según se ven su cara posterior. B. Corte transversal de la médula espinal que muestra las raíces anteriores y posteriores de un nervio espinal y las meninges. C. Vista posterior del extremo inferior de la médula espinal y la cola de caballo que muestra su relación con las vértebras lumbares, el sacro y el cóccix (Snell 2010).

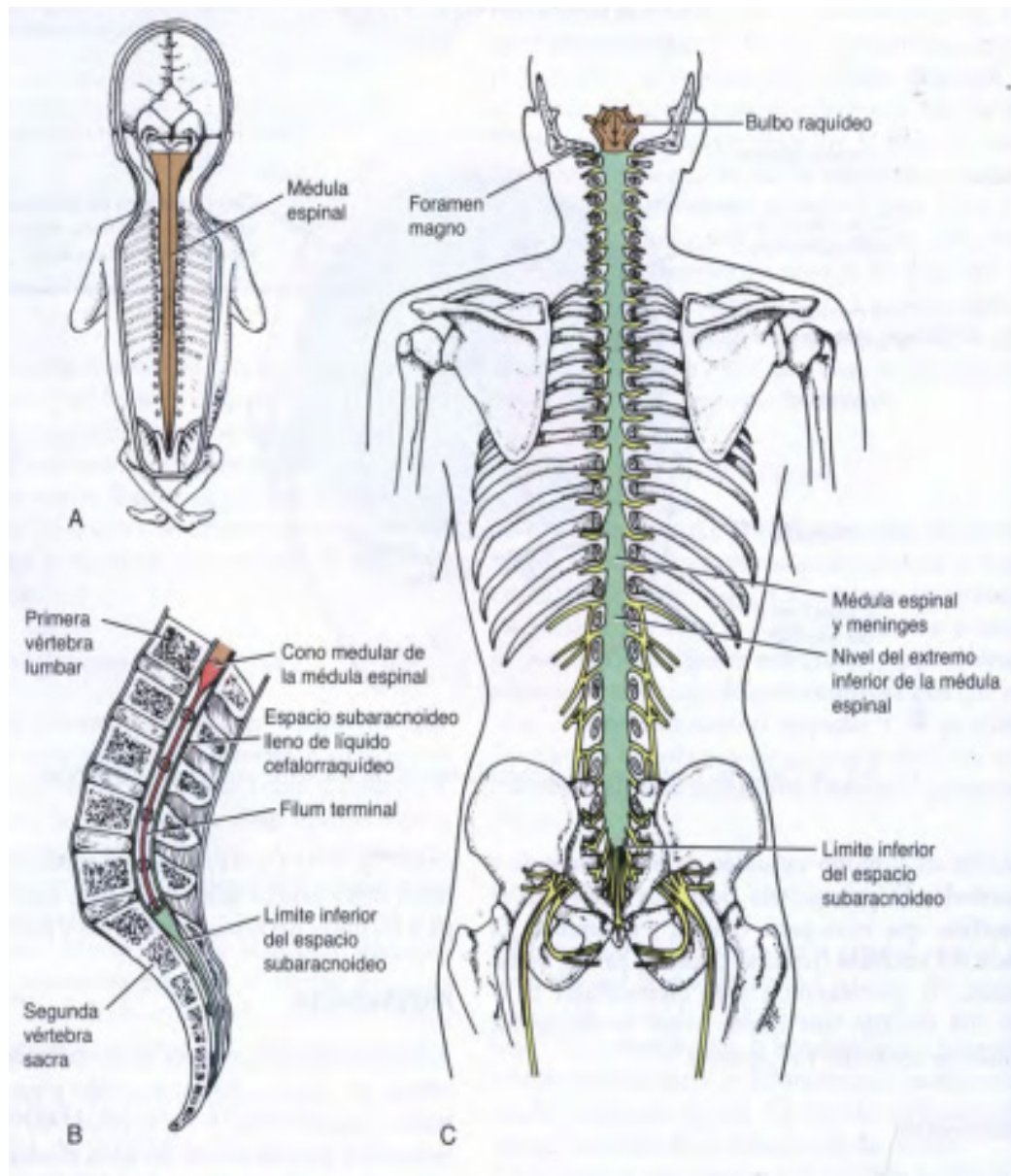


Figura 2.7– Visualización de la médula espinal en el ser humano. A. Visualización de un feto con el encéfalo y la médula espinal expuestos sobre la cara posterior. Se puede observar que la médula espinal se extiende en toda la longitud de la columna vertebral. B. Corte sagital de la columna vertebral de un adulto mostrando que la médula espinal termina a nivel del borde inferior de la primera vértebra lumbar. C. Médula espinal y cubiertas meníngeas del adulto que muestran la relación con las estructuras circundantes (Snell 2010).

A lo largo de toda la médula hay 31 pares de nervios espinales unidos por las raíces anteriores o motoras y las raíces posteriores o sensitivas (Fig. 2.6). Cada raíz está unida a la médula por una serie de raicillas, que se extienden en toda la longitud del segmento medular correspondiente (Snell 2010).

En lo referente a su estructura, la médula espinal está compuesta por un centro de sustancia gris rodeado por una cubierta externa de sustancia blanca (Fig. 2.6-B) (Snell 2010).

2.2.3 Sistema Nervioso Periférico

El SNP incluye los nervios espinales, nervios craneales y sus ganglios asociados (grupos de células nerviosas fuera del SNC). Los nervios contienen fibras nerviosas que conducen información hacia (aférente) o desde (eferente) el SNC. En general, las fibras eferentes participan en las funciones motoras, como la contracción de los músculos o la secreción de las glándulas; las fibras aferentes generalmente transmiten los estímulos sensoriales desde la piel, membranas mucosas y estructuras profundas (Waxman 2009).

2.2.4 Neurona

Las neuronas son las unidades estructurales y funcionales del sistema nervioso. Son células excitables especializadas en la recepción, integración, transformación y transmisión en una sola dirección (conducción ortodrómica) de información codificada por cambios electroquímicos en su membrana plasmática. También son las responsables de las funciones atribuidas al sistema nervioso: pensar, razonar, control de la actividad muscular, sentir, etc. El encéfalo humano contiene alrededor de 100.000 millones de neuronas (Snell 2010).

Bajo el punto de vista morfológico, las neuronas se caracterizan por poseer una gran superficie celular, lo que les permite llevar a cabo funciones específicas. El aumento de la superficie celular se consigue mediante la presencia de expansiones ramificadas que parten del cuerpo celular o soma neuronal, y que se denominan neuritas (axón y dendritas). Ciertos tipos de neuronas se caracterizan por la presencia en su citoplasma de pigmentos de diferentes tipos, por lo que sus agrupaciones presentan una coloración característica. Los elementos morfológicos más importantes de las neuronas son (Fig. 2.8) (Snell 2010):

- El soma neuronal. Es la porción de la neurona donde se asienta el núcleo celular. Constituye el centro para el crecimiento y mantenimiento de las neuritas y el lugar de la síntesis proteica. El tamaño del soma y del núcleo neuronal se encuentra en relación directa con el número y longitud de las neuritas.
- Dendritas. Son prolongaciones celulares que se originan a partir del soma neuronal. Constituyen la porción receptiva de las neuronas y suelen ser muy numerosas. Las dendritas que se originan directamente del soma neuronal se denominan dendritas primarias o principales. Éstas se ramifican repetidamente, por lo general de forma dicotómica, dando origen a las dendritas secundarias. El conjunto de dendritas primarias y sus ramificaciones se conoce como árbol dendrítico.
- Axón o cilindroeje. Es la prolongación más importante del soma neuronal. Constituye la porción conductora de la neurona y solamente existe uno por neurona. Los axones son delgados, lisos y muy largos (pueden medir más de 1m.). La membrana celular del axón se denomina axolema, y su citoplasma, axoplasma.

A diferencia de las dendritas, el axoplasma carece de retículo endoplásmico rugoso. Otra característica importante del axón es que, excepto en la zona de origen del soma neuronal (segmento inicial desnudo), su superficie se encuentra cubierta por una vaina de mielina (axones mielinizados) o por una envoltura celular (axones amielínicos). Esta envoltura celular es de oligodendroglia en el SNC, y está formada por células de Schwann en el SNP. La vaina de mielina que rodea el axón no es continua sino que se encuentra interrumpida de manera periódica. En estas zonas desnudas, denominadas nódulos de Ranvier, el axón puede poseer ramas colaterales. Los axones suelen terminar ramificándose en varias prolongaciones, las terminaciones axonales o telodendrias, que finalmente establecen contactos o sinapsis con otras neuronas o con células efectoras (músculo o glándulas) entre una neurona y un órgano efector es una sinapsis. Para formar la sinapsis, el axón de la célula presináptica se ensancha formando los bulbos terminales o terminal presináptica los cuales contienen sacos membranosos diminutos, llamados vesículas sinápticas que almacenan un neurotransmisor químico. La célula postsináptica posee una superficie receptora o terminal postsináptica. Entre las dos terminales existe un espacio que las separa llamado hendidura postsináptica.

Las neuronas están sostenidas por un grupo de células no excitables que en conjunto se denominan neuroglia. Las células de la neuroglia son, en general, más pequeñas que las neuronas y las superan en 5 a 10 veces en número. Las principales células de la neuroglia son: astrocitos, oligodendrocitos, células ependimarias, células de Schwann y células satélite (Snell 2010).

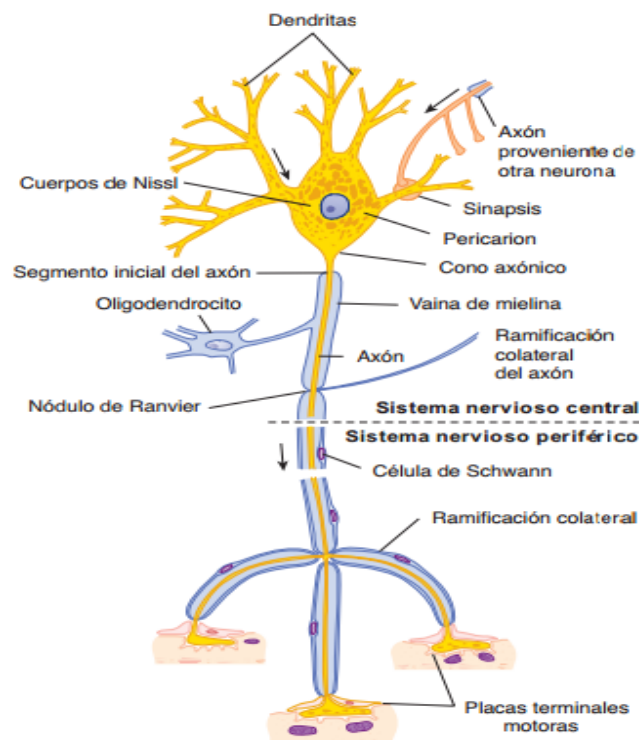


Figura 2.8 - Dibujo esquemático de una neurona motora (Snell 2010).

Existe un gran número de tipos neuronales. Las bases para su clasificación pueden atender a sus características morfológicas o funcionales (Snell 2010).

- La clasificación morfológica puede tener en cuenta:
 - El número de neuritas y el modo de origen en el soma neuronal. Así, las neuronas pueden ser monopolares (en las que el axón y las dendritas salen conjuntamente del mismo punto del soma neuronal), bipolares o multipolares.
 - La forma y el tamaño del soma neuronal (e.g., las células piramidales).
 - La longitud del axón. Esta clasificación es útil ya que tiene implicaciones funcionales. Distingue dos tipos fundamentales: las neuronas de axón largo o Golgi tipo I, que se caracterizan por poseer un axón con un recorrido largo que conecta múltiples puntos del sistema nervioso, y las neuronas de axón corto o Golgi tipo II, que tienen un axón que termina en las proximidades del soma neuronal. Estas últimas son, por lo general, neuronas de asociación o interneuronas.
- La clasificación funcional puede atender a diversos parámetros. Los más utilizados son:
 - Tipo de neurotransmisor. Existe un gran número de neurotransmisores. Casi todos ellos son pequeñas aminas o péptidos, siendo estos últimos los más numerosos.
 - Acción fisiológica. Se distinguen tres tipos de neuronas: a) sensoriales o aferentes, que llevan impulsos desde los receptores periféricos hacia el SNC; b) motoras o eferentes, que llevan impulsos desde el SNC hacia los efectores periféricos; y c) internunciales o interneuronas, que sirven para asociar otras neuronas entre sí y son fundamentales para transformar las señales en otras nuevas con patrones distintos.

2.2.5 Fisiología del Impulso Nervioso

Las neuronas se comunican entre sí a través de potenciales de acción o impulsos nerviosos. La producción de potenciales de acción depende de dos características básicas de la membrana plasmática: el potencial de membrana en reposo y canales iónicos específicos (Guyton & Hall 2012).

Cómo en muchas otras células del cuerpo, la membrana plasmática de las neuronas posee un potencial de membrana, es decir, una diferencia de potencial entre el interior y el exterior de la membrana. El potencial de membrana es como

la carga almacenada en un acumulador. Cuando la neurona está en reposo este potencial se denomina potencial de membrana en reposo, típicamente de -65 mV con respecto al exterior (Fig. 2.9-A) (Guyton & Hall 2012).

El potencial de acción o impulso nervioso es una secuencia rápida de fenómenos que invierten el potencial de membrana, para luego restaurarlo a su estado de reposo. Se produce tras la llegada a la célula de un estímulo y, gracias a la excitabilidad de las neuronas, éste se transforma en potencial de acción. Durante un potencial de acción, se abren y después se cierran dos tipos de canales iónicos (Figs. 2.9-B y 2.9-C) (Guyton & Hall 2012):

- Primero se abren canales que permiten la entrada de Na^+ a la célula, lo cual provoca su despolarización.
- Después se abren canales de K^+ , con lo que ocurre la salida de estos iones y se genera la repolarización.

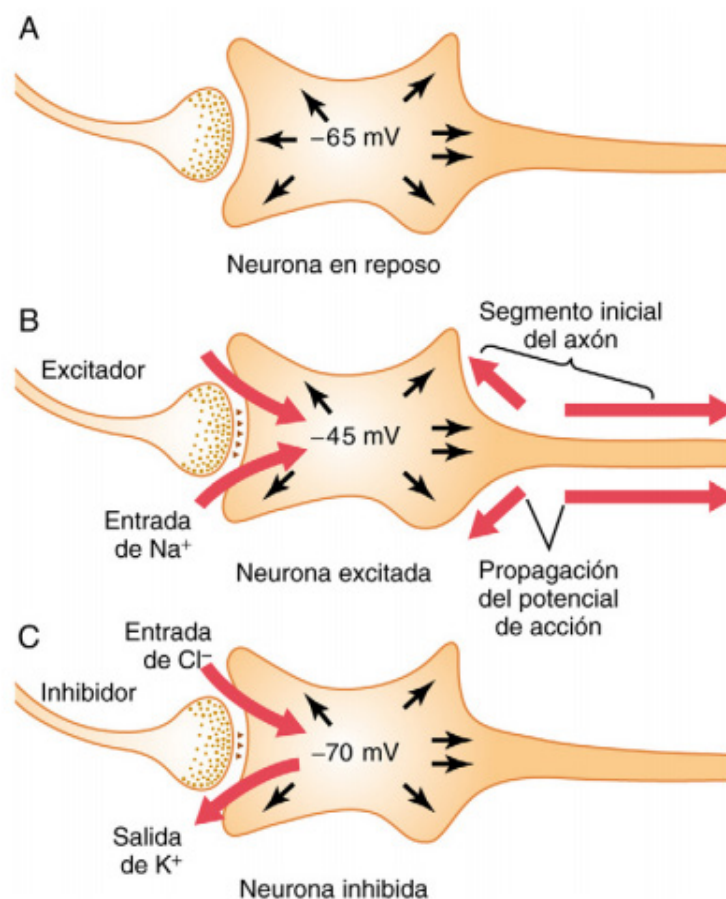


Figura 2.9 – Tres posibles estados de una neurona en relación a los cambios en su potencial de acción. A. Neurona en reposo, con un potencial intraneuronal normal o en reposo cercano a los -65 mV. B. Neurona en un estado excitado, con un potencial intraneuronal menos negativo (-45 mV) ocasionado por la entrada de sodio. C. Neurona en un estado inhibido, con un potencial del membrana intraneuronal más negativo (-70 mV) ocasionado por la salida del ion potasio, la entrada del ion cloruro o ambas cosas (Guyton & Hall 2012).

Los potenciales de acción siguen el principio o ley del todo o nada: si la despolarización alcanza el valor umbral (-55 mV), se abren los canales de Na^+ y se produce un potencial de acción que siempre tiene la misma amplitud (Guyton & Hall 2012).

El potencial de acción se genera en muchas ocasiones al inicio del axón y se propaga a través del axón hasta las terminales sinápticas. De esta forma, las neuronas pueden comunicarse entre sí o con los órganos efectoros. La conducción a través de las fibras mielínicas se produce a través de los nódulos de Ranvier (Guyton & Hall 2012).

Cuando un impulso nervioso se propaga en un axón mielínico, la despolarización de la membrana plasmática en un nódulo de Ranvier ocasiona un flujo de iones (Na^+ y K^+) en el citosol y líquido extracelular que abren los canales de Na^+ del siguiente nódulo, desencadenando un nuevo potencial de acción, y así sucesivamente. Puesto que la corriente fluye por la membrana sólo en los nódulos, el impulso parece saltar de nódulo a nódulo. Este tipo de transmisión de impulsos se denomina conducción saltatoria y condiciona un aumento en la velocidad de propagación de los impulsos nerviosos. En los axones amielínicos la conducción es continua. La conducción nerviosa en los axones mielínicos puede ser 100 veces más rápida que en los axones amielínicos (Guyton & Hall 2012).

Los impulsos nerviosos no pueden propagarse a través de la hendidura sináptica. Por ello, en las sinapsis se precisa de una sustancia química, los neurotransmisores, que facilitan la transmisión de los impulsos nerviosos entre las distintas células. En las terminales sinápticas, la neurona presináptica libera un neurotransmisor que difunde en la hendidura sináptica y actúa en receptores de la membrana plasmática, de la neurona postsináptica. La unión de los neurotransmisores con sus receptores ocasiona la apertura de canales iónicos y permite el flujo de iones específicos a través de la membrana. De acuerdo con el tipo de iones que admiten los canales, el flujo iónico produce despolarización (y, por tanto, se transmite el impulso nervioso) o hiperpolarización (y, por tanto, se frena la transmisión del impulso nervioso) (Guyton & Hall 2012).

El movimiento de los iones existentes, tanto en la sinapsis como en la transmisión del impulso nervioso, puede considerarse como una corriente eléctrica. De acuerdo con las leyes de Maxwell, dicha corriente deberá llevar asociado a un campo magnético, que podrá ser captado por unos sensores adecuados, dando lugar al EEG y al MEG (Guyton & Hall 2012).

El intercambio de información entre las neuronas del sistema nervioso, mediante las sinapsis, provoca cambios en la permeabilidad de la membrana celular para permitir la entrada de cierto tipo de iones. El intercambio de iones entre el interior y el exterior de neurona ocasiona cambios en el potencial eléctrico de las zonas cercanas, produciendo cambios en el campo electromagnético local. Así pues, la electroencefalografía se encarga de medir estas variaciones (Barea 2002).

2.3 *Electroencefalografía*

La electroencefalografía es una técnica neurofisiológica que se emplea para registrar la actividad cerebral. Por tanto, es utilizada para conocer mejor el diagnóstico y la localización de enfermedades, y en muchos casos la intensidad de una posible lesión en el cerebro (Ariza 2009). El EEG supone un tipo de prueba que se basa en la medición de los impulsos eléctricos de conjuntos de neuronas. Estos impulsos eléctricos generados, dan lugar a un registro denominado como ondas cerebrales. Estas ondas van a reflejar la función cerebral, tanto en los momentos de más activación como en los de menos, según el tipo de actividad eléctrica cerebral. Así, en diferentes momentos se registrarán diferentes tipos de ondas (Ariza 2009). El EEG supone simplemente un registro gráfico, que podrá ser analizado por el neurofisiólogo, el cual lo interpretará en función de la actividad cerebral que esté desarrollando el paciente (Ariza 2009).

En este capítulo se abordarán las distintas técnicas de registro de la señales EEG, con especial énfasis en la técnica basada en electrodos superficiales y en el sistema internacional 10-20 de colocación de electrodos, ya que ha sido el utilizado para obtener las señales que se estudiarán en el Capítulo 4.

2.3.1 *Técnicas de Registro de Señales EEG*

Actualmente existen diversas técnicas de captación de la actividad neurofisiológica, diferenciándose en la forma en la que se registran las variaciones del campo eléctrico en el proceso de sinapsis de las neuronas. Históricamente, la primera en ser utilizada fue la electroencefalografía, que consistía en medir los campos eléctricos originados en el encéfalo. Conforme el paso del tiempo, han ido surgiendo otras técnicas que complementan a la electroencefalografía, como son las técnicas MEG, RM o PET. Sin embargo, debido a su sencillez y bajo coste de aplicación, el estudio del EEG sigue siendo hoy en día un área que ocasiona gran interés (Rodríguez 2012).

2.3.2 *Metodología de Captación del EEG*

La electroencefalografía pertenece al ámbito de herramientas de procesado de imágenes biomédicas, ampliamente usado en áreas de investigación médica. El EEG cuantifica los cambios en los potenciales eléctricos producidos por un gran número de dipolos eléctricos formados durante el proceso de excitabilidad neuronal. Estas neuronas originan un campo eléctrico perpendicular a la superficie del cráneo, que, hasta llegar a los electrodos, sufrirá atenuación y distorsión debido a las estructuras intermedias (estructuras meníngeas, huesos del cráneo y el cuero cabelludo para el caso de electrodos superficiales, etc.). La intensidad del campo captado en el electrodo varía entre 5 y 200 μV , por lo que será necesario amplificar estas señales antes de mostrarlas. Así pues, la señal EEG consiste en diferentes ondas cerebrales reflejando la actividad eléctrica del cerebro, de acuerdo a la ubicación de los electrodos y su funcionamiento en las regiones

adyacentes del mismo. Para poder utilizar las técnicas de registro o captación EEG, se necesitan los siguientes componentes de captación (Teplan 2002):

- Tapa de electrodo con gel conductor o electrodos en forma de discos metálicos Ag-AgCl con pasta conductora.
- Amplificadores con una ganancia global de entre 100-100.000, con una impedancia de entrada de al menos 100 MΩ, y un ratio de rechazo al modo común de al menos 100 dB.
- Filtros analógicos integrados con un filtro paso alto de una frecuencia de corte en el rango de 0,1 - 0,7 Hz y un filtro paso bajo de una frecuencia de corte menor que la mitad de la frecuencia de muestreo. De hecho, las frecuencias superiores a 50 Hz no suelen participar ya que contribuyen significativamente al espectro de potencia de la señal EEG.
- Un convertidor analógico – digital (A/D) de al menos 12 bits de resolución con una precisión menor que la cuantía de ruido global (0,3 - 2 μVpp), y una frecuencia de muestreo por lo general contenida en el rango de 128 – 1024 Hz.
- Un ordenador lo suficientemente rápido para el procesamiento de los registros adquiridos y para el procesamiento online de forma ocasional, con un suficiente espacio libre en disco.
- Filtro digital paso alto IIR (*Infinite Impulse Response*) de una frecuencia de corte similar a la del filtro analógico paso alto.

De esta manera, la calidad de los registros EEG captados dependerá de la adecuada combinación de los parámetros anteriores. Y por último, antes de iniciar el procesamiento de la información, se deberá analizar las señales EEG sin procesar en busca de posibles artefactos para su eliminación (Teplan 2002).

De acuerdo a la forma de colocación de los electrodos se puede distinguir cuatro maneras de captar la actividad electromagnética cerebral (Barea2002):

- Sobre el cuero cabelludo.
- En la base del cráneo.
- Sobre el cerebro expuesto.
- En localizaciones cerebrales profundas entre los pliegues de la corteza.

Conforme a las diferencias entre las distintas formas de captación, se hace necesario la utilización de distintos tipos de electrodos (Barea2002):

- Electrodos superficiales, aplicándose sobre el cuero cabelludo.
- Electrodos basales, aplicándose en la base del cráneo sin necesidad de procedimiento quirúrgico.
- Electrodos quirúrgicos, que requieren cirugía para su aplicación sobre la corteza cerebral (corticales) o en zonas profundas del cerebro (intracerebrales).

Asimismo, el registro de la actividad bioeléctrica toma distintos nombres según la forma de captación (Barea2002):

- Electroencefalograma, cuando se emplean electrodos de superficie o basales.
- Electrocorticograma (ECoG), si se emplean electrodos quirúrgicos en la superficie de la corteza cerebral.
- Estéreo - Electroencefalograma (E-EEG), cuando se emplean electrodos quirúrgicos de aplicación profunda.

Para el caso del EEG superficial empleado en este proyecto, existen diversos tipos de electrodos (Barea2002):

- Adheridos. Se trata de pequeños discos metálicos de 5mm de diámetro, adheridos mediante pasta conductora y fijados con un aislante llamado colodión. Proporcionan una resistencia de contacto muy bajas, del orden de 1 – 2 K Ω , al ser aplicados correctamente (Fig. 2.10-A).
- De contacto. Formados por pequeños tubos de plata clorurada roscados a soporte de plástico. En su extremo de contacto se dispone una almohadilla que se humedece con solución conductora. Mediante bandas elásticas se sujetan al cráneo y se conectan con piezas de “cocodrilo”. Son de fácil colocación pero incómodos para el paciente, por eso no permiten registros de larga duración (Fig. 2.10-B).
- En casco de malla. Los electrodos se disponen en una especie de casco elástico, pudiendo ser estos de diferentes tamaños, en función de la talla del paciente. Se sujetan mediante cintas a una banda torácica. Presentan comodidad de colocación, comodidad para el paciente en registros de larga duración, inmunidad a los artefactos y precisión de su colocación, lo que los hace especialmente útiles en estudios comparativos (Fig. 2.10-C).

- De aguja. Consisten en agujas situadas sobre soportes esterilizados y conectados al sistema de captación. Precisan de una manipulación y utilización por personal especializado. Por lo tanto su uso es muy limitado, ya que sólo se emplea en recién nacidos y en la UCI (Unidad de Cuidados Intensivos). Pueden ser desechables o de uso múltiple.
- Quirúrgicos. Utilizados únicamente durante el acto quirúrgico, son manipulados exclusivamente por el neurocirujano. Pueden ser duros, corticales o intracerebrales.

Este último tipo de electrodos solo sirven para obtener registros de la actividad en la parte superior de la cabeza. Si se pretende estudiar la actividad de la parte basal del cerebro es necesario emplear otro tipo de electrodos como los timpánicos, esfenoideos y faríngeos (Barea2002).

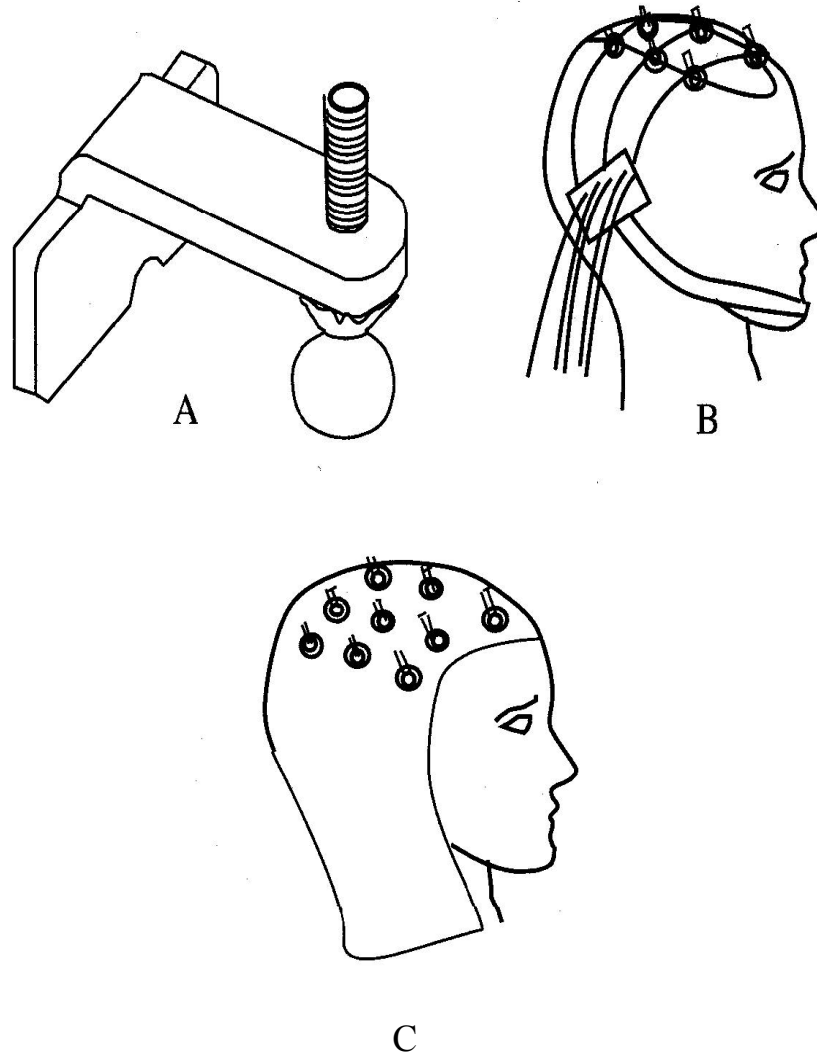


Figura 2.10 – Diversos tipos de electrodos superficiales. A. Electrodo de contacto. B. Montaje de electrodos de contacto. C. Electrodos dispuestos sobre el casco de malla.

2.3.3 Sistema Internacional 10 – 20

Un aspecto imprescindible en la captación de la señal EEG es la correcta y apropiada colocación de los electrodos. A pesar de la existencia de varios sistemas estandarizados diferentes que definen el posicionamiento de las posiciones de los electrodos (Illinois, Montreal, Aird, Cohn, Lennox, Merlis, Oastaut, Schwab, Marshall, etc.), el sistema internacional 10-20 es el más utilizado en la actualidad. Recibe este nombre debido a la forma de colocar los electrodos, situándolos separados entre un 10% y 20% de la distancia entre el nasión y el inión (Barea 2002, Datex-Omheda 2003). Así pues, la nomenclatura de los electrodos viene dada por la zona del cráneo en que se sitúan, siguiendo estas dos normas (Barea 2002):

- Para indicar el lóbulo cerebral sobre el que se sitúa el electrodo se utilizan las siguientes letras.
 - F: lóbulo frontal.
 - O: lóbulo occipital.
 - P: lóbulo parietal.
 - T: lóbulo temporal.
 - C: zona central.
 - Z: línea central.

- Los números indican el hemisferio, siendo pares para el hemisferio derecho, e impares para el hemisferio izquierdo.

La situación de los electrodos se ilustra en el siguiente procedimiento (Barea 2002):

- a. Se fijan dos puntos de referencia: el nasión, que se encuentra en la intersección entre el hueso frontal y los dos huesos nasales, y el inión, que es la prominencia más marcada del hueso occipital.
- b. Se mide la distancia entre el nasión y el inión pasando por el vértex (vértice craneal). El 10% de esta distancia sobre el nasión señala el punto Fp (Frontal Polar). El 10% de esta distancia sobre el inión señala el punto O (Occipital) (Fig. 2.11).

- c. Entre los puntos Fp y O se sitúan otros tres puntos espaciados a intervalos iguales (entre cada dos el 20% de la distancia nasión-inion). Estos tres puntos son, de delante hacia atrás, el Fz (Frontal) el Cz (Central o Vértex) y el Pz (Parietal). No deben confundirse Fz, Cz o Pz cuyos subíndices significan “cero” (“zero” en inglés) con la letra «O» referente a los electrodos occipitales (Fig. 2.12).
- d. Se mide la distancia entre los puntos preauriculares (situados por delante del pabellón auditivo) pasando por el vértex (Cz). El 10% de esta distancia marca la posición de los puntos temporales mediales, T3 (izquierdo) y T4 (derecho) (fig. 2.13).
- e. Un 20% de la medida por encima de los puntos temporales medios se colocan los electrodos C3 (izquierda) y C4 (derecha). El vértex es ahora el punto de intersección entre la línea anteroposterior y la línea coronal lateral (Fig. 2.14).
- f. Los electrodos F3 y F4 (Izquierda y derecha, respectivamente) están situados de forma equidistante entre el punto frontal medio (Fz) y la línea de electrodos temporales (Fig. 2.15).
- g. Los electrodos P3 y P4 (izquierda y derecha, respectivamente) equidistan entre el punto P medio y la línea de los electrodos temporales (Fig. 2.16).
- h. Se mide la distancia entre el punto medio Fp y el punto medio O a través de T3. El 10% de esta distancia a través de Fp corresponde a los electrodos FP1 y FP2. El 10% de esta distancia a través de O corresponde a los electrodos O1 y O2.
- i. El electrodo F7 (y el F8) se sitúa equidistante entre los puntos FP1 (o FP2) y T3 (o T4). El electrodo T5 (y el T6) se sitúa en la línea media entre T3 (o T4) y O1 (o O2) (Fig. 2.17).
- j. A un 10% de los temporales T3 y T4 se sitúan los electrodos auriculares A1 y A2 respectivamente (Fig. 2.18).
- k. La versión europea del sistema presenta ligeras variaciones (Fig. 2.19): Los electrodos temporales mediales, llamados T3 y T4 se representan como Tm (temporal medial). Paralelamente, los electrodos F7 y F8, T5 y T6 son denominados como temporales anteriores Ta (F7 y F8) y temporales posteriores Tp (T5 y T6). Considera los frontales superiores F7 y F8 como temporales anteriores, habiendo así una pequeña diferencia de posición. Los electrodos F3 y F4 son representados como Fs (frontales superiores) y los P3 y P4 como P (parietales). Finalmente los centrales C3 y C4 son representados como CI y CD.

Además, la versión europea considera dos electrodos más, los mastoideos, colocados junto a las apófisis mastoideas (M).

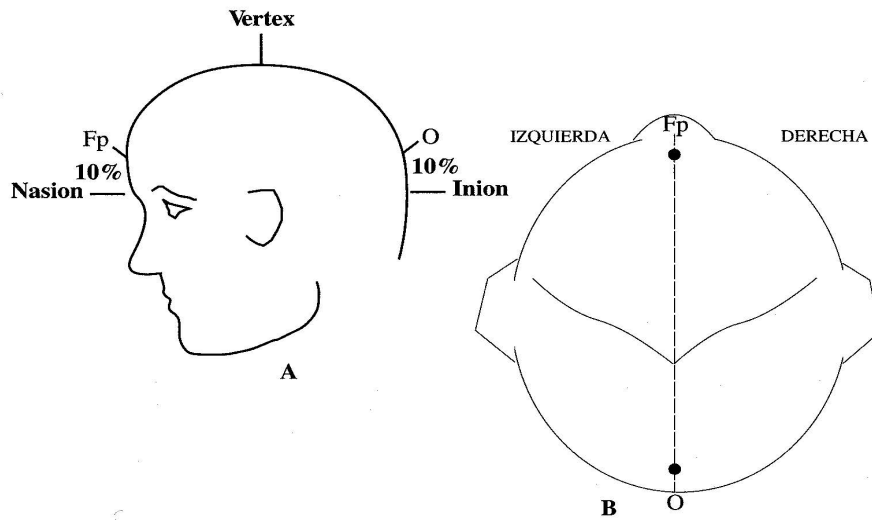


Figura 2.11 - Disposición de los puntos Fp y O. A. Vista de perfil. B. Vista superior (Barea 2002).

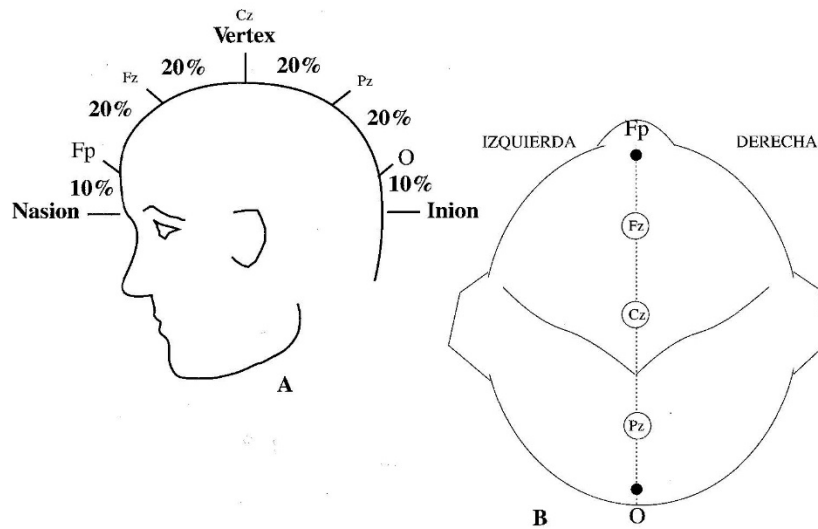


Figura 2.12 - Disposición de los puntos Fz, Cz y Pz. A. Vista de perfil. B. Vista superior (Barea 2002).

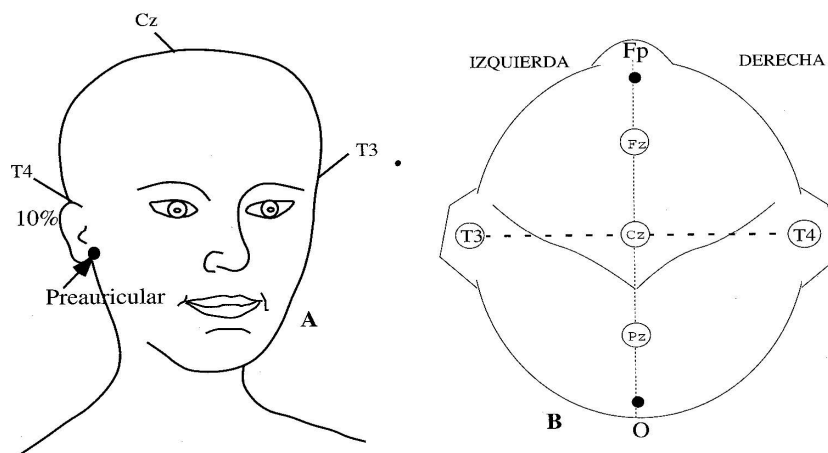


Figura 2.13 - Colocación de los electrodos T3 y T4. A. Vista frontal. B. Vista superior (Barea 2002).

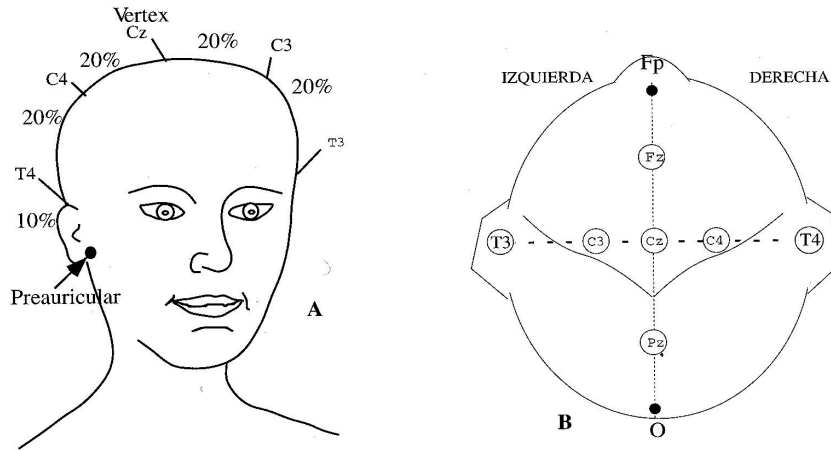


Figura 2.14 – Colocación de los electrodos C3 y C4. A. Vista frontal. B. Vista superior (Barea 2002).

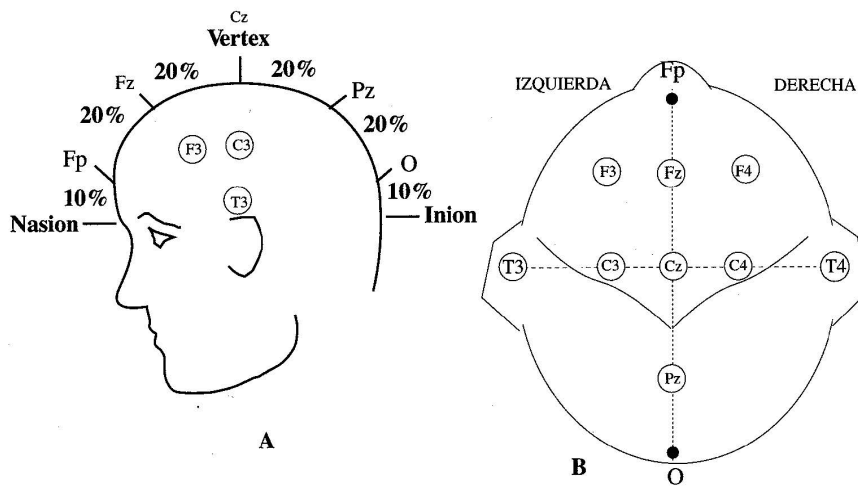


Figura 2.15 - Colocación de los electrodos F3 y F4. A. Vista de perfil. B. Vista superior (Barea 2002)

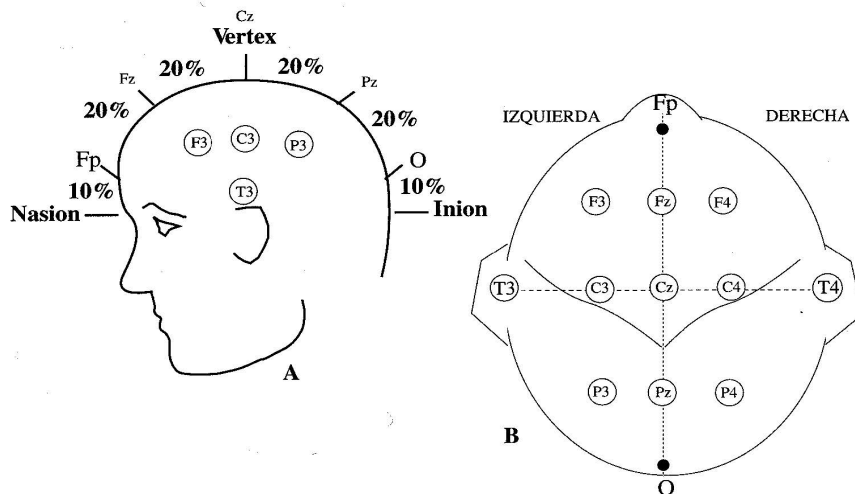


Figura 2.16 - Colocación de los electrodos P3 y P4. A. Vista de perfil. B. Vista superior (Barea 2002).

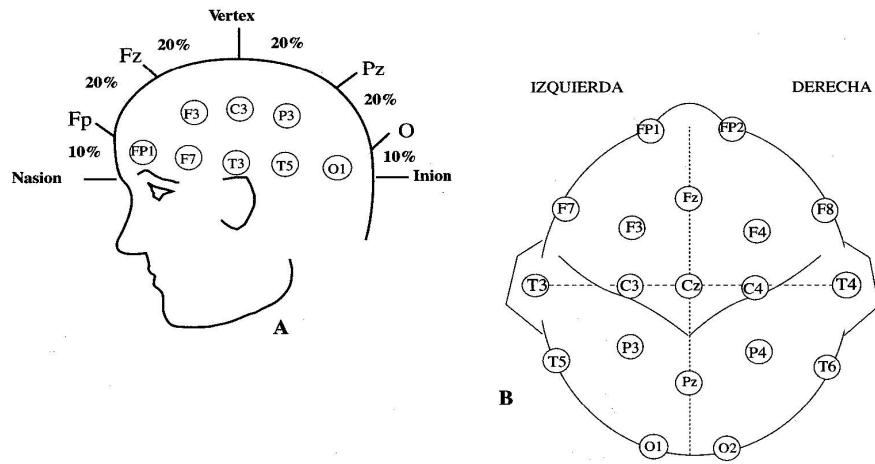


Figura 2.17 - Colocación de los electrodos Fp1, Fp2, O1, O2, F7, F8, T5 y T6. A. Vista de perfil. B. Vista superior (Barea 2002).

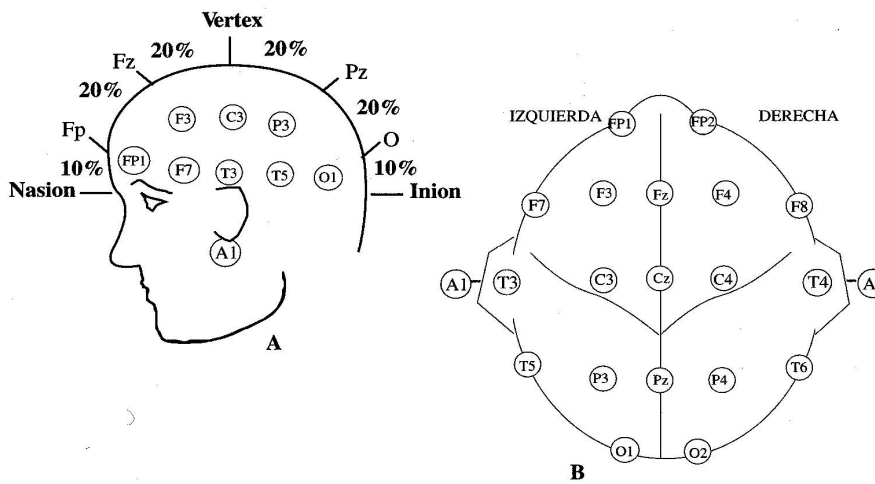


Figura 2.18 - Colocación de los electrodos A1 y A2. A. Vista de perfil. B. Vista superior (Barea 2002).

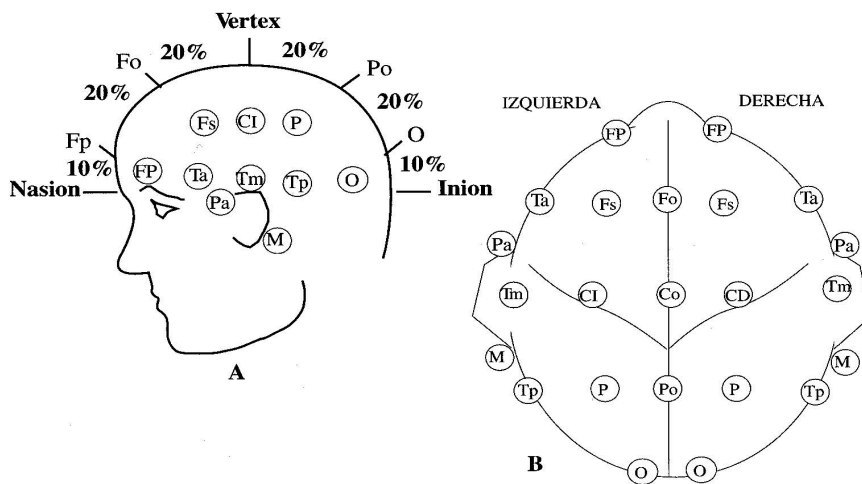


Figura 2.19 - Disposición de los electrodos según la versión europea. A. Vista de perfil. B. Vista superior (Barea 2002).

2.3.4 Procedimiento de Montaje del EEG

Para proceder a registrar el EEG se parte de una serie de electrodos situados sobre la superficie del cuero cabelludo en posiciones precisas determinadas según el sistema internacional 10 - 20. Cada electrodo es un punto de registro. Sin embargo, para poder realizar este registro es preciso disponer de dos terminales. Así pues, habrá que seleccionar los electrodos que deben ser la fuente de señal registrada en el electroencefalógrafo, dependiendo del número de canales disponibles y del propósito específico del registro a realizar. En este aspecto, existen dos formas de seleccionar electrodos de referencia, utilizando registros monopolares o bipolares (Barea 2002, Llorente & Martínez 2003):

- Registros monopolares, denominados igualmente referenciales, son aquellos en los que la señal de cada electrodo se considera independiente en su captación en relación a las demás. El electrodo activo es aquel en el que se realiza el registro, y el otro es el electrodo de referencia, idealmente a cero voltios aunque imposible en la realidad (Fig. 2.20). Con el fin de obtener una buena aproximación se puede utilizar como electrodos de referencia aquellos situados en el lóbulo de la oreja, el mentón o los mastoides. Otra forma es tomar un punto de referencia común para todos los electrodos a utilizar (e.g., la suma de todos ellos). Con este sistema sólo se permite captar información de un electrodo cada vez, ya que los demás se encuentran cortocircuitados. Esta limitación se puede subsanar mediante el empleo de otros sistemas (e.g., el sistema Wilson), que utiliza resistencias de valor moderadamente bajo (entre 1 – 1,5 M Ω), para la interconexión de los electrodos. Una aproximación de este sistema para ocho electrodos se muestra en la Figura 2.21.

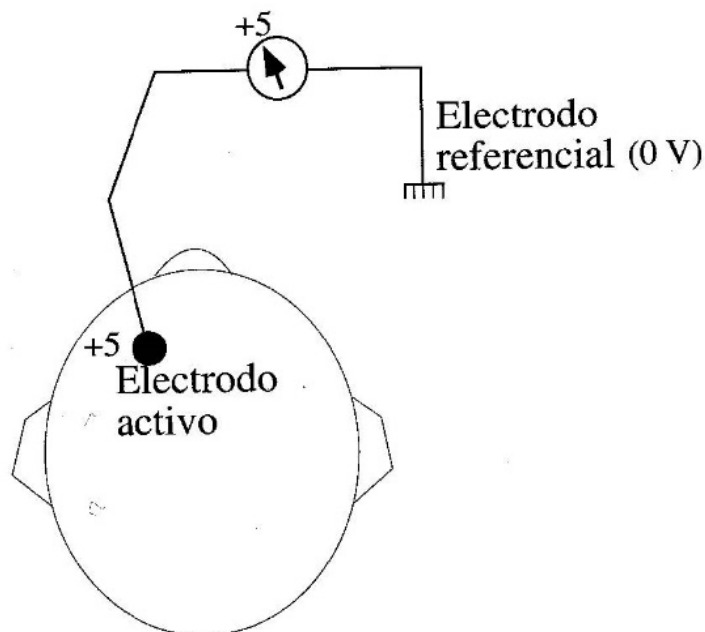


Figura 2.20 - Esquema electrodo mediante registro monopolar (Barea 2002).

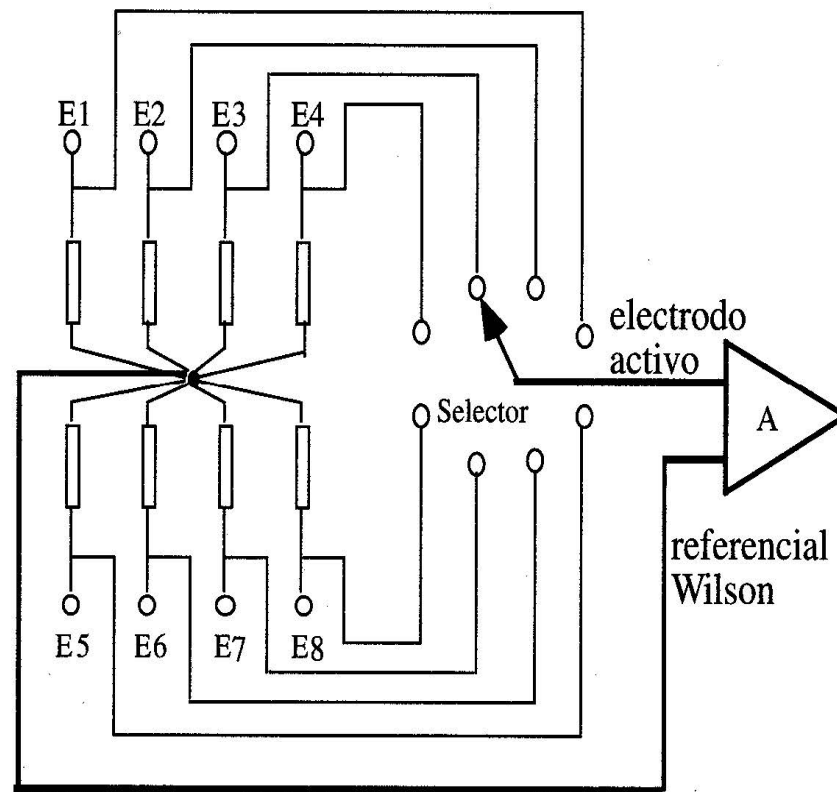


Figura 2.21 - Esquema del sistema Wilson con ocho electrodos (E1 – E8) (Barea 2002).

- Registros bipolares, son aquellos en los que se toman pares de electrodos con el objetivo de medir diferencias de potencial entre ellos. Así pues, ambos son considerados activos (Fig. 2.22). Mediante la utilización de esta técnica es posible trabajar con un gran número de canales, tantos como parejas de electrodos se puedan establecer, dependiendo del número de éstos que puedan registrarse simultáneamente. Ya que muchas de estas combinaciones carecen de interés práctico en la realidad, se suele realizar una selección previa de los sensores con los que se va a trabajar, denominándose así montaje a cada una de estas combinaciones. Cuando se seleccionan parejas de electrodos contiguos, se dice que el montaje es corta distancia, mientras que para el caso contrario, se dice que el montaje es a larga distancia. También se puede atender a otra clasificación establecida por la Federación Internacional de EEG y Neurofisiología, como es en montajes longitudinales y transversales (Barea 2002).

En los montajes longitudinales se registra la actividad de pares de electrodos dispuestos en sentido anteroposterior de cada mitad del cráneo. Mientras que en los montajes transversales, se realizan registros de pares de electrodos dispuestos transversalmente según los planos sagitales anterior, medio o posterior (Fig. 2.23).

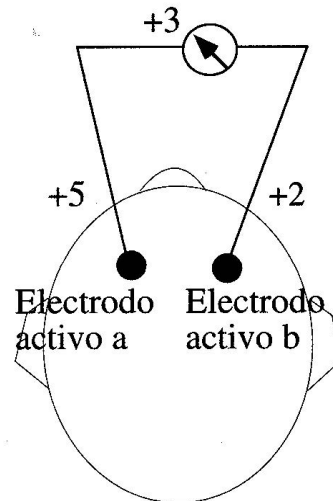


Figura 2.22 - Esquema electrodos mediante registro bipolar (Barea 2002).

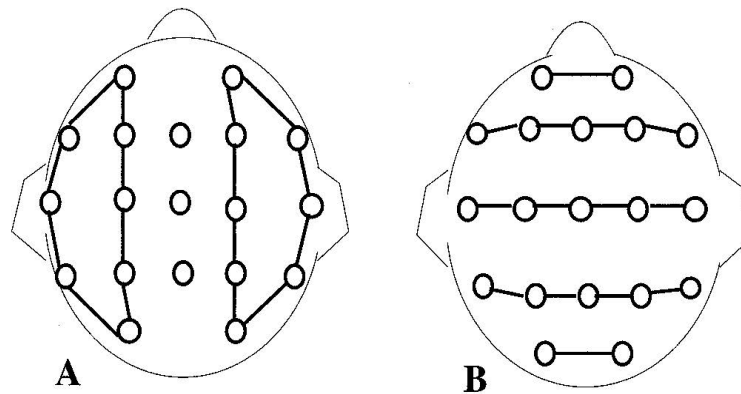


Figura 2.23 - Esquema de los montajes bipolares habituales. A. Montaje longitudinal. B. Montaje transversal. (Barea 2002).

Por lo general, se recomienda seguir una serie de directrices en el diseño de montajes para registro del EEG (Barea 2002):

- Utilizar el sistema internacional 10 -20 para la colocación de electrodos.
- Registrar un mínimo de 8 canales.
- Incluir en cada sesión de registro EEG, como mínimo, un montaje de los tres tipos principales: referencial, bipolar longitudinal (BL) y bipolar transversal (BT).

En la Tabla 2.1 se representan los 16 canales recomendados por la *American Electroencephalographic Society* (1986) para cada uno de los tipos de montajes utilizados en adultos (Barea 2002).

Canal EEG	R	BL	BT
1	Fp1 – A1	Fp1 – F3	Fp1 – Fp2
2	Fp2 – A2	F3 – C3	F7 - F3
3	F3 – A1	C1 – P3	F3 – Fz
4	F4 – A2	P3 – O1	Fz – F4
5	C3 – A1	Fp2 – F4	F4 – F8
6	C4 – A2	F4 – C4	A1 – T3
7	P3 – A1	C4 – P4	T3 – C3
8	P4 – A2	P4 – O2	C3 – Cz
9	O1 – A1	Fp1 – F7	Cz – C4
10	O2 – A2	F7 – T3	C4 – T4
11	F7 – A1	T3 – T5	T4 – A2
12	F8 – A2	T5 – O1	T5 – P3
13	T3 – A1	Fp2 – F8	P3 – Fz
14	T4 – A2	F8 – T4	Pz – P4
15	T5 – A1	T4 – T6	P4 – T6
16	T6 – A2	T4 – O2	O1 – O2

Tabla 2.1 - Parejas de electrodos empleados en los montajes monopolar (R), bipolar longitudinal (BL) y bipolar transversal (BT).

2.3.5 Ondas EEG

Los registros EEG se caracterizan por estar formados por señales eléctricas con amplitudes del orden de los 10 mV sobre la corteza cerebral, o de 100 μ V sobre el cuero cabelludo (Barea 2002). Las frecuencias de las ondas EEG se mueven entre 0,5 y 100 Hz, dependiendo en gran medida del grado de actividad del córtex cerebral. La mayor parte de las veces estas ondas no siguen ningún patrón determinado, aunque bajo ciertas condiciones normales pueden identificarse distintos tipos de onda, denominadas delta (δ), zeta (θ), alfa (α), beta (β) y gamma (γ), en función del rango de frecuencias en el que están contenidas (Barea 2002, Llorente & Martínez 2003). En la Figura 2.24 se muestra la forma característica de este tipo de ondas, junto con información adicional de las mismas (Barea 2002).

- Las ondas δ poseen frecuencias inferiores a 3,5 Hz. Se presentan durante el sueño profundo, en la infancia y en enfermedades orgánicas cerebrales graves.

- Las ondas θ poseen frecuencias entre 4 y 7 Hz. Se presentan en la infancia aunque también pueden presentarlas los adultos en períodos de estrés emocional y frustración. Se localizan en las zonas parietal y temporal.
- Las ondas α poseen frecuencias entre 8 y 13 Hz. Se registran en sujetos normales despiertos, sin ninguna actividad y con los ojos cerrados, localizándose sobre todo en la zona occipital. Su amplitud está comprendida entre 20 y 200 μV .
- Las ondas β poseen frecuencias entre 14 y 30 Hz. Se registran fundamentalmente en las regiones parietal y frontal. Se dividen en dos tipos fundamentales, de comportamiento muy distinto, β_1 y β_2 , presentando las segundas una frecuencia doble a las primeras. Las ondas β_2 aparecen cuando se activa intensamente el SNC o cuando el sujeto está bajo tensión.
- Las ondas γ poseen las mayores frecuencias, a partir de los 40 Hz, llegando hasta los 70 e incluso 100 Hz. Se presentan durante las funciones cognitivas y motoras, pero dada la atenuación del cráneo a estas frecuencias, su captación con el EEG es muy débil.

Por lo tanto, el EEG puede considerarse como una suma de las ondas anteriores, de manera que las componentes por debajo de 4 Hz se consideran componentes δ , entre 4 y 8 Hz componentes θ , entre 8 y 13 Hz componentes α , entre 13 y 40 Hz componentes β y por encima de 40 Hz componentes γ . Así pues, a la hora de extraer información del EEG es importante estudiar la presencia e intensidad de cada componente, ya que puede indicar la presencia de ciertas patologías. La presencia de cada una de este tipo de componentes de las ondas EEG se muestra en la densidad espectral de potencia de una señal EEG en la Figura 2.25 (van Albada *et ál.* 2013).

TIPOS Y FRECUENCIAS DE RITMOS CEREBRALES

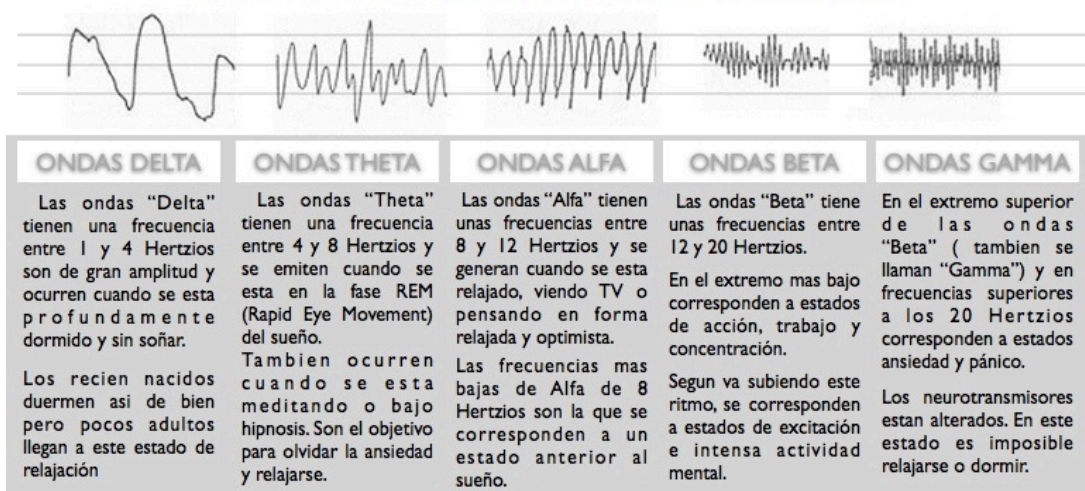


Figura 2.24 - Tipos de ondas presentes en una señal EEG (Barea 2002).

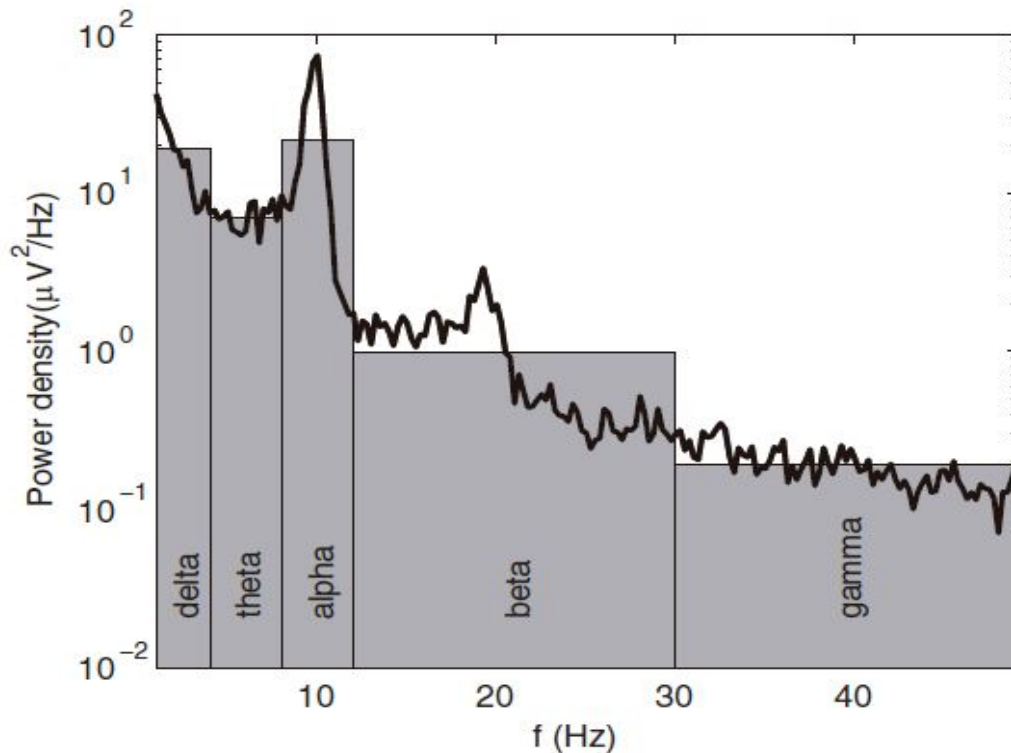


Figura 2.25 - Densidad espectral de potencia de una señal EEG con sus diferentes componentes frecuenciales (van Albada et ál. 2013).

Además del estado mental del sujeto, existen ciertas situaciones que influyen en el registro del EEG, apareciendo falsos registros denominados artefactos, que consisten en alteraciones que pueden deberse a múltiples causas (movimientos musculares, oculares, respiración, pulso, electrodos, resistencia de la piel, sudor, problemas técnicos) sin significar la existencia de ninguna patología. En la Figura 2.25 se muestran algunos ejemplos de artefactos de un registro EEG normal (Guzmán 2005, Picton *et ál.* 2000, Tyner *et ál.* 1983, van de Velde *et ál.* 1998).

- En el movimiento de los ojos se producen variaciones en las medidas captadas, dado que actúan como un dipolo. En el estado consciente estas variaciones poseen una frecuencia muy baja, en contraposición a las variaciones de alta frecuencia producidas en la fase REM (*Rapid Eye Movement*) del sueño. Este tipo de artefactos afecta principalmente a los electrodos fronto-polares.
- La lengua también puede actuar como un dipolo, originando artefactos. Los efectos de los mismos son especialmente influyentes en los electrodos occipitales y están formados por componentes en la banda δ .
- Los movimientos musculares ocasionan artefactos de alta intensidad y corta duración, denominados EMG. También se caracterizan por poseer componentes de muy alta frecuencia.

- El ECG y el pulso cardiaco son también responsables de la aparición de artefactos. Respecto a los causados por el primer factor son fáciles de reconocer dada su alta periodicidad, además de la variación de su intensidad en función del lugar de colocación de los electrodos. En cuanto a los ocasionados por el segundo factor, su aportación al EEG también es rítmica, pero con componentes en baja frecuencia.
- Por último, la red eléctrica genera interferencias electromagnéticas (EM). Estos artefactos se localizan a la frecuencia de 50 Hz aproximadamente y pueden eliminarse mediante un filtro paso banda.

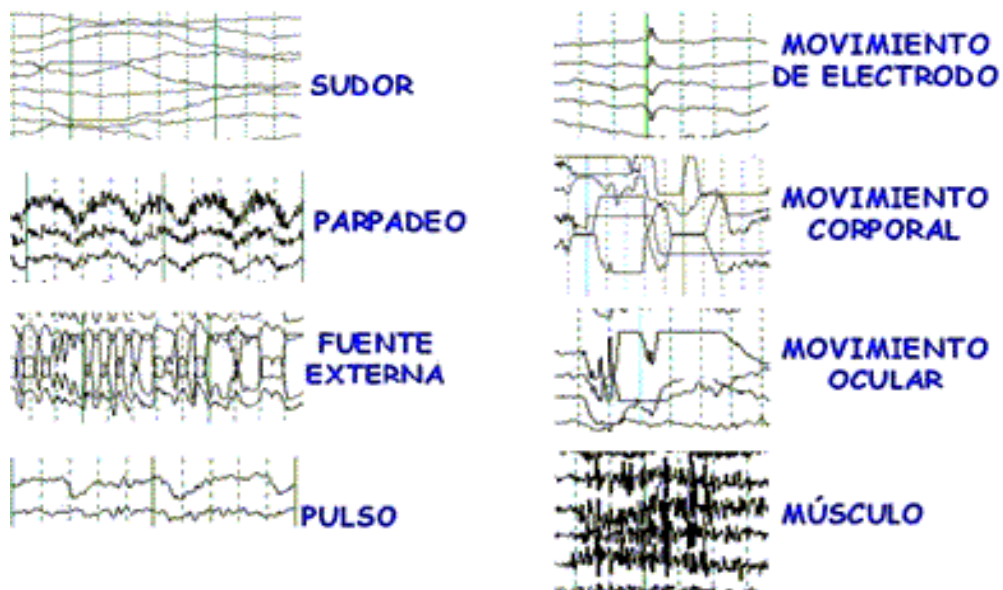


Figura 2.26 - Diversos ejemplos de artefactos del EEG (Guzmán 2005).

Capítulo 3 – Terapia Multi-Sensorial Snoezelen®

3.1	Introducción.....	49
3.2	Concepto Snoezelen®	49
3.3	Entornos Snoezelen® . Características.....	50
3.4	Ejemplos de Campos de Aplicación. Relación con Otros Estudios.	51

3.1 *Introducción*

En diversas disciplinas como la intervención terapéutica o diversos campos de la psicología, entre otros, cabe destacar la gran importancia que, desde hace algunas décadas, está adquiriendo una metodología de estimulación multi-sensorial en un número creciente de investigaciones dentro de la comunidad científica. Se trata del concepto Snoezelen®, surgido a finales de los años setenta del siglo pasado en Holanda y que se ha ido extendiendo a lo largo de todo el mundo, sobre todo en países como Estados Unidos, Canadá y recientemente en países asiáticos (Cid 2010).

Su objetivo es, a través de una estimulación multi-sensorial con fines terapéuticos, mejorar la calidad de vida de las personas, proporcionando, en unos entornos especialmente diseñados, la oportunidad de que la persona disponga de un espacio y un tiempo de bienestar, relajación y contacto con el entorno. Los resultados de la aplicación de este tipo de estimulación reflejan, entre otros, efectos tales como un aumento del nivel de relajación, disminución del nivel de conductas disruptivas, aumentos del nivel de bienestar, etc. (Cid 2010).

Dentro de España se encuentra especialmente desarrollada en colectivos de personas con niveles de dependencia elevados, así como en un campo de aplicación muy concreto, el de las personas con discapacidad intelectual. Sin embargo, en otros entornos la experiencia de Snoezelen® resulta ser escasa o prácticamente inexistente (Cid 2010).

3.2 *Concepto Snoezelen®*

El concepto Snoezelen® fue creado por Ad Verhuel y Jan Hulsegge, en el año 1987 en Holanda (Hulsegge & Verheul 1987). Comenzó en el año 1974, cuando en el centro De “Haarendael” se propuso ofrecer a personas con grave discapacidad intelectual el poder disfrutar de sensaciones de relajación. Fue así como empezó a desarrollarse desde sus inicios el concepto Snoezelen®, el cual pretendía ofrecer sensaciones de bienestar a las personas con graves afectaciones, donde de una forma activa o pasiva pudiesen interactuar con el otro (Mertens & Verheul 2005).

El origen de la palabra surge a partir de la contracción de dos palabras holandesas “*snuffelen*” y “*doezelen*” que, respectivamente significan, oler y dormir o relajarse. Esta metodología de estimulación multisensorial pretende proporcionar a la persona de sensaciones y momentos agradables y que fomenten su bienestar emocional y aumenten su nivel de relajación, a la vez que disminuye el nivel de conductas disruptivas o sensaciones poco satisfactorias (Cid 2010).

Snoezelen® se basa en la idea de que el mundo en el que vivimos está repleto de sensaciones producidas por la luz, el sonido, el olor, de gusto, el tacto, etc., a los que tenemos acceso a través de nuestros órganos sensoriales (ojos, oídos, nariz, boca, piel).

El entorno Snoezelen® tiene como uno de sus objetivos potenciar todas estas entradas sensoriales (Burns *et ál.* 2000).

3.3 Entornos Snoezelen®. Características

La realización de la metodología Snoezelen® se lleva a cabo en una habitación especialmente diseñada para ello. En general, este espacio Snoezelen® ha de promover un ambiente de calidez, de paz de bienestar a la persona, para así, y en cada caso poder trabajar los objetivos individuales que se planteen.

La experiencia Snoezelen® hace “disminuir la química del estrés y aumentar la química de la relajación” (Hotz *et ál.* 2006). Para llevar a cabo este objetivo dentro de un espacio Snoezelen®, se utilizan distintos aparatos, tanto muy sencillos o muy sofisticados técnicamente (Fig. 3.1). El objetivo ha de ser siempre el mismo, el proporcionar a la persona experiencias sensoriales y personales a las que, debido a sus características, muchas personas no tienen acceso o éste es limitado.

Dentro del gran abanico de elementos presentes en un espacio Snoezelen®, se definirán en función del sistema sensorial que se estimula. Así pues, en función del perfil de los sujetos, de los objetivos a tratar y de las características del lugar donde se realice la intervención Snoezelen®, se pueden definir, entre otros, los siguientes elementos (Cid 2010):

➤ Elementos táctiles:

Ofrecen la posibilidad de experimentar diferentes sensaciones táctiles en la persona. Para ello se puede contar con fibras ópticas, elementos de texturas diferentes, sensaciones de temperaturas variadas, etc. Dentro del espacio Snoezelen®, uno de sus principales elementos sería la cama de agua con una temperatura adecuada, ya que proporciona a la vez estimulación táctil y vibratoria, debido a que posee en su parte inferior unos altavoces que transmiten la música a través del agua provocando esa sensación de vibración.

➤ Elementos Vibratorios:

A la hora de trabajar bajo estímulos sensoriales en un espacio Snoezelen®, es fundamental la experimentación de la sensación vibratoria, muy ligada al sentido auditivo. Elementos como la colchoneta vibratoria o el *Sound Box* (caja de sonido), que transmiten desde una plataforma en el suelo la vibración producida por la música, serían algunos ejemplos que se podrían encontrar en un espacio Snoezelen®.

➤ Elementos Vestibulares:

Resulta fundamental, para disminuir el tono muscular y promover la relajación en la persona, la sensación vestibular. El elemento principal asociado para potenciar esta sensación sería el anteriormente mencionado colchón de agua.

➤ Elementos Visuales:

Ya que el ambiente de un entorno Snoezelen® resulta muy especial y característico, los elementos visuales cobran una gran importancia para contribuir a crear una atmósfera agradable, un ambiente de paz y relajación. Algunos elementos que podrían ejemplificar esto serían: bola de espejos giratoria, columna de burbujas con conmutador, el haz de fibras ópticas y el proyector de aceites, entre otros.

➤ Elementos auditivos:

La tranquilidad dentro de un espacio Snoezelen® resulta ser vital. La voz de la persona que conduce la sesión ha de ser suave y agradable y, asimismo, la música que se puede utilizar durante las sesiones ha de estar elegida especialmente y utilizarse con un volumen suave.

➤ Elementos gustativos y olfativos:

Al igual que hacen los elementos auditivos, es importante poder ofrecer una atmósfera con una ambientación olfativa suave y agradable. Junto a ello, se puede trabajar simultáneamente el sentido del olfato, ofreciendo a la persona la oportunidad de experimentar sensaciones gustativas satisfactorias.

Por último, decirse que en los últimos años la instalación de este tipo de espacios Snoezelen® en diferentes países se está extendiendo a instituciones muy variadas, como pueden ser hospitales, centros residenciales y centros de día para personas con discapacidad intelectual y para personas mayores, centros infantiles, centros de maternidad y unidad de neonatos, “clínicas del dolor”, hospitales psiquiátricos, empresas, escuelas, etc. (Cid 2010).

3.4 Ejemplos de Campos de Aplicación. Relación con Otros Estudios.

A continuación, se describen algunos de los campos de aplicación de la metodología Snoezelen®, en los cuales se han obtenido resultados beneficiosos tras la aplicación de esta metodología. Para ello se ilustrará mediante ejemplos de estudios llevados a cabo en tres campos de aplicación: Dificultad en el aprendizaje (*Learning disabilities*), cuidado para la demencia (*Dementia care*) y tratamiento del dolor (*Pain management*) (Baillon 2002).

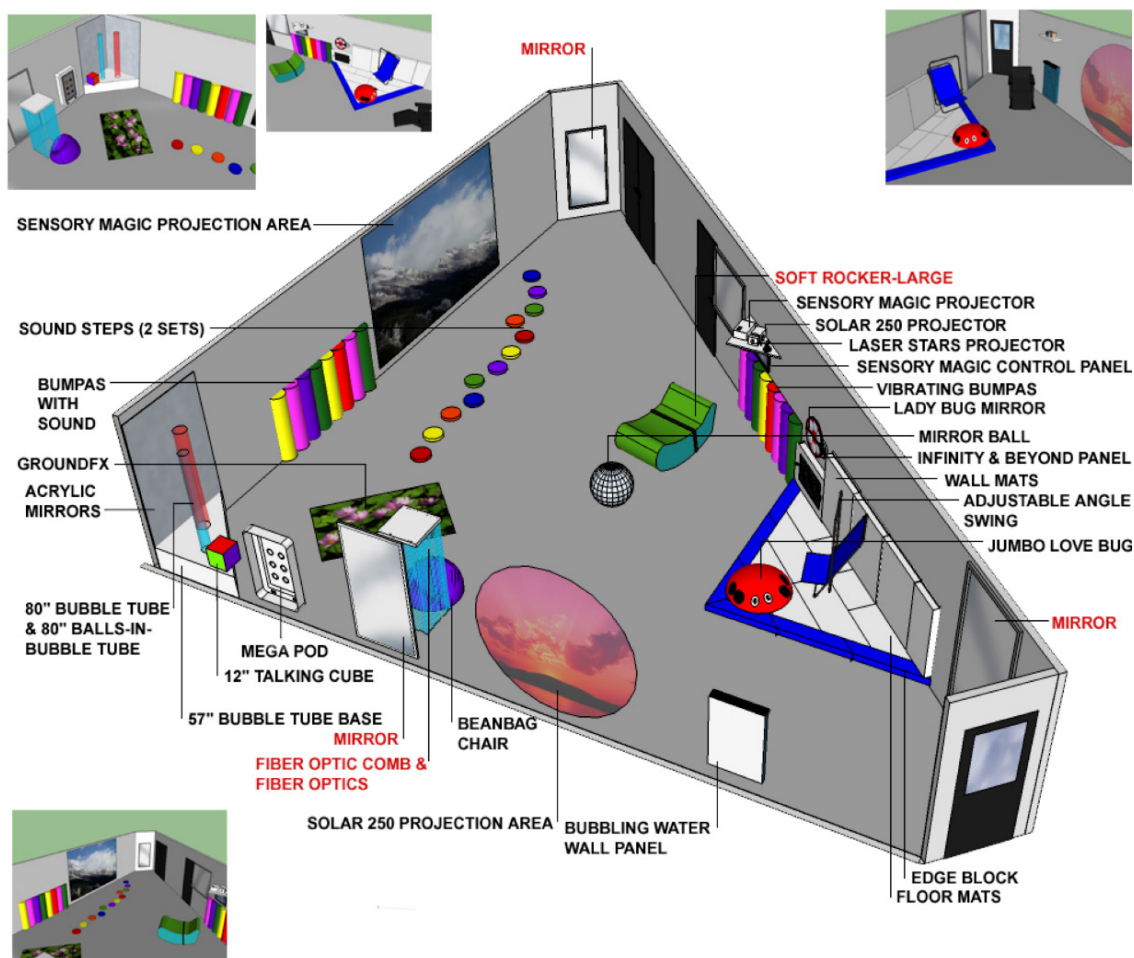


Figura 3.1 – Ejemplo de un esquema de diseño de una Sala Snoezelen® (The Shelby Foundation 2014).

3.4.1 Estudio de la Metodología Snoezelen® en Pacientes con Dificultad en el Aprendizaje

Desde el inicio, la terapia multi-sensorial Snoezelen® fue considerada como una herramienta que facilitaba el ocio y tiempo libre para los pacientes con dificultades en el aprendizaje, pero actualmente se hace hincapié en el hecho de los beneficios terapéuticos de la terapia tanto a pacientes en ese contexto como en otros campos de cuidados para la salud. Sin embargo, las investigaciones realizadas están limitadas por diversos factores metodológicos como puede ser el pequeño número de sujetos a disponibilidad, la heterogeneidad de las muestras o la dificultad en la obtención de resultados relevantes (Baillon 2002).

En la Tabla 3.1, se puede observar diversos de los beneficios presentados por primeras investigaciones sobre la evaluación de la aplicación de la terapia multi-sensorial en el contexto de pacientes con dificultad en el aprendizaje (Baillon 2002).

Muchos de los estudios realizados varían en las medidas y metodologías utilizadas para la evaluación de los efectos de las sesiones de terapia multi-sensorial, pero de forma común se incluyen en todos ellos: cambios positivos en el comportamiento (Hutchinson & Haggar 1991, Long & Haig 1992); mejora de la concentración en la realización de tareas (Ashby *et ál.* 1995, Lindsay *et ál.* 1997); un incremento en diversas habilidades como el ser consciente de sí mismo, comportamientos de interacción social, comunicación, exploración y manipulación de estímulos (Houghton *et ál.* 1998); relajación (Slevin & McClelland 1999); y una reducción en comportamientos estereotípicos auto-estimulatorios y un incremento en comportamientos adaptativos como el comportamiento exploratorio o la toma de contacto con otras personas (Shapiro *et ál.* 1997).

Además de los posibles beneficios para el estado de ánimo y comportamiento de los pacientes, varios autores también han constatado que la terapia multi-sensorial promueve una relación terapéutica cercana, junto con un buen entendimiento o compenetración entre el paciente y el cuidador o miembro del personal que participa en las sesiones (Baillon 2002). Pasar tiempo en el entorno de la terapia multi-sensorial con un paciente puede ayudar al cuidador o miembro del personal a interpretar como se siente

Beneficios obtenidos de la terapia multi-sensorial en el contexto de dificultades en el aprendizaje

- Mejora de la concentración en la realización de tareas
- Mejora en ser consciente de sí mismo
- Mayor interacción y comunicación social
- Aumento en la manipulación y exploración de estímulos
- Aumento de las conductas adaptativas
- Reducción de la presencia de comportamientos estereotípicos auto-estimulatorios
- Mejora de la moral personal

Tabla 3.1 - Beneficios obtenidos en las primeras investigaciones llevadas a cabo para la evaluación de la aplicación de la terapia multi-sensorial en pacientes con dificultades en el aprendizaje (Baillon 2002).

el paciente y cuáles son sus preferencias; este conocimiento puede ayudar en el cuidado del paciente fuera del contexto multi-sensorial. También ha sido sugerido que la experiencia de hacer algo positivo y pasar “un tiempo de calidad” (*quality time*) con el paciente permite que aumente la moral de los cuidadores, así como que disminuya su agotamiento (Morrisey & Biela 1997).

Por otra parte, se necesita más investigación para establecer y evaluar los beneficios que la terapia multi-sensorial tiene que ofrecer a los pacientes con dificultad en el aprendizaje, ya que la evidencia empírica y cuantificable de los mismos resulta escasa o poco verificada a día de hoy (Baillon 2002).

3.4.2 Estudio de la Metodología Snoezelen® en Pacientes con Demencia

Diversas investigaciones sugieren que la terapia multi-sensorial puede tener un efecto positivo en pacientes con demencia y otros problemas relacionados con el comportamiento. En la Tabla 3.2 se puede visualizar algunos de los beneficios presentados por dichas investigaciones anteriores. Sin embargo, de manera similar a lo que acontece para los estudios en el área de paciente con dificultades en el aprendizaje, las investigaciones se ven limitadas por faltas de condiciones de control o un número insuficiente de sujetos (Cid 2010).

En estas investigaciones se ha visualizado que la terapia multi-sensorial puede tener efectos positivos en el estado de ánimo de los pacientes con demencia, en términos de un incremento en las calificaciones de los observadores en aspectos como la felicidad, el disfrute y la relajación, así como una disminución de la tristeza, miedo y aburrimiento (Moffat *et ál.* 1992, Pinkney 1997, Baker *et ál.* 1998). Estas y otras investigaciones también indican que la terapia multi-sensorial puede incrementar la atención de los pacientes en el entorno (Moffat *et ál.* 1993; Baker *et ál.* 1998; Spaul *et ál.* 1998), mejorar la comunicación (Baker *et ál.* 1998) y reducir la ocurrencia de comportamientos molestos o desafiantes (Spaul *et ál.* 1998). Sin embargo, sólo dos estudios (Pinkney 1997, Baker *et al.* 1998) de entre todas las investigaciones anteriores incluían una apropiada condición de control y sólo uno (Baker *et al.* 1998) incluía un número adecuado de sujetos. Baker *et ál.* (1998) concluía que la terapia multi-sensorial es particularmente apropiada para los pacientes con moderada o severa demencia, donde las alternativas más estructuradas fallan, y constataron que el personal involucrado sintió que ello provocaba la relajación en pacientes con estado de agitación y estimulaba a aquellos poco sensibles.

Al igual que en contexto de los pacientes con dificultades en el aprendizaje, varias de estas investigaciones señalan los efectos positivos de la terapia multi-sensorial que pueden tener en la moral del personal o cuidadores y los tratos o relaciones con los pacientes, proporcionando la oportunidad de poder compartir una actividad no instrumental y obtener una mejor perspectiva de los pacientes que están cuidando (Baillon 2002).

Beneficios obtenidos de la terapia multi-sensorial en el contexto de la demencia

- Incremento de la felicidad, disfrute y relajación
- Reducción de la tristeza y miedo
- Mejora en ser consciente de sí mismo
- Mejora de la comunicación
- Incremento de la atención en el entorno
- Reducción de comportamientos molestos o distractores
- Mejora de la moral de los cuidadores

Tabla 3.2 - Beneficios obtenidos en diversas investigaciones llevadas a cabo para la evaluación de la aplicación de la terapia multi-sensorial en pacientes con demencia.

3.4.3 Estudio de la Metodología Snoezelen® en el Tratamiento del Dolor

Existe bastante investigación publicada acerca del uso de la terapia multi-sensorial en el tratamiento del dolor crónico (Schofield 2000), y se ha mostrado que reduce los niveles grabados del mismo, depresión e incapacidad de funcionamiento (e.g., física, psicológica, relacionada con el sueño) con el fin de ayudar a los enfermos a afrontar las situaciones (Baillon 2002).

Schofield & Davis (2000) realizan un estudio para valorar el posible efecto de la intervención Snoezelen en personas con dolor crónico, contrastando los efectos de esta intervención con los producidos por métodos tradicionales de relajación.

El estudio selecciona noventa y ocho pacientes que presentan dolor crónico, una parte son asignados a un grupo control en el que seguían relajación tradicional, y otra parte son asignados a un grupo experimental en el que siguen sesiones en un espacio Snoezelen. Los resultados muestran que el grupo experimental presentaba un índice mayor de dolor crónico antes de la intervención Snoezelen. El análisis estadístico muestra cómo el grupo experimental presenta una elevada reducción del índice de dolor crónico y sensorial (Cid 2010).

3.4.4 Estudio de los Efectos de la Metodología Snoezelen® en Pacientes con Daño Cerebral.

Aunque existen una gran diversidad de estudios en los que se constata de manera cualitativa los efectos positivos a corto plazo de la intervención o terapia multi-sensorial Snoezelen®, son pocos los que han cuantificado de manera sistemática dichos efectos (Hotz *et ál.* 2006, Poza *et ál.* 2013).

Por una parte, Hotz *et ál.* (2006) realizaron un estudio en el que analizaron los efectos de la terapia Snoezelen® en niños que han padecido un grave traumatismo encefálico que ha provocado un daño cerebral. Analizaron las variables fisiológicas, cognitivas y conductuales para poder evaluar el efecto de la terapia multi-sensorial Snoezelen® en un grupo de 15 niños que presentaban daño cerebral. Se midió la frecuencia cardíaca, la presión sanguínea sistólica y diastólica, la presión arterial, la concentración de oxígeno en sangre y la modificación del tono. Dichas medidas se tomaban antes y después de las sesiones Snoezelen®. Los resultados de este estudio fueron: la tasa cardíaca disminuyó de forma significativa después de las sesiones Snoezelen®; no se observaron diferencias significativas en la presión arterial antes y después de las sesiones; se observó en la mayoría de los casos una disminución en el nivel de espasticidad en las extremidades de los sujetos. También se observó, mediante una escala de medida del nivel de agitación conductual, una disminución de la misma mientras duró el tratamiento Snoezelen®, pero no se observó su efectividad en el tiempo. La escala de funcionamiento cognitivo mostró una mejora importante en las puntuaciones obtenidas a lo largo del período de tratamiento.

Por otra parte, la parálisis cerebral es un campo en el que también se muestra la efectividad de la terapia multi-sensorial como una forma de mejorar la calidad de vida de las personas que presentan dicha alteración. Velasco *et ál.* (2004) realizaron un estudio con personas adultas con parálisis cerebral con las que se efectúa una terapia multi-sensorial Snoezelen® durante nueve meses. Los sujetos del estudio estaban en silla de ruedas, presentando grandes dificultades músculo-esqueléticas, incapacidad de realizar movimientos voluntarios así como una conexión con el entorno bastante alterada. Los resultados de este estudio reflejan que en 92 de las 140 sesiones analizadas se mejoró el nivel de atención de los pacientes a estímulos selectivos, tanto presentados por vía sensorial visual como auditiva. Se utilizó un puff posicionador durante las sesiones en 7 usuarios, de los cuales 6 mejoran su fisioterapia respiratoria; mejoró también el babeo que emiten los sujetos y su capacidad de deglución. Se observó que los resultados obtenidos durante las sesiones no se mantuvieron en el tiempo, aunque una hora después de finalizada la sesión, el nivel de relajación era superior al que presentaban los sujetos antes de participar en las sesiones. Este patrón de relajación se hacía evidente en una mejora de la postura en la silla de ruedas, una disminución de los espasmos y una desaparición del llanto.

Por último, Poza *et ál.* (2013) realizaron un estudio cuyo objetivo consistió en describir los cambios inducidos en las oscilaciones de las ondas EEG del cerebro mediante la aplicación de la terapia multi-sensorial Snoezelen® en sujetos con daño cerebral y sujetos de control.

El estudio consistió en la presentación de diversos estímulos auditivos y visuales a los sujetos dentro de un entorno Snoezelen®. Previamente y posteriormente a la aplicación de la terapia, se registraron 5 minutos de actividad EEG espontánea con los ojos cerrados. Así pues, se analiza la actividad EEG mediante el cálculo de la potencia relativa en las bandas de frecuencia convencionales de EEG, antes y después de la aplicación de la terapia multi-sensorial. Después, los patrones espectrales se comparan para evaluar los cambios espectrales inducidos por el entorno Snoezelen® en la actividad dinámica del cerebro (Poza *et ál.* 2013).

Los principales resultados del estudio anterior reflejaron, a través de análisis espaciales, que la variación del patrón espacial de la potencia relativa está asociado a la estimulación multi-sensorial Snoezelen® en sujetos con daño cerebral, haciéndose particularmente visible en las bandas de baja frecuencia de las ondas EEG. Esto no implica por sí mismo que induzca un efecto positivo en los sujetos pero añade evidencias de una alteración característica de la actividad dinámica del cerebro. Además, es de destacar que los pacientes con daño cerebral habitualmente experimentaban una lentificación generalizada en la actividad oscilatoria de la actividad EEG debido al daño cerebral (Poza *et ál.* 2013).

Como conclusiones significativas, se indica que la estimulación multi-sensorial Snoezelen® induce un incremento notable de la potencia relativa para las bandas de baja frecuencia (i.e., bandas alfa y zeta) y un decremento significativo para las bandas caracterizadas por ritmos rápidos (i.e., beta1, beta2 y gamma). Por último, se encontraron diferencias significativas entre ambos grupos de sujetos (con daño cerebral y controles) en la potencia relativa en la banda zeta. Esto sugiere que la lentificación en la actividad EEG pueda reflejar el estado de relajación provocado por la estimulación multi-sensorial Snoezelen® (Poza *et ál.* 2013). Este estudio de investigación puede ser considerado como uno de los primeros intentos para cuantificar de manera sistemática, los cambios en la actividad EEG ocasionados en un entorno Snoezelen® en sujetos con daño cerebral y de control, así como un intento novedoso de entendimiento de la actividad dinámica del cerebro subyacente (Poza *et ál.* 2013).

3.4.5 Otros Campos de Aplicación de la Terapia Snoezelen®

Existen otras publicaciones científicas que muestran cómo, en diversas intervenciones destinadas en general a mejorar la calidad de vida de las personas, la aplicación de la terapia multi-sensorial Snoezelen® está claramente indicada (Cid 2010).

Hauck *et ál.* (2008) realizaron un pionero estudio cualitativo efectuado en el Hospital Materno Infantil Osborne Park del Oeste de Australia. El estudio pretende demostrar cómo el poder disfrutar de sesiones en un espacio Snoezelen® en el interior del mismo hospital podía influir directamente en el estado de mujeres que acaban de dar a luz, sobre todo en el momento del amamantamiento. En esta investigación, se ofreció a mujeres que acaban de dar a luz y también a mujeres que están a punto de hacerlo, y por tanto en situación de ansiedad elevada, la posibilidad de disfrutar de un ambiente de tranquilidad y relajación que proporciona el espacio Snoezelen®. Se realizaron entrevistas con las mujeres que participaron en el estudio, disfrutando de este espacio Snoezelen®. Las 11 mujeres que participaron en el estudio fueron entrevistadas después de las sesiones durante los días que duró su hospitalización. Todas las mujeres entrevistadas valoraron muy positivamente los beneficios obtenidos. Todas expresaron haberse sentido muy relajadas en este espacio, y con menos nivel de ansiedad, sobre todo a la hora de comenzar a amamantar a sus hijos y poder hacer frente a los contratiempos que fueron surgiendo en el proceso. Se observó también un índice menor en los indicadores de depresión post-parto. Una de las explicaciones para estos resultados fue que las mujeres disponían de un espacio de intimidad en el que ellas tenían el control, no estando sujetas a la interacción e interrupción constante de otros. Además, al encontrarse en una atmósfera de calma, podían focalizar mucho más la atención en aquello que les interesa, que en este caso es su hijo, a la vez que no habían de ser expuestas a la mirada de otros.

Capítulo 4 – Sujetos, Señales y Métodos Aplicados

4.1	Introducción.....	61
4.2	Características de las Señales y Sujetos.....	61
4.3	Procesado de Señales.....	64
4.4	Métodos Aplicados.....	68
4.5	Análisis Estadístico.....	75

4.1 *Introducción*

En el presente TFG se van a analizar señales EEG procedentes de registros de sujetos con TCE, PC y CT, obtenidas según el procedimiento detallado en el Capítulo 2 de captación de registros EEG mediante el sistema internacional 10 – 20 de colocación de electrodos.

En primer lugar, se procederá a realizar un procesado de señal con el fin de obtener, mediante técnicas de caracterización espectral, el parámetro fundamental del cual se obtendrán el resto de parámetros que se desean calcular para poder estudiar las diferencias entre dichas señales. Este parámetro será la PSD, que se obtendrá como la Transformada de Fourier (FT, *Fourier Transform*) de la función de autocorrelación de las señales, consideradas éstas como secuencias procedentes de procesos aleatorios.

A partir de la PSD de las señales, procedemos a calcular medidas de coherencia entre distintos canales EEG. Éstas serán la base con la que poder aplicar la teoría de grafos para caracterizar la dinámica cerebral del cerebro en una red neuronal, sin direccionalidad con nodos y enlaces ponderados. A partir de esa red se procederá a calcular diversos parámetros que caractericen la misma.

Por último, se realizará un análisis estadístico de los resultados obtenidos a través de las medidas de coherencia y parámetros de red, con el fin de averiguar diferencias significativas entre los grupos de estudio tras la aplicación de la terapia multi-sensorial Snoezelen[®], objetivo principal de este TFG.

4.2 *Características de las Señales y Sujetos a Analizar*

4.2.1 *Datos Sociodemográficos y de Diagnóstico de los Sujetos*

Para la realización de este proyecto se ha seleccionado una población compuesta por 21 sujetos con TCE, 19 sujetos con PC y 19 sujetos sanos CT de edad media, cuyo resumen de sus datos sociodemográficos se presentan en la Tabla 4.1. Todos los sujetos seleccionados provenían del CRE 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.

Los sujetos seleccionados para el grupo de CT no padecían ninguna clase de enfermedad que pudiera afectar en los registros EEG. Tampoco se encontraban sometidos a algún tratamiento médico, ni tomaban medicaciones que pudiera causar alteraciones en la actividad EM cerebral y, por tanto, alterar los registros. Todos los sujetos dieron su consentimiento firmado para participar en este estudio.

Grupos	Nº Sujetos	Edad (años)	Sexo (H:M)
TCE	21	43,2 ± 15,4	18 : 3
PC	18	44,6 ± 10,9	11 : 7
CT	18	37,6 ± 5,6	9 : 9

Tabla 4.1 - Resumen de los datos sociodemográficos de los sujetos de los grupos de estudio. Se especifica el número de sujetos de cada grupo de estudio, su edad promedio (media ± desviación estándar) y el número de sujetos asociados a cada sexo para cada grupo. H: Hombres; M: Mujeres.

4.2.2 Características de los Registros EEG

Las señales EEG empleadas en este TFG fueron registradas mediante un equipo de registro EEG de 19 canales, en concreto, el modelo Neurofax JE-912A de Nihon Khoden. Estas señales proceden de 19 electrodos situados según el sistema internacional 10-20 (C3, C4, Cz, F3, F4, F7, F8, Fp1, Fp2, Fz, O1, O2, P3, P4, Pz, T3, T4, T5 y T6). Dichas señales contenían información de 5 min. por sujeto de actividad EEG espontánea. Los sujetos, durante la toma de las mismas, se encontraban relajados, despiertos y con los ojos cerrados. Las señales procedentes de estos 19 electrodos fueron muestreadas a una frecuencia de 500 Hz, previo filtrado vía hardware de las mismas mediante un filtro entre 0.08 y 120 Hz. Posteriormente las señales fueron seccionadas en segmentos de 5s., con un total de 2500 muestras por segmento. De éstos, los que presentaban artefactos fueron identificados visualmente y eliminados. Así pues, fueron seleccionados $24,0 \pm 9,9$ segmentos libres de artefactos para cada canal y sujeto del grupo con TCE, $19,2 \pm 9,0$ segmentos libres de artefactos para cada canal y sujeto del grupo con PC y $23,1 \pm 9,9$ segmentos libres de artefactos para cada canal y sujeto del grupo CT (media ± desviación típica).

Previamente a iniciar el análisis de las señales es necesario eliminar las frecuencias que no aportan información. Para ello se procedió a filtrar las señales empleando un filtro FIR (*Finite Impulse Response*) software y orden 301 con ventana de *Hamming*, con el objetivo de obtener una respuesta en frecuencia lo más abrupta posible en las frecuencias de corte. Las respuestas en magnitud y fase del filtro se muestran en la Figura 4.1.

La banda de paso de este filtro se situó entre 1 y 40 Hz, con la finalidad de suprimir la mayor parte de artefactos, sin por ello perder la información contenida en las señales. La elección de la frecuencia de corte inferior en 1 Hz se llevó a cabo para eliminar los posibles artefactos oculares sin descartar información en la banda delta (Abasolo *et ál.* 2005, 2006a,b, Besthorn *et ál.* 1995, Locatelli *et ál.* 1998, Poza *et ál.* 2013). Respecto a la decisión de seleccionar la frecuencia de corte superior en 40 Hz con el fin de reducir al máximo los artefactos musculares (Abasolo *et ál.* 2005, 2006a,b, Besthorn *et ál.* 1995, Locatelli *et ál.* 1998). En añadido, se aplicó un filtro de ranura IIR (*Infinite Impulse Response*), con un factor de calidad de 50 y centrado en 50 Hz, para eliminar la interferencia de la red eléctrica.

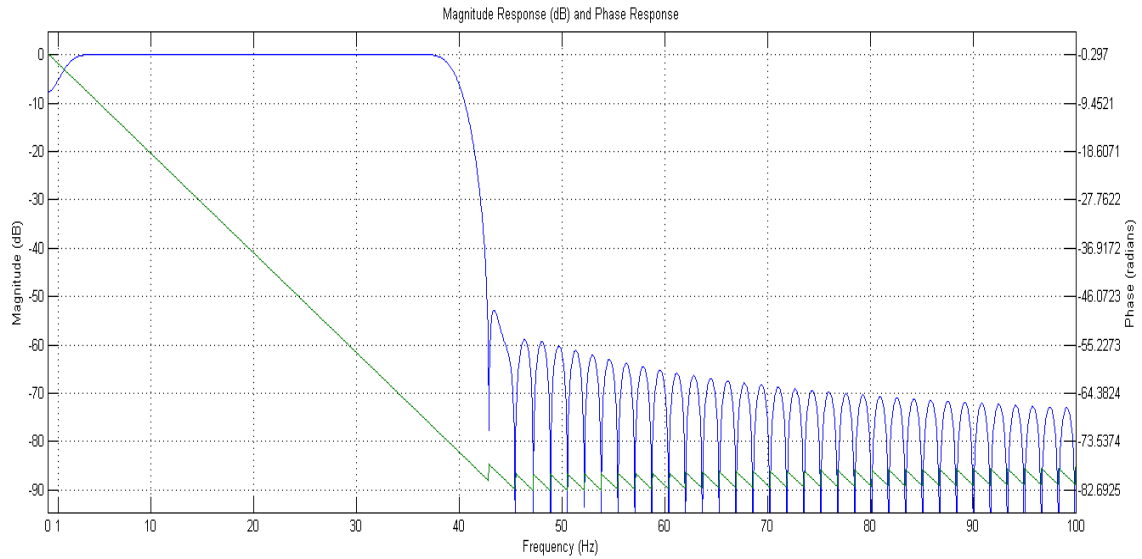


Figura 4.1 - Respuesta en frecuencia de las características de magnitud (azul) y fase (verde) del filtro FIR paso-banda software con ventana de Hamming y orden 301, con banda de paso entre 1 y 40 Hz.

Posteriormente, se realizó un filtrado adicional paso-banda en la banda alfa (8 – 13 Hz) en las señales EEG obtenidas al final del párrafo anterior. Para ello se procedió a filtrar las señales empleando un filtro FIR software y orden 3501 con ventana de *Hamming*, con el objetivo de obtener una respuesta en frecuencia lo más abrupta posible en las frecuencias de corte. Las respuestas en magnitud y fase del filtro se muestran en la Figura 4.2. Esto se debió a que en análisis realizados anteriormente, no se obtenían resultados concluyentes al utilizar las señales EEG con toda la banda de frecuencia. La elección del filtrado en la banda alfa en los registros EEG, se llevó a cabo en base a estudios previos indicaban que esa banda podría ser interesante para analizar el efecto de la terapia de estimulación multi-sensorial *Snoezelen*[®] (Poza *et ál.* 2013).

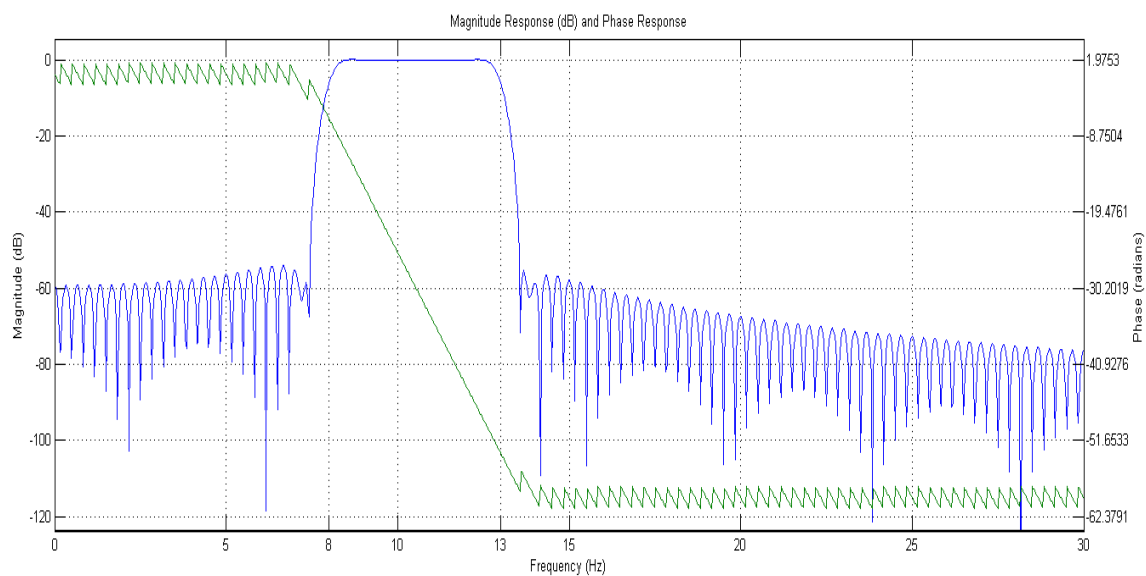


Figura 4.2 - Respuesta en frecuencia de las características de magnitud (azul) y fase (verde) del filtro FIR software paso-banda con ventana de Hamming y orden 3501, para la banda alfa (entre 8 y 13 Hz.).

4.3 *Procesado de las Señales*

El procesado de señal hace uso de la aplicación de herramientas matemáticas con el fin de analizar, manipular e interpretar cualquier tipo de señal. Los objetivos finales de dicho procesado pueden ser muy variados, (e.g., el almacenamiento o compresión de la información contenida en la señal, la eliminación de señales de interferencia o ruido, la extracción de ciertas características, la manipulación para su transmisión o rapidez en el procesado, etc. (Oppenheim & Schaffer 2009).

Las señales biomédicas pueden ser representadas tanto en el dominio temporal como en el dominio de la frecuencia. Las señales EM cerebrales no son estacionarias, por lo que sus características espectrales varían en el dominio del tiempo (Blanco *et ál.* 1995). Así pues, las componentes oscilatorias de una señal, que pueden resultar difíciles de discernir en una representación temporal, pueden ser separadas y analizadas más fácilmente en el dominio de la frecuencia. Para muchos métodos y aplicaciones de procesamiento de diferentes señales biomédicas, incluidos el filtrado y el análisis espectral, es útil tener la representación de las señales biomédicas en el dominio de la frecuencia. En otros casos, resulta más apropiado el procesado temporal (Bertran 2010).

Las señales con las que se va a trabajar en este proyecto proceden de registros EEG de actividad espontánea cerebral, por lo que no existen eventos temporales al analizar, como podría suceder en el estudio de las etapas del sueño. Así pues, resulta adecuado abordar el análisis de las mismas en el dominio de la frecuencia. La herramienta matemática principal para obtener información de una señal en el dominio frecuencial es la FT (Haykin & van Veen 2003). A pesar de que la FT no proporciona simultáneamente información en tiempo y frecuencia de las características de las señales, se trata de la herramienta empleada en el proyecto para el cálculo posterior de otros parámetros espectrales (e.g., la PSD de las señales). Esta decisión es debida a la ausencia de eventos temporales a analizar y a la sencillez en la interpretación de los resultados.

4.3.1 *Muestreo de Señales*

Debido a los avances en las técnicas de cálculo por computadora se ha hecho posible realizar un gran número de cálculos en un tiempo relativamente pequeño. Así pues, es interesante poder aplicar estas técnicas de cálculo al análisis de señales. Sin embargo, existe una gran limitación a causa de la naturaleza digital de las computadoras ya que solo pueden realizar cálculos con señales discretas tanto en su variable independiente como el posible dominio de valores que pueden tomar. Esta clase de señales se denominan digitales (Oppenheim & Schaffer 2009).

Al inicio del proceso de conversión de una señal analógica a digital, es habitual incluir un preprocesado, que incluye la transducción, amplificación y filtrado analógicos. Después se procede a digitalizar la señal mediante las etapas de muestreo, cuantificación

y codificación, modificando las características de la señal. Esto implica pasar de una representación continua en el tiempo a otra discreta, permitiendo aprovechar las ventajas de almacenamiento, procesamiento y transmisión que proporcionan los sistemas digitales (Oppenheim & Schafer 2009).

El proceso de muestreo permite obtener una representación digital que se obtiene de la señal original, consistente en una serie de muestras discretas en el tiempo. Esta representación contiene toda la información de dicha señal y, por tanto, ésta puede reconstruirse a partir de la señal muestreada. Para que esto sea cierto deben cumplirse ciertas condiciones determinadas por el teorema de Shannon (o teorema del muestreo), el cual establece que una señal continua puede reconstruirse sin pérdida de información si y solo si la señal original está limitada en banda y la frecuencia de muestreo (la razón con la que se toman muestras de la señal analógica) es mayor que el doble de la máxima frecuencia del espectro de la señal original. Esto se debe a que el espectro de una señal muestreada es el de la señal original repetido cada múltiplo de la frecuencia de muestreo. Debido a esta relación entre frecuencia de muestreo y frecuencia máxima de la señal, ésta debe tener una banda limitada y debe, por tanto, ser filtrada analógicamente antes del proceso de muestreo (filtro *antialiasing*) (Oppenheim & Schafer 2009).

4.3.2 Transformada de Fourier

La FT es una herramienta matemática que produce la transformación de una señal definida en un dominio a otro dominio distinto. Habitualmente al espacio original se conoce como tiempo y el dominio transformado como frecuencia. Esta transformada se basa en que una señal estacionaria puede representarse como combinación lineal de exponenciales complejas. Cada una de éstas estará definida por una amplitud, fase y frecuencia determinadas e independientes. El conjunto de amplitudes y fases correspondientes a una frecuencia específica de una señal constituyen su espacio en frecuencia, denominado espectro. Dado que las exponenciales complejas son ortogonales, es posible separar la señal original en sus componentes y representar la amplitud y fase correspondientes a cada frecuencia (Oppenheim & Schafer 2009).

La transformación de una señal continua en el dominio temporal, denotada por $x(t)$, en una señal en el dominio de la frecuencia, $X(f)$, se lleva a cabo mediante la Ecuación 4.1, denominada ecuación de análisis de la FT (Oppenheim & Schafer 2009).

$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-j2\pi ft} dt . \quad 4.1$$

Dado el carácter unívoco de la FT, es posible identificar una función en el dominio transformado con otra en el dominio original. A este tipo de transformación se le denomina Transformada Inversa de Fourier (IFT, *Inverse Fourier Transform*), y se lleva

a cabo matemáticamente mediante la Ecuación 4.2, denominada ecuación de síntesis de la FT (Oppenheim & Schaffer 2009).

$$x(t) = \int_{-\infty}^{\infty} X(f) e^{j2\pi ft} df . \quad 4.2$$

A la vista de la naturaleza de las ecuaciones de análisis y síntesis de la FT, sólo se pueden aplicar sobre señales de naturaleza continua, imposibilitando así su uso en el cálculo computacional. Es por ello, que existe otra formulación de la FT que sí puede ser calculada por computadora, denominada Transformada Discreta de Fourier (DFT, *Discrete Fourier Transform*). Esta transformada es el resultado de realizar un muestreo de la FT definida a partir de una señal de tiempo discreto, resultando en un dominio transformado discreto. Para poder llevar a cabo el muestreo de la señal, se tienen que cumplir las premisas expuestas en el punto anterior del muestreo de señales (Oppenheim & Schaffer 2009).

Este muestreo se puede introducir directamente en las ecuaciones de análisis y síntesis de la FT, permitiendo realizar la transformación computacionalmente, utilizando las Ecuaciones 4.3 y 4.4 (Haykin & van Veen 2003). La señal discreta en el dominio del tiempo se denota por $x[n]$ mientras que su respectiva en el dominio de la frecuencia se denota por $X[k]$.

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-j\frac{2\pi}{N}kn} , \quad k = 0, 1, 2 \dots N - 1 \quad 4.3$$

$$x[n] = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X[k] e^{j\frac{2\pi}{N}kn} , \quad k = 0, 1, 2 \dots N - 1 . \quad 4.4$$

La variable N en las ecuaciones anteriores representa el número de muestras de la señal $x[n]$ original. A pesar de todo, la DFT es una transformación que requiere de una costosa y enorme computación, ya que opera en el dominio complejo y requiere cálculos proporcionales al cuadrado de la longitud de la señal a analizar. Con el fin de subsanar esta desventaja, aprovechando las características de las exponenciales complejas, se desarrolla una serie de algoritmos matemáticos mucho más eficientes. Éstos reciben el nombre genérico de Transformada Rápida de Fourier (FFT, *Fast Fourier Transform*), ampliamente utilizada computacionalmente hoy en día (Oppenheim & Schaffer 2009).

4.3.3 Densidad Espectral de Potencia

La mayoría de las señales biomédicas son el resultado de procesos que tienen lugar en el dominio del tiempo. No obstante, en algunos casos es conveniente realizar su estudio en el dominio de la frecuencia, tanto en casos deterministas como estocásticos. Por lo tanto, es necesario obtener la función PSD, cuyo fin es el análisis de la potencia de la señal en el dominio espectral. De esta manera, se puede averiguar cómo se distribuye el contenido espectral de una señal (Gomis 2010).

La señal de entrada está limitada en el tiempo, es no estacionaria y tiene ruido superpuesto, por lo que es necesario estimar el PSD a partir de un registro finito de datos. Los primeros métodos se basaron en la estimación de la FT. Un paso importante en estimación espectral moderna fue el trabajo de Wiener, que establecía las bases teóricas del tratamiento de procesos estocásticos. Wiener y Khinchin, de forma independiente, demostraron que la FT relaciona la función autocorrelación de un proceso estacionario y su PSD. Se denomina generalmente relación de Wiener – Khinchin (Gomis 2010).

Con anterioridad a la introducción del algoritmo de la transformada rápida de Fourier (FFT) en 1965, el método usual para estimar el PSD era la implementación de la relación de Wiener - Khinchin sugerida por Blackman y Tukey. Según este método, los coeficientes de autocorrelación se estiman utilizando una secuencia de datos enventanados. Se realiza la FT de esta correlación enventanada para obtener la PSD. Este método suele denominarse también método indirecto (Gomis 2010).

A partir de la introducción de la FFT, que implicaba la disposición de un algoritmo computacionalmente eficiente para el cálculo de la DFT, se utiliza de forma intensiva la aproximación directa (periodograma), que se obtiene como la magnitud al cuadrado de la DFT obtenida mediante FFT y aplicada directamente sobre los datos (previamente enventanados) (Gomis 2010).

Para llevar a cabo el cálculo de la PSD de una señal es necesario que ésta esté definida en potencia (i.e., que posea potencia finita) (Haykin 2001). A toda señal biológica se le superpone ruido originado por diversas fuentes (Carr & Brown 2001). Así pues, se puede considerar que estas señales están formadas por secuencias procedentes de procesos aleatorios, que serán discretos debido a la naturaleza digital de las señales analizadas. Además, asumiendo la ergodicidad de estos procesos, sus promedios temporales coincidirán con sus esperanzas matemáticas, permitiendo estimar su PSD mediante el cálculo computacional (Gomis 2010).

Una forma habitual de estimarla es calculando la PSD, $S_x[k]$, como la DFT de la función de autocorrelación, $R_{xx}[u]$, del proceso aleatorio, basándose en el teorema de Wiener - Kinchin (Haykin 2001, Srikrishna 2005). En la Ecuación 4.5 se muestra la forma de calcular la función de autocorrelación a partir del proceso aleatorio discreto $x[n]$, y en la Ecuación 4.6, la forma de calcular la PSD a partir de ésta última.

$$R_{xx}[u] = \begin{cases} \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-m-1} x[n]x[n+u] & , u > 0 \\ R_{xx}^*[-u] & , u < 0 \end{cases} \quad 4.5$$

$$S_x[k] = \frac{1}{N} DFT\{R_{xx}[u]\} = \frac{1}{N} \sum_{u=0}^{2N-1} R_{xx}[u] e^{-j\frac{2\pi k u}{2N-1}} . \quad 4.6$$

4.4 Métodos Aplicados

En este apartado se van a mostrar los métodos aplicados a los registros EEG empleados en este proyecto, filtrados en la banda alfa. Primeramente, se aplicará una medida de conectividad, en concreto medidas de coherencia entre diferentes registros EEG. Este tipo de medida nos permitirá caracterizar la asociación de las conexiones neuronales entre diferentes canales del EEG. Por lo tanto, servirá para obtener los pesos de las conexiones entre nodos del análisis de grafos que se realizará posteriormente.

El análisis de grafos, en el contexto de la Ingeniería Biomédica, tiene como objetivo la caracterización de la actividad cerebral como una red formada esencialmente por nodos y vértices (Stam *et ál.* 2007). Existen diferentes parámetros de red que permiten la caracterización de grafos. Los utilizados en este TFG están reflejados a partir del punto 4.4.2.

4.4.1 Medidas de Coherencia

La coherencia es una medida de la caracterización de la consistencia de señales EEG procedentes de dos canales a través de distintas observaciones (Bachiller 2012). También se puede definir como una versión normalizada de la densidad espectral de potencia cruzada (CPSD, *Cross-Power Spectral Density*) de dos canales EEG distintos, registrados de forma simultánea (Locatelli *et ál.* 1998). El objetivo de la coherencia es su utilización para el estudio de las conexiones en el cerebro (Locatelli *et ál.* 1998).

La coherencia se define, para dos señales $x(t)$ e $y(t)$, según la Ecuación 4.7, siendo ω la frecuencia angular ($\omega = 2\pi f$):

$$C_{xy}(\omega) = \frac{S_{xy}(\omega)}{\sqrt{S_{xx}(\omega)S_{yy}(\omega)}} \quad 4.7$$

$S_{xx}(\omega)$ y $S_{yy}(\omega)$ se identifican con las PSD de las señales $x(t)$ e $y(t)$. Tanto $S_{xx}(\omega)$, $S_{yy}(\omega)$ y $S_{xy}(\omega)$ son obtenidos a través de un promediado del espectro individual de las $x(t)$ e $y(t)$ ($X_n(\omega)$ e $Y_n(\omega)$ respectivamente) vía FFT (Challis & Kitney 1991).

$$S_{xx}(\omega) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |X_n(\omega)|^2 \quad 4.8$$

$$S_{yy}(\omega) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |Y_n(\omega)|^2 \quad 4.9$$

$$S_{xy}(\omega) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N X_n(\omega) Y_n^*(\omega) \quad 4.10$$

4.4.2 Teoría de Grafos

El análisis de redes complejas describe importantes propiedades de los sistemas complejos, mediante la cuantificación de las diversas topologías de representación de sus respectivas redes. Este tipo de análisis tiene sus orígenes en el estudio matemático de las redes, conocido como teoría de grafos. La teoría de grafos es un campo de las matemáticas que versa sobre la teoría de redes complejas y el estudio de grafos. Así pues, un grafo es una representación básica de una red, esencialmente reducida a nodos (vértices) y enlaces (conexiones) como se puede visualizar en la Figura 4.6 (Stam *et ál.* 2010b). Sin embargo, en contraposición con la teoría clásica de grafos, el análisis se lleva a cabo sobre redes en el mundo real, siendo de grandes dimensiones, complejas, sin orden ni poseen una distribución uniforme (Rubinov & Sporns 2010).

En este apartado, se describe la construcción de redes, tanto funcionales como estructurales, de conectividad del cerebro. Asimismo, se presenta diversos parámetros de red para caracterizar la conectividad local y global en dichas redes.

4.4.2.1 Construcción de Redes Cerebrales

Una red o grafo es una representación matemática de un sistema complejo en el mundo real. Está definida por una colección de nodos y enlaces entre pares de nodos. Además, según su direccionalidad puede ser directa (importa el sentido de las conexiones

en los enlaces) o indirecta (independiente del sentido de las conexiones en los enlaces) (Bullmore & Sporns 2009). Los nodos hacen referencia a la representación de distintas áreas cerebrales mientras que los enlaces representan diferentes conexiones anatómicas, funcionales o efectivas (Rubinov & Sporns 2010).

En función de lo anterior, podemos distinguir tres tipos de conectividad en el cerebro, asociado cada una de ellas con el tipo de conexión. La conectividad anatómica hace referencia a una red de enlaces anatómicos, la conectividad funcional denota la dependencia entre elementos del sistema y la conectividad efectiva denota relación directa o causal entre dichos elementos (Rubinov & Sporns 2010).

Los nodos representan idealmente regiones del cerebro que presentan patrones coherentes de conexiones anatómicas o funcionales. Por otra parte, los enlaces se diferencian en base a los pesos que posean. Según el peso de los mismos pueden ser (Rubinov & Sporns 2010):

- Enlaces binarios. Denotan la presencia o ausencia de conexión entre dos nodos ($w_{ij} = a_{ij} = 1$ ó 0).
- Enlaces ponderados. Contienen información sobre la robustez de la conexión entre dos nodos mediante la asignación de un peso de enlace o conexión (w_{ij}) comprendido entre 0 y 1. Puede ocurrir que haya enlaces ponderados “débiles” o con poco peso con respecto a los demás de la red representando conexiones espúreas, especialmente en redes funcionales o efectivas. Estos enlaces normalmente son descartados aplicando un umbral absoluto o ponderado (Rubinov & Sporns 2010).

De esta manera, la representación de una red en forma de grafo en función del tipo de enlaces que posea se muestra en la Figura 4.3.

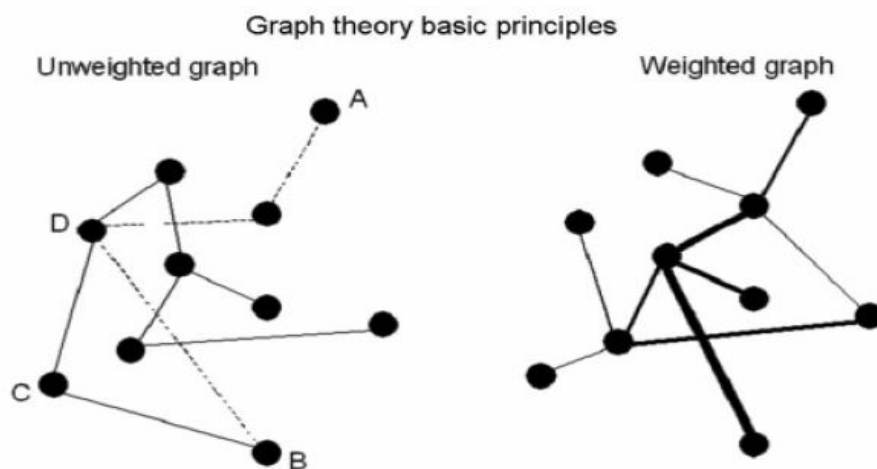


Figura 4.3 - Esquema de representación de una red en forma de grafo en función del tipo de enlaces que posee: binarios (izquierda) o ponderados (derecha) (Stam et ál. 2009).

En la Figura 4.3, los puntos negros representan los nodos de la red, y las líneas que conectan los puntos se denominan los enlaces o conexiones. A la izquierda se muestra un grafo formado por enlaces binarios (*binary graph*). Por ejemplo, la longitud mínima de camino en él, entre los nodos A y B sería de 3 enlaces, indicado mediante las líneas punteadas. Asimismo, el coeficiente de agrupamiento o *clustering*, de un nodo es la probabilidad de que los nodos más cercanos al mismo (llamados vecinos o *neighbours*) estén conectados. Por ejemplo, para el nodo C, con vecinos los nodos B y D, el coeficiente de agrupamiento sería 1. Cuando se asignan pesos a los enlaces (derecha), el grafo está formado por enlaces ponderados (*weighted graph*). En este caso, los pesos de los enlaces se indican mediante el grosor de las líneas (Stam *et ál.* 2009).

Una forma alternativa de representar la información referente a los enlaces entre pares de nodos de un grafo en una red neuronal, es el empleo de la representación mediante la matriz de adyacencia o conectividad (*adjacency or connectivity matrix*) (Bocattelli *et ál.* 2006). Esta matriz cuadrada contiene tantas filas y columnas como el número de nodos contenga el grafo. Para la mayor parte de redes neuronales, la matriz de adyacencia es especificada de forma binaria, denotando con un 1 la presencia de enlace entre un par de nodos y 0 la ausencia. La diagonal de la matriz de adyacencia contiene ceros (Bocattelli *et ál.* 2006). Si se trata de una red neuronal mediante grafos sin direccionalidad en sus enlaces (indirecta), la matriz es simétrica. También existe la posibilidad de que la matriz de adyacencia se especifique para redes neuronales mediante grafos con enlaces ponderados. En este caso, los valores de la matriz serían los pesos de enlace o conexión para cada par de nodos de la red (Kaiser 2011). Éste último será el caso de estudio en este TFG, es decir, obtener la representación de redes neuronales mediante grafos indirectas con enlaces ponderados, cuyos pesos será las medidas de coherencia obtenidas previamente.

4.4.2.2 Parámetros de Red

En este apartado se van a introducir los principales parámetros de red a obtener para el estudio de las redes neuronales de los grupos de pacientes involucrados.

Primeramente, a partir de las medidas de coherencia calculadas previamente, para cada época y sujeto de cada uno de los grupos, se obtendrán las matrices de adyacencia de los mismos. Estas matrices tendrán como dimensiones 19 filas y 19 columnas, de acuerdo a los 19 electrodos empleados para la captación de los registros EEG. De esta manera, estas matrices representarán grafos indirectos con enlaces ponderados con pesos entre 0 y 1, dados estos mismos por las medidas de coherencia entre pares de canales, es decir, pares de nodos.

Una vez obtenidas dichas matrices, se procederá al cálculo de los parámetros de red, más adelante expuestos, por cada época y sujeto para cada grupo. Por último, se promediarán los parámetros obtenidos en el número total de épocas para cada registro de cada sujeto, y después en el número total de sujetos para cada grupo de estudio. De esta

manera, obtendremos un resultado del parámetro para cada uno de los tres grupos de estudio.

Algunos parámetros de red tendrán carácter espacial, ya que habrá para cada canal o electrodo EEG un valor del mismo, mientras que otros tendrán un carácter global. En relación a los primeros de ellos, se calculará el grado de nodo, la centralidad de nodo media y el coeficiente de agrupamiento medio. Respecto a los segundos, se calculará la longitud de camino media, la eficiencia global media y el coeficiente de correlación medio. Todos estos parámetros de red a calcular se agruparán en cinco secciones: (i) medidas básicas, (ii) medidas de segregación funcional, (iii) medidas de integración funcional, (iv) medidas de centralidad y (v) medidas de resistencia y/o flexibilidad (Rubinov & Sporns 2010). En la Figura 4.4 se muestra una descripción visual de dichos parámetros (Stam & van Straaten 2012).

Para la notación de los mismos, se denota a N como el conjunto de todos los nodos, n el número total de nodos, L_t el conjunto de todos los enlaces, l el número total de enlaces, y a_{ij} refleja la conexión entre i y j (para el caso de enlaces binarios, $a_{ij} = 1$ cuando el enlace existe, $a_{ij} = 0$ cuando no existe; para el caso de enlaces ponderados como es el de este TFG, $a_{ij} = w_{ij}$, con $w_{ij} = w_{ji}$ denotando el peso del enlace o conexión) (Rubinov & Sporns 2010).

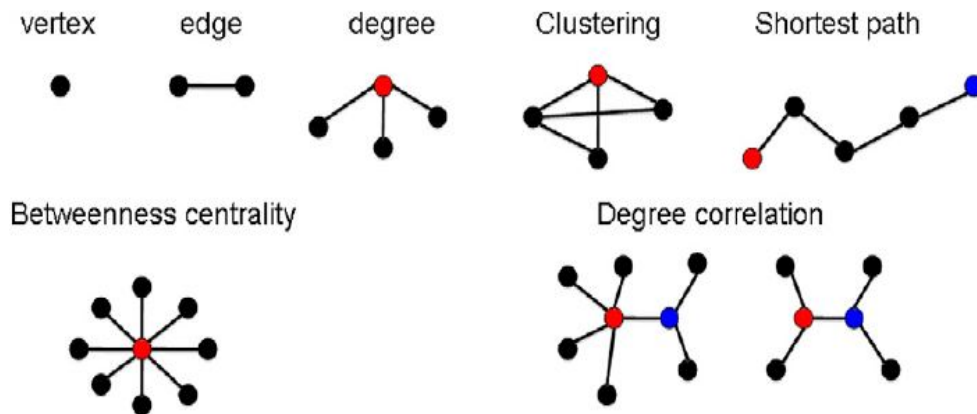


Figura 4.4 - Descripción visual de diferentes parámetros de grafos. En la esquina superior izquierda se muestran los dos bloques fundamentales de cualquier grafo: nodos (indicados por los puntos negros) y enlaces (indicados por la línea que conecta los dos puntos). El grado de nodo es el número de enlaces conectados a un nodo. El nodo rojo tiene un grado de nodo igual a 3. El coeficiente de agrupamiento de un nodo es la fracción de sus nodos más cercanos (vecinos) que también están conectados con los demás. El nodo rojo tiene tres vecinos, y entre esos vecinos dos de un total de 3 posibles enlaces están presentes. Por lo tanto, el coeficiente de agrupamiento para ese caso es $2/3$. Para llegar desde el nodo rojo hasta el nodo azul se necesita un mínimo de cuatro enlaces; esta medida corresponde a una longitud mínima de camino igual a 4. La centralidad de nodo es la fracción de todos los caminos con longitud mínima que pasan a través de un nodo o enlace. El nodo central rojo del grafo en forma de estrella en el medio de la fila inferior tiene una centralidad de nodo igual a 1 (todos los caminos con longitud mínima tienen que pasar a través de él). El coeficiente de correlación de dos nodos conectados es la correlación entre sus correspondientes grados de nodo. En el par izquierdo de nodos rojo y azul sus grados son 4 y 3; para el par de la derecha ambos grados son dos. El caso de la izquierda correspondería con un menor coeficiente de correlación mientras que el caso de la derecha presentaría un mayor coeficiente de correlación (Stam et al. 2009).

4.4.2.3 Medidas Básicas

- **Grado del Nodo (*Node Degree*)**

Se define como el número de enlaces conectados a ese nodo. Refleja la importancia de ese nodo dentro de la red. Para este proyecto se empleará la formulación de la Ecuación 4.11 (Rubinov & Sporns 2010).

$$K_i = \sum_{j \in N} a_{ij} \quad . \quad 4.11$$

- **Longitud Mínima de Camino (*Shortest Path Length*)**

Representa el menor número de enlaces que es necesario atravesar para llegar desde el nodo i al nodo j . Para este proyecto se empleará la formulación de la Ecuación 4.12 (Rubinov & Sporns 2010).

$$D_{ij} = \sum_{a_{uv} \in g_{i \leftrightarrow j}} a_{uv} \quad . \quad 4.12$$

$g_{i \leftrightarrow j}$ representa el camino más corto entre los nodos i y j .

4.4.2.4 Medidas de Segregación Funcional

- **Coefficiente de Agrupamiento (*Clustering Coefficient*)**

Cuantifica el número de enlaces que existen entre los vecinos más cercanos de un nodo en relación al máximo número de enlaces posibles. Para este TFG se empleará la formulación de las Ecuaciones 4.13 y 4.14 (Rubinov & Sporns 2010).

$$C = \frac{1}{n} \sum_{i \in N} C_i = \frac{1}{n} \sum_{i \in N} \frac{2t_i}{k_i(k_i - 1)} \quad . \quad 4.13$$

C_i es el coeficiente de agrupamiento del nodo i ($C_i = 0$ para $K_i < 2$), y t_i es el número de triángulos alrededor del nodo i .

$$t_i = \frac{1}{2} \sum_{j, h \in N} a_{ij} a_{ih} a_{jh} \quad . \quad 4.14$$

- **Eficiencia Local (*Local Efficiency*)**

Es otra medida alternativa al coeficiente de agrupamiento, que está inversamente relacionada con la longitud de mínima de camino. Para este proyecto se empleará la formulación de la Ecuación 4.15 (Rubinov & Sporns 2010).

$$E_{loc} = \frac{1}{n} \sum_{i \in N} E_{loc,i} = \frac{1}{n} \sum_{i \in N} \frac{\sum_{j,h \in N, j \neq i} a_{ij} a_{ih} [d_{jh}(N_i)]^{-1}}{k_i(k_i - 1)} . \quad 4.15$$

$E_{loc,i}$ es la eficiencia local del nodo i , y $d_{jh}(N_i)$ es la longitud de camino más corta entre j y h , que contiene vecinos sólo de i .

4.4.2.5 *Medidas de Integración Funcional*

- **Longitud de Camino Característica (*Characteristic Path Length*)**

Representa el promedio de todas las longitudes mínimas de camino para cada nodo de la red. Para este TFG se empleará la formulación de la Ecuación 4.16 (Rubinov & Sporns 2010).

$$L = \frac{1}{n} \sum_{i \in N} L_i = \frac{1}{n} \sum_{i \in N} \frac{\sum_{j \in N, j \neq i} d_{ij}}{n - 1} . \quad 4.16$$

L_i es la distancia media entre el nodo i y todos los demás nodos.

- **Eficiencia Global (*Global Efficiency*)**

Representa el promedio de todas las eficiencias locales para cada nodo de la red. Para este TFG se empleará la formulación de la Ecuación 4.17 (Rubinov & Sporns 2010).

$$E = \frac{1}{n} \sum_{i \in N} E_i = \frac{1}{n} \sum_{i \in N} \frac{\sum_{j \in N, j \neq i} d_{ij}^{-1}}{n - 1} . \quad 4.17$$

E_i es la eficiencia del nodo i .

4.4.2.6 Medidas de Centralidad

- **Centralidad de Nodo (*Betwenness Centrality*)**

Representa la proporción de todos los caminos de longitud mínima que atraviesan un nodo o enlace de la red. Para este TFG se empleará la formulación de la Ecuación 4.18 (Rubinov & Sporns 2010).

$$B_i = \frac{1}{(n-1)(n-2)} \sum_{\substack{h,j \in N \\ h \neq j, h \neq i, j \neq i}} \frac{\rho_{hj}^{(i)}}{\rho_{hj}} \quad . \quad 4.18$$

ρ_{hj} es el número de caminos con longitud mínima entre h y j , y $\rho_{hj}^{(i)}$ es el número de caminos con longitud mínima entre h y j que pasan a través del nodo i .

4.4.2.7 Medidas de Resistencia y/o Flexibilidad

- **Coefficiente de Correlación (*Assortativity Coefficient*)**

Representa la correlación entre los grados de todos los nodos en los dos extremos opuestos de un enlace. Para este TFG se empleará la formulación de la Ecuación 4.19 (Rubinov & Sporns 2010).

$$R = \frac{l^{-1} \sum_{(i,j) \in L} k_i k_j - [l^{-1} \sum_{(i,j) \in L} \frac{1}{2} (k_i + k_j)]^2}{l^{-1} \sum_{(i,j) \in L} \frac{1}{2} (k_i^2 + k_j^2) - [l^{-1} \sum_{(i,j) \in L} \frac{1}{2} (k_i + k_j)]^2} \quad . \quad 4.19$$

4.4.3 Análisis Estadístico

Para realizar un análisis estadístico, típicamente se emplearan dos métodos de análisis: los métodos paramétricos y los no paramétricos. Los primeros asumen que la distribución subyacente de los modelos estadísticos es conocida y aproximadamente normal, mientras que los segundos la desconocen o es no normal (Moore 2005).

En este TFG se han aplicado métodos no paramétricos, debido al incumplimiento de las condiciones de normalidad de los resultados. En concreto, se ha utilizado el test del signo de rangos de Wilcoxon y el test U de Mann – Whitney.

El test del signo de rangos de Wilcoxon, trata de determinar si existen o no diferencias significativas al comparar las medianas de dos muestras dependientes del mismo tamaño (inter-grupo) procedentes de distribuciones continuas y simétricas. Por su parte, el test U de Mann – Whitney trata de determinar la heterogeneidad de las muestra, es decir, si existen o no diferencias significativas al comparar las medianas de dos muestras independientes (de igual o distinto tamaño) (intra-grupo) procedentes de distribuciones continuas y simétricas (Moore 2005).

Así pues, con el objetivo de encontrar diferencias significativas dentro de un mismo grupo de estudio (intra-grupo) se aplicará el test del signo de rangos de Wilcoxon. Mientras que para encontrar diferencias significativas entre dos grupos de estudio (inter-grupo) se aplicará el test U de Mann – Whitney. Se considerará que las mismas existen si el resultado de dichos test respectivamente, expresado mediante el p -valor (o simplemente p), éste se encuentra por debajo del umbral de significación $\alpha = 0,05$ (Moore 2005). En algunos casos, se considerará también el umbral $\alpha = 0,1$, mediante el cual se designará la existencia de una tendencia a la existencia de diferencias significativas.

Capítulo 5 – Resultados

5.1	Introducción.....	79
5.2	Medidas de Coherencia.....	79
5.3	Grado de Nodo.....	82
5.4	Centralidad de Nodo Media.....	84
5.5	Coeficiente de Agrupamiento Medio.....	86
5.6	Longitud de Camino Característica.....	88
5.7	Eficiencia Global Media.....	89
5.8	Coeficiente de Correlación Medio.....	90

5.1 Introducción

El objetivo de este proyecto es la evaluación de la terapia multi-sensorial Snoezelen® mediante medidas de conectividad y parámetros de la teoría de grafos. En este capítulo se va a presentar los principales resultados obtenidos para los tres grupos de estudio, con un posterior análisis estadístico de los mismos que permita analizar la existencia de diferencias entre las poblaciones.

Primeramente, se visualizarán los resultados obtenidos en términos de medidas de conectividad para cada canal del EEG. Se llevará a cabo mediante el cálculo de la coherencia entre canales EEG para cada época y sujeto de cada grupo de estudio. Posteriormente, se obtendrá una sola matriz de adyacencia por cada grupo mediante el promedio de las matrices de adyacencia en todas las épocas y los sujetos para cada grupo. Finalmente, para poder observar diferencias significativas intra-grupo e inter-grupo, antes y después de la sesión de la terapia multi-sensorial, se realizará un posterior análisis estadístico.

En segundo lugar, se presentará los resultados estadísticos asociados a cada parámetro calculado de la teoría de grafos. Se llevará a cabo mediante la visualización de los diagramas de cajas (*boxplots*) de los parámetros promedio para cada grupo de estudio, así como gráficos de la distribución espacial de estos últimos para ciertos casos. La finalidad de estos tipos de presentación de los resultados es poder observar la existencia o no de diferencias significativas intra-grupo (comparación entre las sesiones Post y Pre de la terapia dentro de un mismo grupo) así como inter-grupos (comparación entre las sesiones Post y Pre entre los tres grupos de estudio).

Para ambos resultados, el análisis estadístico intra-grupo se llevará a cabo mediante el test no paramétrico de los rangos con signo de Wilcoxon, debido a la no independencia de las muestras dentro del mismo grupo y a que la distribución muestral de las mismas no sea normal. Para el análisis inter-grupos, se utilizará el test no paramétrico U de Mann-Whitney, debido a la independencia de las muestras entre distintos grupos y a que la distribución muestral de las mismas sea no normal.

5.2 Medidas de Coherencia

En este apartado se presentan las medidas de conectividad, en términos de las matrices de coherencia de los 19 canales EEG para cada grupo, obtenidas mediante el promedio de las de cada sujeto para cada grupo. Dichas matrices son simétricas, al ser igual el cálculo de la coherencia entre dos canales independientemente de su orden, y sus valores se encuentran comprendidos entre 0 y 1. Cuánto más cercano al valor 0 significa una menor coherencia o sincronismo entre dichos canales EEG mientras que un valor más cercano al 1 significa una mayor coherencia o sincronismo entre ambos. A la coherencia de los 19 canales entre sí, es decir, la diagonal de las matrices de coherencia, se les ha asignado el valor 0 indistintamente, al igual que el valor 1 para la coherencia del canal 1 entre sí, por facilidad a la hora de representar los resultados.

Los resultados del análisis para cada grupo se pueden observar en la Figura 5.1, en la que se puede observar la variación de las medidas de coherencia ($\Delta Coherencia$), representadas en las matrices de coherencia promedio para los tres grupos de usuarios.

En las Figura 5.1 no se aprecia a simple vista posibles diferencias en los valores de coherencia antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial. Sin embargo, el grupo de usuarios CT es el que presenta, de forma global, unos mayores incrementos de los valores de coherencia, sobre todo entre diversos canales EEG de la región frontal, así como entre las regiones frontal y temporal. De manera similar, el grupo de usuarios con PC, presenta incrementos de los valores de coherencia, especialmente entre las regiones parietal y frontal. En contraposición, el grupo de usuarios con TCE presenta una disminución generalizada de las medidas de coherencia, especialmente entre las regiones frontal y occipital, así como entre las regiones parietal y occipital.

Para poder visualizar de forma más precisa la existencia o no de diferencias significativas a la vista de las figuras anteriores, antes y después de la aplicación de la terapia multi-sensorial, se presentan en las Figuras 5.2 y 5.3 los resultados del análisis estadístico intra-grupo e inter-grupos llevado a cabo para tal efecto, para las matrices de coherencia promedio de cada grupo.

Por una parte, en la Figura 5.2, se observa que los grupos de usuarios con PC y CT presentan mayor número de diferencias significativas intra-grupo en los valores de coherencia entre canales EEG, antes y después de la aplicación de la terapia de estimulación multi-sensorial.

Por otro lado, en la Figura 5.3, se visualiza diferencias significativas importantes inter-grupos en la comparación entre los grupos de usuarios con TCE y CT, antes y después de la aplicación de la terapia de estimulación multi-sensorial. Para el caso de la comparación intra-grupo entre los grupos de usuarios con PC y CT, las diferencias significativas presenten son más escasas.

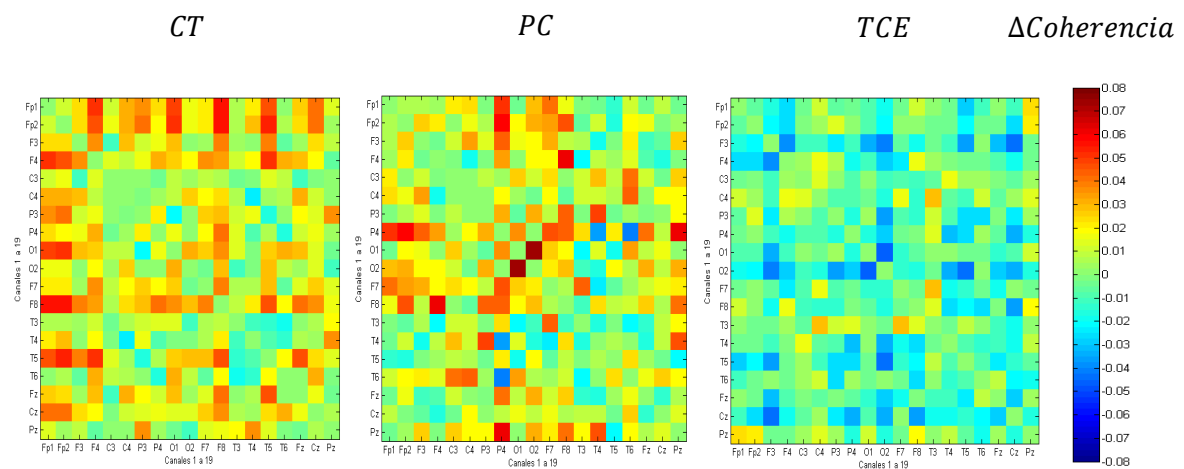


Figura 5.1 – Representación de las variaciones de las medidas de coherencia promedio, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial, para los tres grupos.

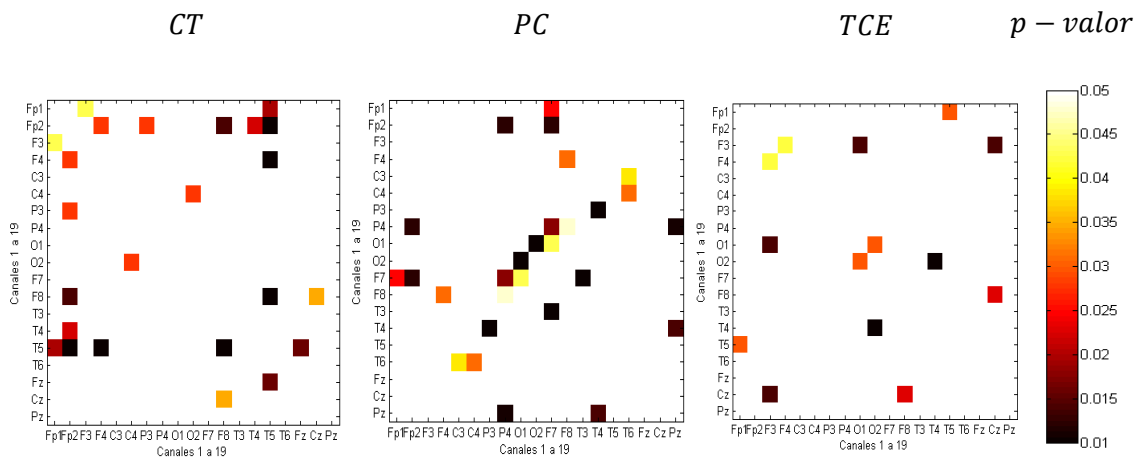


Figura 5.2 – Representación de las diferencias significativas intra-grupo para las matrices de coherencia promedio para los tres grupos, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.

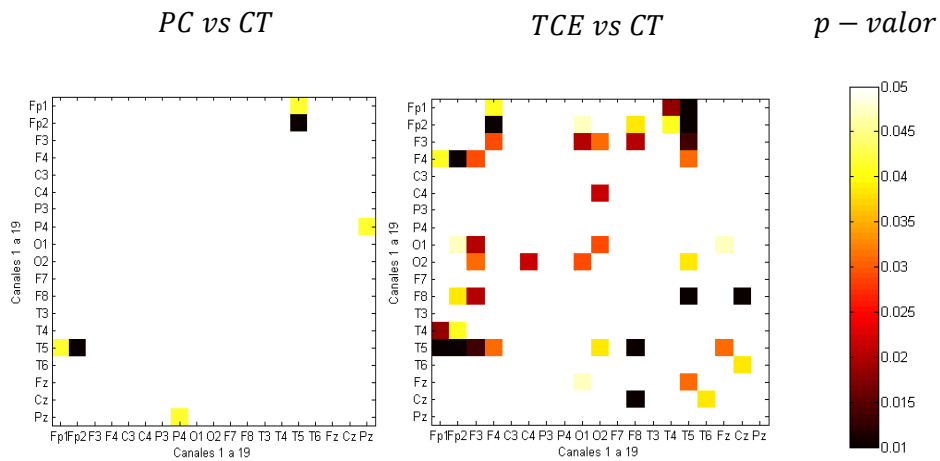


Figura 5.3 – Representación de las diferencias significativas inter-grupo para las matrices de coherencia promedio para los tres grupos, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.

5.3 Grado de Nodo (Node Degree)

A continuación, en las Figuras 5.4 y 5.5, se presentan los resultados obtenidos para el grado de nodo (K) para los 3 grupos de sujetos analizados: TCE, PC y CT. De igual manera, en las Figuras 5.6 y 5.7, se muestran los resultados estadísticos locales en la variación del parámetro ($\Delta K = K_{Post} - K_{Pre}$), tanto de manera intra-grupal como inter-grupal, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.

Por una parte, en la Figura 5.4 se puede observar que el grupo que experimenta un mayor aumento de ΔK es el de los usuarios CT, seguida por el los usuarios con PC. En ambos no se encuentran diferencias significativas intra-grupo, si bien una tendencia a las mismas para el grupo de CT ($p = 0.085$). Mientras, para el caso de las comparaciones inter-grupo, no se visualizan diferencias significativas tanto para la comparaciones entre los CT y los usuarios con PC, como entre los CT y los usuarios con TCE, si bien en esta última se aprecia una tendencia a existir diferencias significativas ($p = 0.065$).

Por otra parte, las Figuras 5.5 y 5.6 sugieren que los usuarios con PC muestran un incremento de ΔK especialmente en la región parieto-occipital. Asimismo, los controles muestran un incremento de ΔK en la región frontal derecha y temporo-occipital izquierda, aunque no se aprecian prácticamente diferencias significativas. Por otra parte, se puede observar un ligero decremento de ΔK para los usuarios con TCE en las regiones fronto-central izquierda y occipital derecha. Al analizar la Figura 5.7, se observa que los controles y los usuarios con PC no presentan diferencias en ΔK . Sin embargo, en el caso de la comparación de los CT con los usuarios con TCE, se aprecian diferencias significativas en las regiones frontales de ambos hemisferios y en la región temporal izquierda.

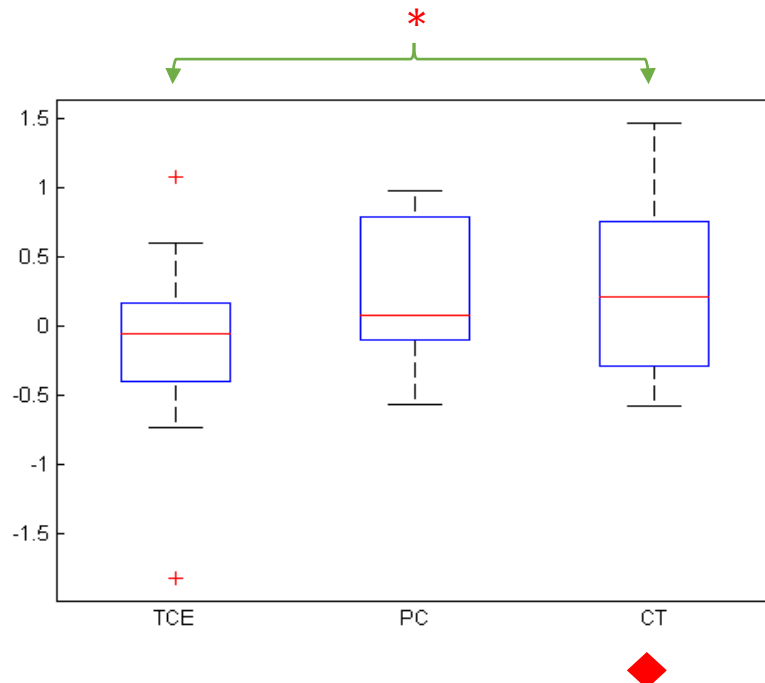


Figura 5.4 – Diagrama de cajas de la variación del grado de nodo, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial. Un rombo rojo indica $p < 0.1$ (intra-grupo). Un asterisco rojo indica $p < 0.1$ (inter-grupo).

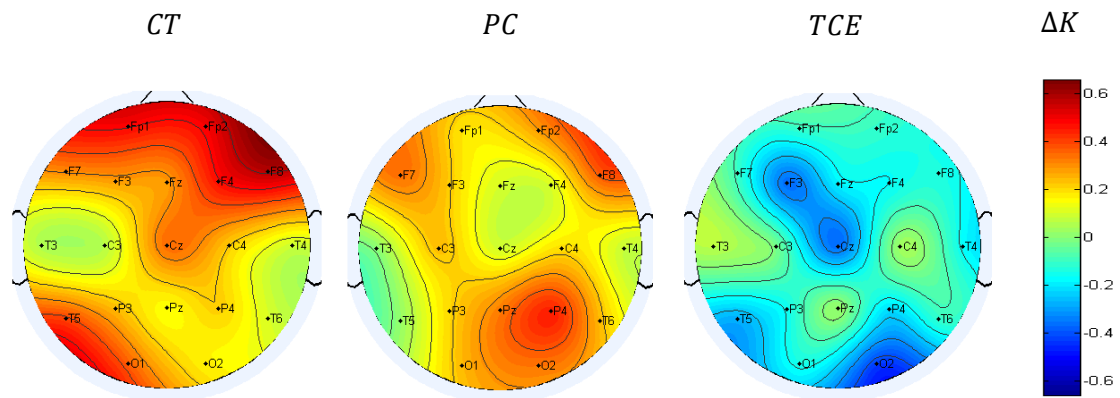


Figura 5.5 – Distribución espacial de la variación del grado de nodo, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.

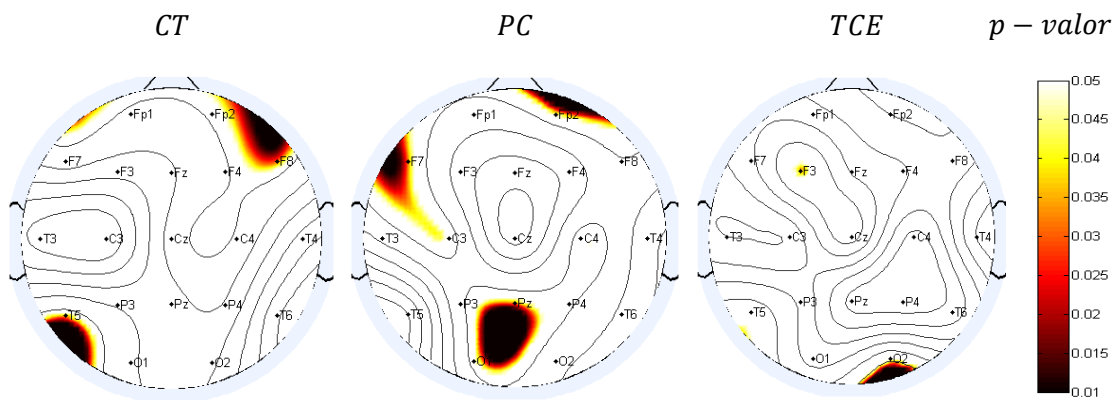


Figura 5.6 – Distribución espacial de las diferencias significativas intra-grupo para el grado de nodo, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.

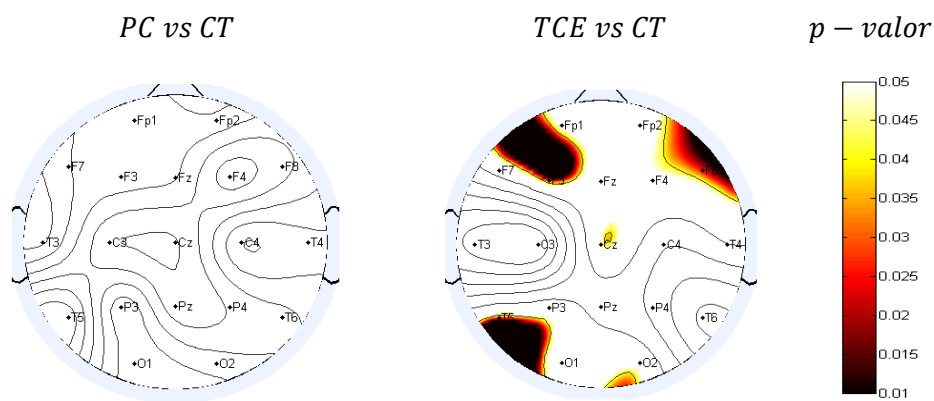


Figura 5.7 - Distribución espacial de las diferencias significativas inter-grupo para el grado de nodo, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.

5.4 Centralidad de Nodo Media (Node Betweenness Centrality)

A continuación, en las Figuras 5.8 y 5.9, se presentan los resultados obtenidos para la centralidad de nodo media (B) para los 3 grupos de sujetos analizados: TCE, PC y CT. De igual manera, en las Figuras 5.10 y 5.11, se muestran los resultados estadísticos locales en la variación del parámetro ($\Delta B = B_{Post} - B_{Pre}$), tanto de manera intra-grupal como inter-grupal, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.

Por una parte, en la Figura 5.8 se puede observar que el grupo que experimenta una mayor disminución de ΔB es el de los usuarios CT, seguida por el de los usuarios con PC. En ninguno de ellos se encuentran diferencias significativas, ni siquiera tendencias hacia las mismas. Lo mismo sucede para el caso de las comparaciones inter-grupo.

Por otra parte, las Figuras 5.9 y 5.10 sugieren que los usuarios con PC son el grupo que muestra una mayor ΔB , fundamentalmente un decremento en la región fronto-central. Asimismo, los CT muestran un decremento de ΔB , especialmente en la región occipital izquierda y fronto-central izquierda, si bien no se aprecian prácticamente diferencias significativas. Por otro lado, se puede observar un ligero incremento de ΔB para los usuarios con TCE en las regiones fronto-central derecha y parietal-occipital. Al analizar la Figura 5.11, se observa que los CT y los usuarios con PC no presentan apenas diferencias en la variación de la centralidad de nodo medio. En el caso de la comparación de los controles con los usuarios con TCE, tampoco se aprecian apenas diferencias significativas.

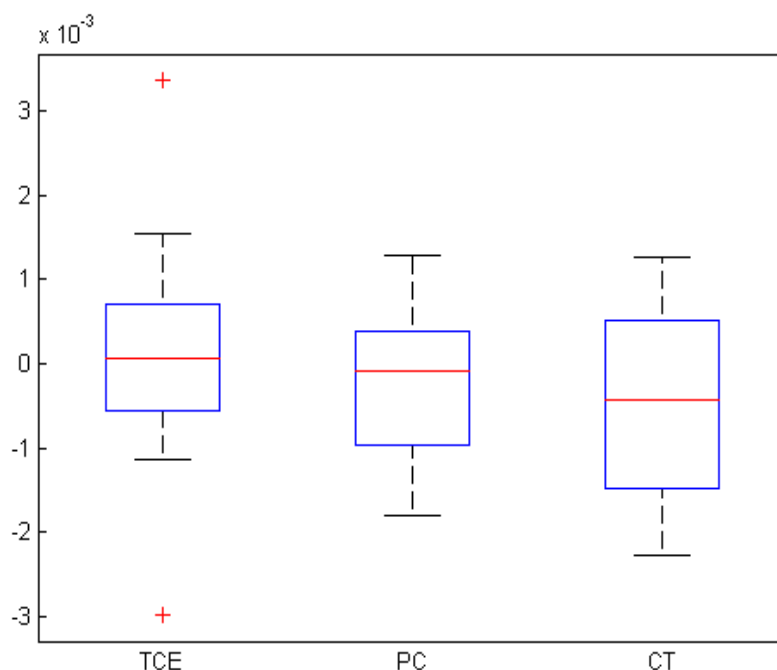


Figura 5.8 – Diagrama de cajas de la variación de la centralidad de nodo media, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial. Un rombo rojo indica $p < 0.1$ (intra-grupo). Un asterisco rojo indica $p < 0.1$ (inter-grupo).

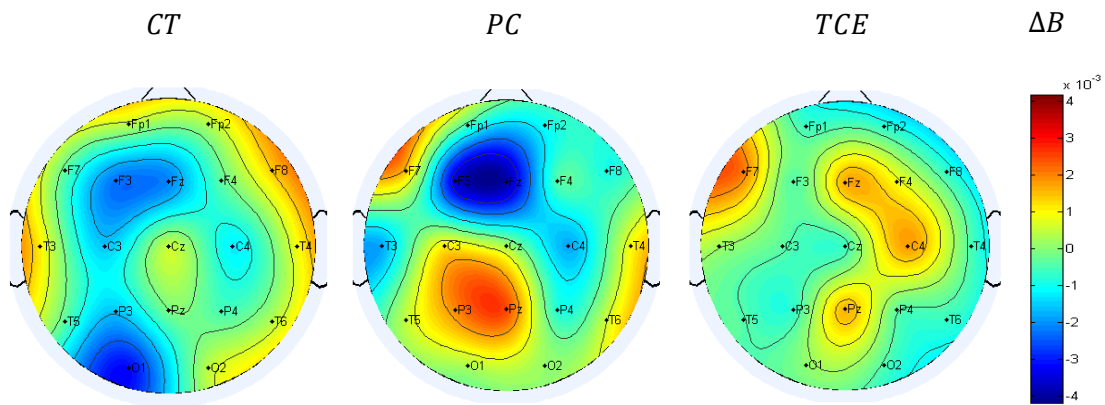


Figura 5.9 – Distribución espacial de la variación de la centralidad de nodo media, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.

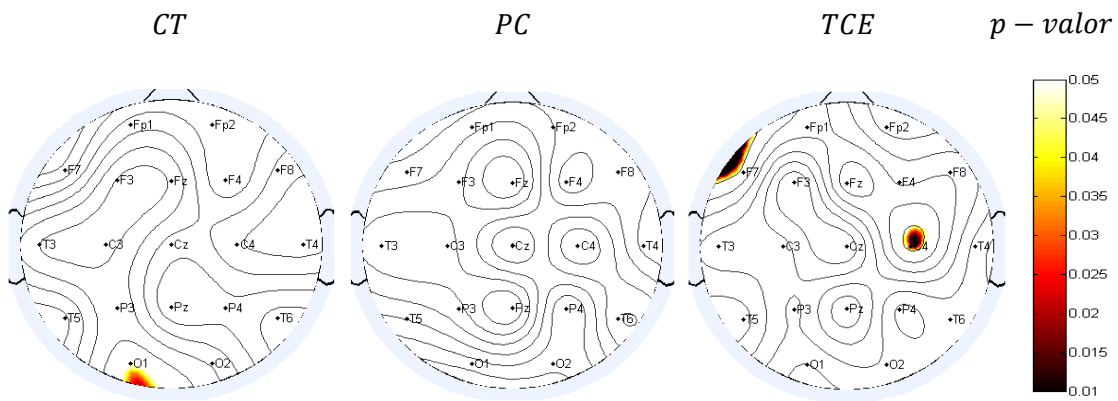


Figura 5.10 – Distribución espacial de las diferencias significativas intra-grupo para la centralidad de nodo media, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.

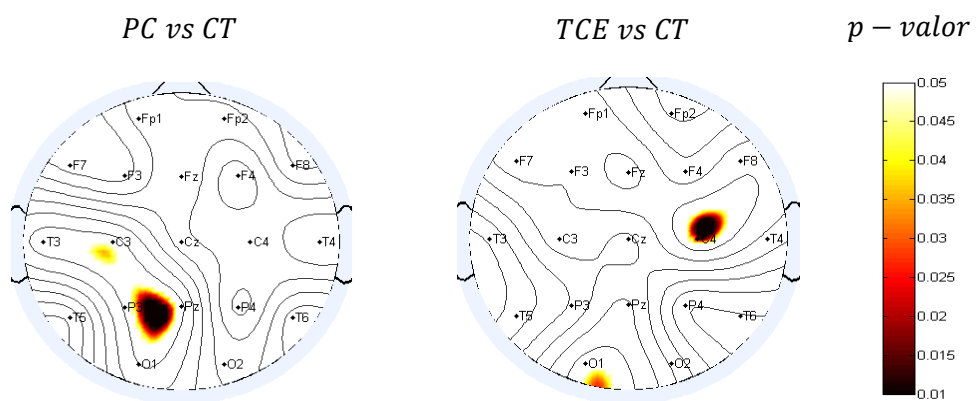


Figura 5.11 - Distribución espacial de las diferencias significativas inter-grupo para la centralidad de nodo media, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.

5.5 Coeficiente de Agrupamiento medio (Clustering Coefficient)

A continuación, en las Figuras 5.12 y 5.13, se presentan los resultados obtenidos para el coeficiente de agrupamiento medio (C) para los 3 grupos de sujetos analizados: TCE, PC y CT. De igual manera, en las Figuras 5.14 y 5.15, se muestran los resultados estadísticos locales en la variación del parámetro ($\Delta C = C_{Post} - C_{Pre}$), tanto de manera intra-grupal como inter-grupal, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.

Por una parte, en la Figura 5.12 se puede observar que el grupo que posee una mayor aumento de ΔC es el de los usuarios de CT, seguida por el de los usuarios con PC. En ambos se encuentran unas tendencias a presentar diferencias significativas ($p = 0.093$ para el grupo de CT y $p = 0.085$ para el grupo de usuarios con PC). Mientras, para las comparaciones inter-grupo, no se visualizan diferencias significativas ni entre las comparaciones entre los CT y los usuarios con PC, ni entre los CT y los usuarios con TCE, si bien en esta última se aprecia una tendencia a existir diferencias significativas ($p = 0.088$).

Por otra parte, las Figuras 5.13 y 5.14 sugieren que los usuarios CT son el grupo que muestra un mayor aumento de ΔC , fundamentalmente un incremento en la región frontal derecha, aunque no se aprecian prácticamente diferencias significativas. De manera similar, los usuarios con PC muestran un incremento de ΔC en la región parieto-occipital. Por otro lado, se puede observar un decremento de ΔC para los usuarios con TCE en las regiones fronto-central izquierda y occipital derecha. Al analizar la Figura 5.15, se observa que los CT y los usuarios con PC no presentan diferencias significativas en la variación del coeficiente de agrupamiento medio. Sin embargo, en el caso de la comparación de los CT con los usuarios con TCE, se aprecian diferencias significativas en las regiones frontales de ambos hemisferios y en la región temporal izquierda.

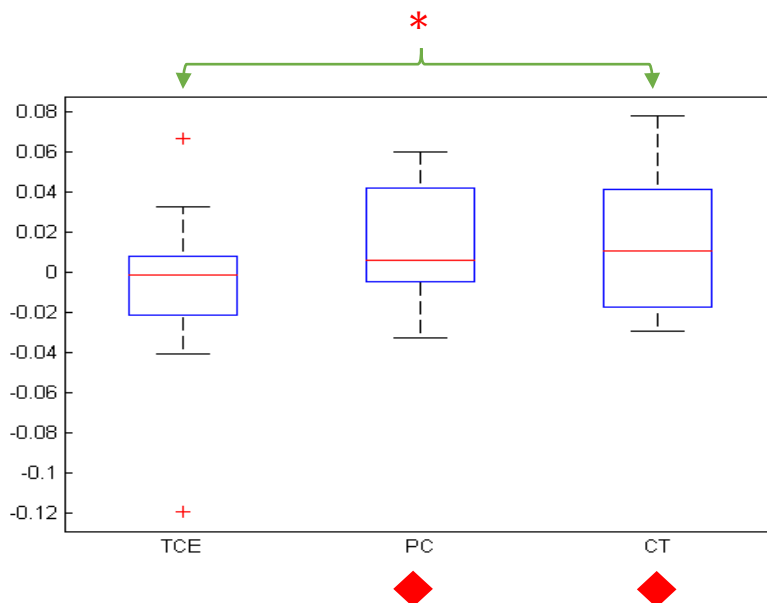


Figura 5.12 – Diagrama de cajas de la variación del coeficiente de agrupamiento medio, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial. Un rombo rojo indica $p < 0.1$ (intra-grupo). Un asterisco rojo indica $p < 0.1$ (inter-grupo).

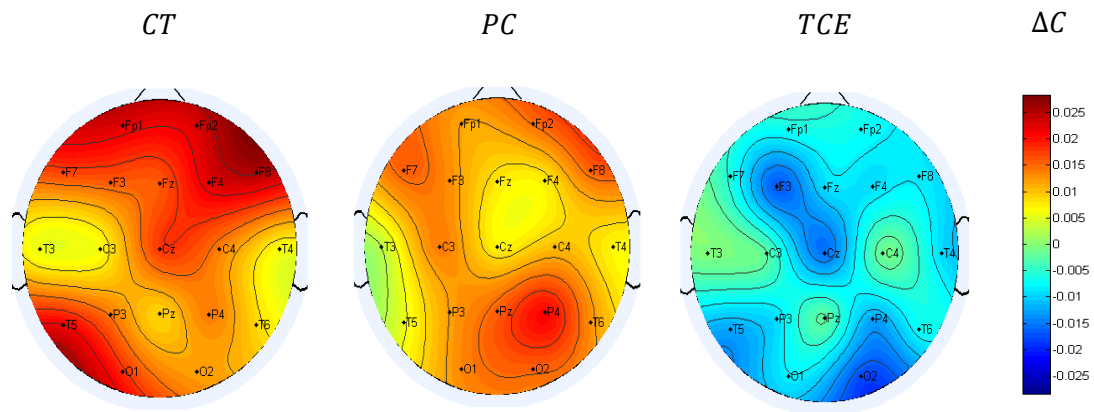


Figura 5.13 – Distribución espacial de la variación del coeficiente de agrupamiento medio, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.

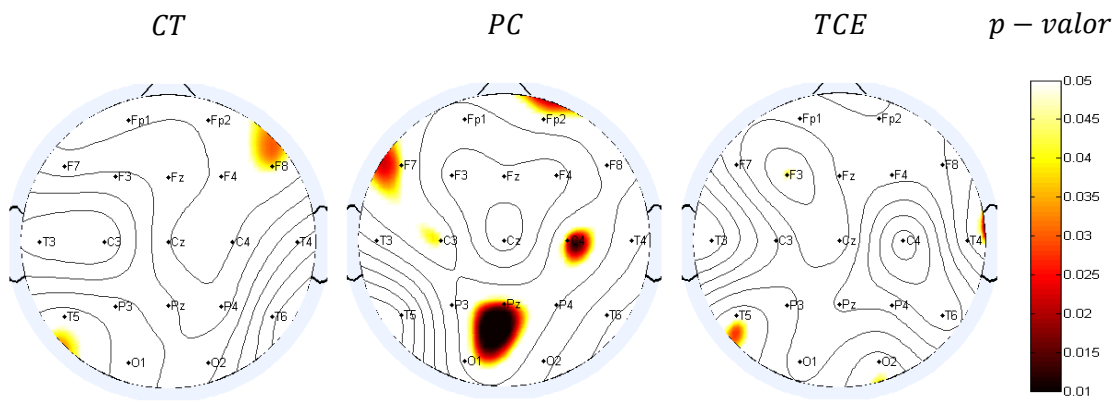


Figura 5.14 – Distribución espacial de las diferencias significativas intra-grupo para el coeficiente de agrupamiento medio, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.

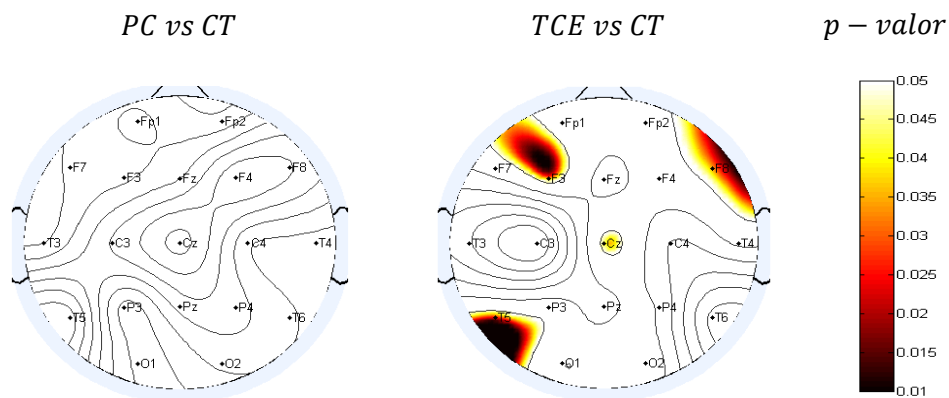


Figura 5.15 - Distribución espacial de las diferencias significativas inter-grupo para el coeficiente de agrupamiento medio, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.

5.6 Longitud de Camino Característica (Characteristic Path Length)

A continuación, en las Figura 5.16, se presentan los resultados obtenidos para el longitud de camino característica (L) para los 3 grupos de sujetos analizados: TCE, PC y CT. De igual manera, se muestran los resultados estadísticos globales en la variación del parámetro ($\Delta L = L_{Post} - L_{Pre}$), tanto de manera intra-grupal como inter-grupal, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.

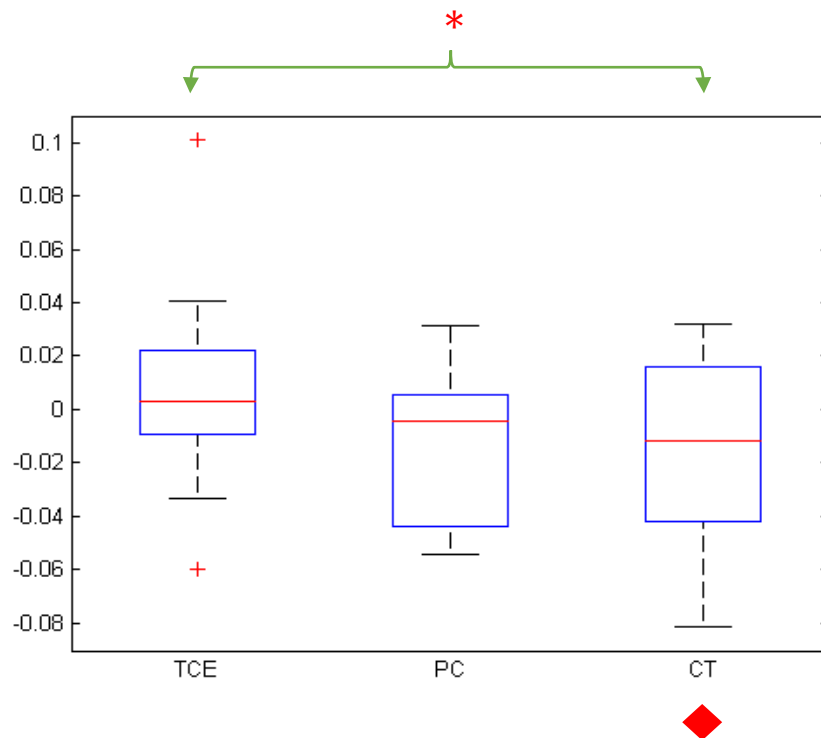


Figura 5.16 – Diagrama de cajas de la variación de la longitud de camino característica, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial. Un rombo rojo indica $p < 0.1$ (intra-grupo). Un asterisco rojo indica $p < 0.1$ (inter-grupo).

En la Figura 5.16 se puede observar que el grupo que experimenta una disminución de ΔL es el de los usuarios CT, seguida por el de los usuarios con PC. En el primer caso se encuentran unas tendencias a presentar diferencias significativas $p = 0.085$). Mientras, para el caso de las comparaciones inter-grupo, no se visualizan diferencias significativas ni para la comparaciones entre los CT y los usuarios con PC, ni entre los CT y los usuarios con TCE, si bien en esta última se aprecia una tendencia a existir diferencias significativas ($p = 0.065$).

5.7 Eficiencia Global Media (Global Efficiency)

A continuación, en las Figura 5.17, se presentan los resultados obtenidos para la eficiencia global media (E) para los 3 grupos de sujetos analizados: TCE, PC y CT. De igual manera, se muestran los resultados estadísticos globales en la variación del parámetro ($\Delta E = E_{Post} - E_{Pre}$), tanto de manera intra-grupal como inter-grupal, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.

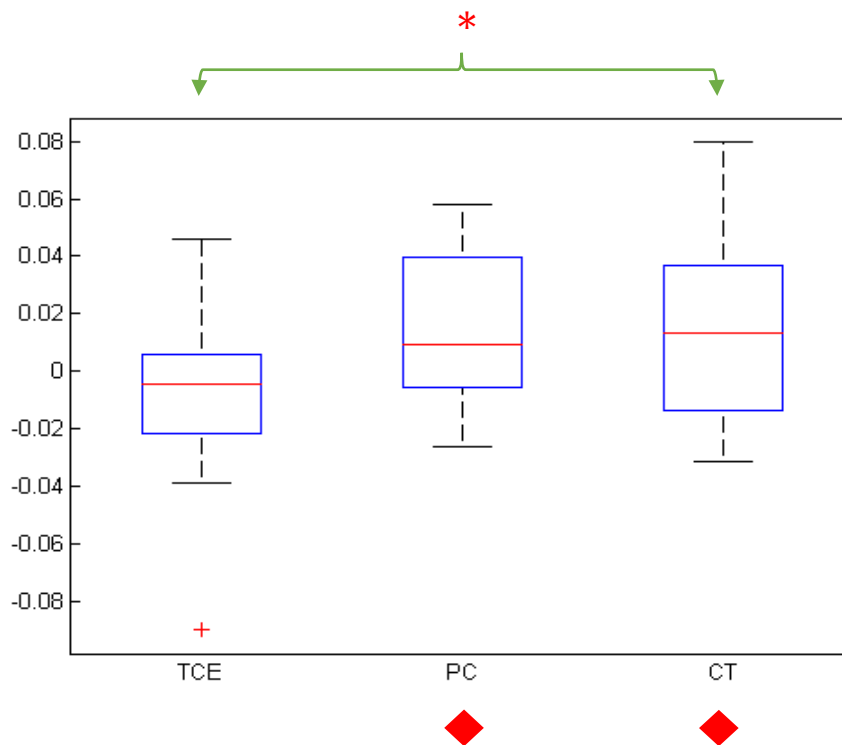


Figura 5.17 – Diagrama de cajas de la variación de la eficiencia global media, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial. Un rombo rojo indica $p < 0.1$ (intra-grupo). Un asterisco rojo indica $p < 0.1$ (inter-grupo).

En la Figura 5.17 se puede observar que el grupo que experimenta un incremento de ΔE es el de los usuarios CT, seguido por el de los usuarios con PC. En ambos se encuentran unas tendencias a presentar diferencias significativas ($p = 0.085$ para el grupo de usuarios con PC y $p = 0.077$ para los CT). Mientras, para el caso de las comparaciones inter-grupo, no se visualizan diferencias significativas para la comparación entre los CT y los usuarios con PC, aunque para la comparación entre los CT y los usuarios de TCE, se aprecia una tendencia a presentar diferencias significativas ($p = 0.053$).

5.8 Coeficiente de Correlación Medio (Assortativity Coefficient)

A continuación, en las Figura 5.17, se presentan los resultados obtenidos para el coeficiente de correlación medio (R) para los 3 grupos de sujetos analizados: TCE, PC y CT. De igual manera, se muestran los resultados estadísticos globales en la variación del parámetro ($\Delta R = R_{Post} - R_{Pre}$), tanto de manera intra-grupal como inter-grupal, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial.

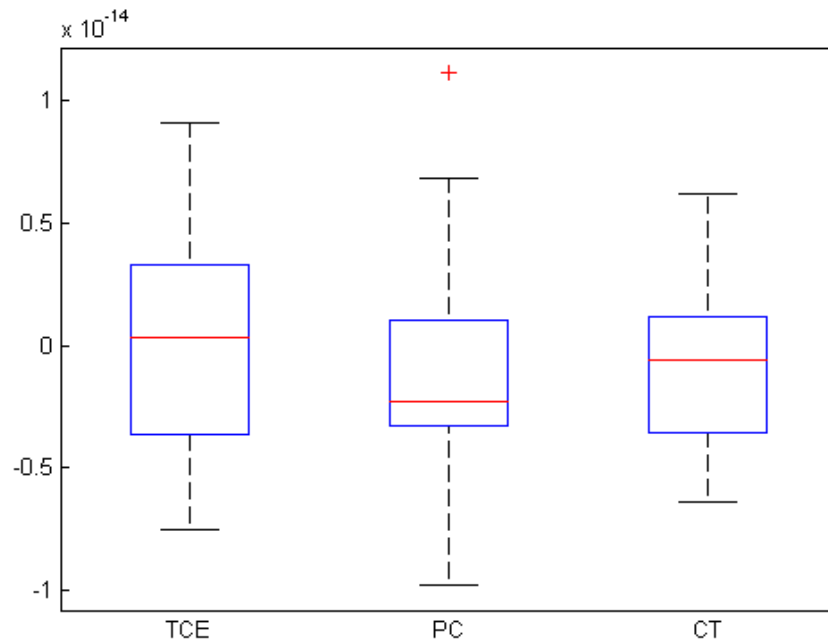


Figura 5.18 – Diagrama de cajas de la variación del coeficiente de correlación medio, antes y después de aplicar la terapia de estimulación multi-sensorial. Un rombo rojo indica $p < 0.1$ (intra-grupo). Un asterisco rojo indica $p < 0.1$ (inter-grupo).

En la Figura 5.18 se puede observar que el grupo que experimenta una mayor disminución de ΔR es el de los usuarios con PC, seguida por el de los CT, aunque se traten de variaciones especialmente pequeñas. En ningún grupo de los anteriores se encuentran diferencias significativas. Lo mismo ocurre para el caso de las comparaciones inter-grupo, tanto para la comparación entre los CT y los usuarios con PC, así como para la comparación entre los CT y los usuarios con TCE.

Capítulo 6 – Discusión

6.1	Introducción.....	93
6.2	Evaluación de las Medidas de Coherencia.....	93
6.3	Evaluación de los Parámetros de Red.....	94

6.1 Introducción

La terapia multi-sensorial Snoezelen[®] pretende ofrecer una sensación de relajación a los pacientes mediante un entorno de estimulación a través de los sentidos (Baillon *et ál.* 2002). El objetivo fundamental de este proyecto ha sido la evaluación de la terapia multi-sensorial Snoezelen[®] mediante medidas de coherencia y parámetros de teoría de grafos, con el fin de caracterizar de forma más profunda la actividad EEG espontánea del cerebro.

En este capítulo se va a evaluar el alcance de los resultados obtenidos tras la aplicación de los métodos expuestos en el Capítulo 4 a los registros EEG de los grupos de estudio. En cada uno de los apartados se compararán los resultados obtenidos, tanto de manera intra-grupal como inter-grupal, y se contrastarán los mismos con las principales conclusiones observadas en algunos estudios previos de la actividad EEG cerebral tras la aplicación de técnicas de meditación y/o relajación.

6.2 Evaluación de las Medidas de Coherencia

En este TFG se han aplicado medidas de coherencia, en concreto en la banda alfa, a los distintos registros EEG de los grupos de estudio. Estas medidas revelan información sobre el sincronismo de la actividad espontánea cerebral en distintas regiones del cerebro. De esta manera, es posible para cada grupo de estudio, evaluar el alcance de la terapia multi-sensorial Snoezelen[®], antes y después de su aplicación, mediante la caracterización de la variación de las medidas de coherencia en diferentes regiones.

Considerando los resultados obtenidos en el Capítulo 5 para la evaluación intra-grupal, los resultados de las medidas de coherencia reflejan un comportamiento similar en los grupos de pacientes con PC y CT. En ellos se observa un aumento de la coherencia entre diferentes canales EEG, especialmente entre los canales situados en las regiones frontal, temporal y occipital del cerebro. No se aprecian muchas diferencias significativas ($p < 0.05$) entre diversos canales EEG en dichos grupos, aunque para el grupo de usuarios con PC es donde se aprecia mayor cantidad de las mismas, especialmente entre la región frontal y parietal. Sin embargo, para el grupo de usuarios con TCE apenas se aprecian diferencias significativas en las medidas de coherencia.

De manera global, se aprecia un incremento de los valores de coherencia para los grupos de usuarios con PC y el grupo de CT. Así pues, el comportamiento de ambos grupos tras la aplicación de la terapia multi-sensorial es muy similar, aunque se observa un mayor incremento de los valores de coherencia para el grupo de CT. Mientras, el grupo de usuarios con TCE no responde de igual manera que los anteriores a la aplicación de la terapia multi-sensorial. De hecho, se observa una disminución generalizada de los valores de coherencia para dicho grupo. Por lo tanto, se puede deducir grupo de usuarios con TCE se comporta de manera indiferente tras la aplicación de la terapia multi-sensorial.

Respecto al grupo de usuarios con PC y CT, un incremento de los valores de coherencia puede implicar una mayor asociación y sincronismo de la actividad EEG entre diferentes regiones cerebrales. En consecuencia, esto puede traer consigo una mejora en distintas habilidades de los usuarios tras la aplicación de la terapia multi-sensorial, como puede ser la concentración ante tareas, facilidad de relajación o mayor control de sí mismo. Estudios previos relacionados con la terapia multi-sensorial Snoezelen® y con terapias de meditación y/o relajación en diversos tipos de pacientes (Hutchinson & Haggar 1991, Long & Haig 1992, Ashby *et ál* 1995, Lindsay *et ál.* 1997) muestran aumentos de los valores de coherencia en los usuarios, reflejando en los mismos una mejora en diferentes habilidades, como las mencionadas anteriormente.

A la vista de los resultados obtenidos en el Capítulo 5 para la evaluación inter-grupal, se aprecian diferencias significativas ($p < 0.05$) en la comparación entre los grupos de usuarios con TCE y CT, y algunas en la comparación entre los grupos de usuarios con PC y CT. Así pues, se puede observar que la tendencia del comportamiento de los grupos de usuarios con PC y CT es muy similar (apenas se aprecian diferencias significativas entre ambos) mientras que la del grupo de usuarios con TCE es distinta (existen diferencias significativas en la comparación con los CT). Estos resultados inter-grupales siguen la misma línea que los resultados intra-grupales en cuanto al comportamiento de los grupos de usuarios tras la aplicación de la terapia multi-sensorial Snoezelen®.

Como conclusiones relevantes en relación a la evaluación de las medidas de coherencia, se puede indicar que la aplicación de la terapia multi-sensorial Snoezelen® produce un aumento de los valores de coherencia entre las distintas zonas del cerebro, especialmente para el grupo de usuarios con PC y CT. El aumento de coherencia en la banda alfa se puede asociar a un estado de relajación de los sujetos, junto con estados emocionales positivos y mayor concentración en sí mismos, de manera que este resultado concuerda con lo indicado en estudios previos para terapias de meditación (Newandee & Reisman 1996, Aftans & Golocheikine 2001) y relajación (Jacobs & Friedman 2004), que aplicaron medidas de coherencia en la banda alfa. En Poza *et ál.* (2013) también se constata la importancia de la banda alfa, junto con la banda zeta, en diversos contextos de estimulación audiovisual, meditación y relajación, obteniéndose incrementos de medidas espectrales del EEG (e.g., la potencia relativa en dichas bandas).

6.3 Evaluación de los Parámetros de Red

La aplicación de medidas de la teoría de grafos, en concreto mediante 6 parámetros de red, permite interpretar y determinar la estructura y funcionamiento de la red neuronal durante la aplicación de la terapia multi-sensorial Snoezelen®.

En este apartado se compararán los resultados obtenidos para los parámetros de red, tanto de manera intra-grupal como inter-grupal. No obstante, en cuanto a la comparación de los resultados con los de otros estudios, cabe resaltar que a fecha de la escritura del TFG, no se ha encontrado ningún estudio que haya empleado análisis de grafos para la evaluación de la aplicación de la terapia multi-sensorial Snoezelen®. Por

ello, en este apartado se hará referencia a algunos estudios relacionados con terapias de meditación y/o relajación en los que se ha aplicado un análisis de teoría de grafos en registros EEG.

Los resultados obtenidos para las medidas básicas y de centralidad de la red neuronal reflejan un aumento del grado de nodo para los grupos de usuarios CT, seguido por el de usuarios con PC, mientras que para el grupo de usuarios con TCE apenas se observa una variación del mismo. Se obtuvieron diferencias significativas ($p < 0.05$) intra-grupo para los grupos de usuarios CT (electrodos F8 y T5), con PC (electrodos F7, Fp2 y Pz) y con TCE (electrodo F3). En cuanto a las diferencias significativas ($p < 0.05$) inter-grupo, sólo se obtuvieron para la comparación del grupo de usuarios con TCE entre los CT (electrodos F8, F3 y T5). Este parámetro de red es uno de los más importantes y más usados para caracterizar la centralidad de una red neuronal. Un aumento del grado de nodo tiene una directa interpretación neurológica: los nodos que posean un mayor valor del mismo presentarán una mayor interacción con otros nodos de la red, tanto de manera estructural como funcional (Rubinov & Sporns 2010). De manera análoga, la centralidad de nodo es otra medida de centralidad de la red neuronal. Para el grupo de usuarios CT se observa una disminución del mismo, seguido por el grupo de usuarios con PC, mientras que para el grupo de usuarios con TCE no se aprecia una variación del parámetro. No se obtuvieron diferencias significativas ($p < 0.05$) intra-grupo para ningún grupo. Respecto a las diferencias significativas inter-grupo, solamente se hallaron para la comparación del grupo de usuarios con TCE entre los CT (electrodo C4). La importancia de la variación de la centralidad de nodo radica en el hecho de que aquellos nodos que poseen un incremento o un alto valor del mismo (también llamados *bridging nodes*) suelen conectar regiones alejadas de la red neuronal, pudiéndose detectar importantes conexiones anatómicas y funcionales dentro de la misma (Rubinov & Sporns 2010). Estos resultados pueden indicar que la aplicación de la terapia multi-sensorial Snoezelen[®] induzca una mayor interacción entre distintas regiones del cerebro, facilitando a su vez la integración funcional.

La integración funcional en el cerebro es la capacidad de combinar rápidamente información especializada de las diferentes regiones del mismo (Rubinov & Sporns 2010). Así pues, las medidas destinadas a caracterizar este concepto se basan en estimar la facilidad mediante la cual se comunican las diferentes regiones del cerebro, a través del concepto de un camino. De esta manera, la longitud característica de camino y su inversa, la eficiencia global media, son dos medidas destinadas a caracterizar la integración funcional de la red neuronal. Respecto a la primera de ellas, se observa una disminución para el grupo de usuarios CT, seguido por el grupo de usuarios con PC, si bien para el grupo de usuarios con TCE apenas se aprecia una variación de la misma. Se hallaron diferencias significativas ($p < 0.05$) intra-grupo para el grupo de usuarios CT y diferencias significativas ($p < 0.05$) inter-grupo para la comparación del grupo de usuarios con TCE entre los CT. En cuanto a la segunda de ellas, se observa un comportamiento inverso a la anterior, presentando un aumento de la eficiencia global media para el grupo de usuarios CT, seguido por el de PC, mientras que igualmente para el grupo de usuarios con TCE apenas se aprecia una variación de la misma. Para este parámetro, se hallaron

diferencias significativas ($p < 0.05$) intra-grupo para el grupo de usuarios CT y con PC, así como diferencias significativas ($p < 0.05$) inter-grupo para la comparación del grupo de usuarios con TCE entre los CT. Dado que ambos parámetros están inversamente relacionados, una disminución de la longitud característica de camino se traduce en un incremento de la eficiencia global media, indicando un mayor nivel de eficiencia comunicativa entre diferentes regiones del cerebro, un procesamiento paralelo de la información más eficiente y un incremento de la sincronización de la actividad cerebral (Xue *et ál.* 2014). En relación con las medidas de integración funcional, se encuentran las medidas de segregación funcional, las cuales caracterizan la capacidad cerebral para desarrollar un procesamiento especializado en grupos locales de nodos densamente interconectados, denominados *clusters* (Rubinov & Sporns 2010). En esta línea, el coeficiente de agrupamiento medio es el parámetro que cuantifica la idea anterior. Respecto al mismo, se observa un incremento para el grupo de usuarios CT, seguido por el grupo de usuarios con PC, si bien para el grupo de usuarios con TCE apenas se aprecia una variación de la misma. Se hallaron diferencias significativas ($p < 0.05$) intra-grupo para el grupo de usuarios CT (electrodo F8) y con PC (electrodos F7, C3, C4 y Pz), así como diferencias significativas ($p < 0.05$) inter-grupo para la comparación del grupo de usuarios con TCE entre los CT (electrodos F8, F3 y T5). Estas observaciones anteriores de estos tres parámetros de red pueden sugerir que la terapia multi-sensorial Snoezelen® pueda inducir una mayor segregación de la red neuronal mediante la presencia de clústeres locales, y una mayor conectividad con menor número de conexiones de largo alcance, mediante longitudes de camino más cortas, entre los nodos de la red neuronal (Achard & Bullmore 2007). Estos hallazgos y consideraciones concuerdan con estudios previos anteriores sobre terapias de meditación (Xue *et ál.* 2014, Gard *et ál.* 2014, Zhang *et ál.* 2013), relajación (Onoda & Yamaguchi 2013) y la aplicación de medidas de la teoría de grafos, en los que se observó una disminución de la longitud de camino característica y un incremento de la eficiencia global media y el coeficiente de agrupamiento de la red neuronal.

Otro parámetro de red destinado a caracterizar una medida de resistencia de la red neuronal ante la aparición de lesiones neuropatológicas que puedan afectar a la actividad cerebral, es el coeficiente de correlación medio (Rubinov & Sporns 2010). En realidad, este parámetro de red se corresponde con el coeficiente de correlación de Pearson entre los grados de dos nodos conectados (de Haan *et ál.* 2009). Los resultados del mismo reflejan una disminución para el grupo de usuarios CT, seguido por el grupo de usuarios con PC, aunque para el grupo de usuarios con TCE apenas se aprecia una variación del parámetro. No se obtuvieron diferencias significativas ($p < 0.05$) intra-grupo para ningún grupo ni diferencias significativas ($p < 0.05$) inter-grupo para ninguna comparación entre grupos. El coeficiente de correlación tiene su utilidad para la caracterización y validación de la capacidad de que un modelo de red neuronal pueda representar una topología de red real. En función del signo del mismo, la red se dice que es asortativa (*assortative*) si el parámetro es positivo; si es negativo se dice que la red es no asortativa (*disassortative*) (Costa *et ál.* 2007). Por una parte, se comprobó que el signo de este parámetro, antes y después de la aplicación de la terapia multi-sensorial, era negativo. Esto indica que puede

existir una tendencia de los nodos con mayor grado a conectar con nodos de menor grado de la red neuronal (Costa *et ál.* 2007). Por otra parte, el hecho de que el signo del parámetro sea negativo concuerda con lo esperado para una red biológica o tecnológica, ya que las mismas suelen presentar un coeficiente de correlación negativo (Costa *et ál.* 2007). Dado que para los grupos de usuarios con PC y CT se observa una disminución del parámetro, siendo este negativo, se puede inducir que la terapia multi-sensorial Snoezelen[®] hace que este parámetro sea menos negativo, en la línea de que la red neuronal sea más asortativa que no asortativa. Este hecho se traduce en que la red neuronal pueda ser más resistente ante la aparición de posibles lesiones, propiedad que poseen las redes asortativas (Costa *et ál.* 2007). Estas observaciones se relacionan con otros hallazgos de estudios previos sobre los efectos de las terapias de meditación, en los que se obtenía una correlación positiva entre una mayor relajación, menores niveles de tensión de los usuarios y un mayor rendimiento durante la realización de diferentes tareas para los usuarios que practicaban técnicas de meditación (Solberg *et ál.* 1996, Taylor *et ál.* 2013).

En resumen, la evaluación de los parámetros de red puede indicar que la aplicación de la terapia multi-sensorial Snoezelen[®] induce cambios o variaciones en las propiedades, funcionamiento y estructura de la red neuronal para el grupo de usuarios CT, seguido por el grupo de usuarios con PC. El grupo de usuarios con TCE parece no presentar variaciones en relación a la aplicación de la terapia multi-sensorial Snoezelen[®], por lo que su comportamiento ante la misma es indiferente y distinto al de los dos grupos anteriores. Aunque actualmente no existen estudios que evalúen de forma cuantitativa el alcance de la aplicación de la terapia multi-sensorial Snoezelen[®] mediante el empleo de medidas de la teoría de grafos, este TFG es el primer estudio que pretende llevarla a cabo a la fecha de su escritura, por lo que puede considerarse una nueva vía de investigación y de estudio en el contexto de explorar los efectos que pueda inducir la terapia multi-sensorial Snoezelen[®] en pacientes con lesiones cerebrales.

Capítulo 7 – Conclusiones y Perspectivas Futuras

7.1	Introducción.....	112
7.2	Objetivos iniciales y Alcanzados.....	112
7.3	Conclusiones Finales.....	113
7.4	Limitaciones del Proyecto.....	114
7.5	Perspectivas Futuras de Investigación.....	115

7.1 *Introducción*

En este capítulo, se expondrán las principales conclusiones obtenidas tras el desarrollo del TFG, a la vista de los resultados obtenidos en el Capítulo 5 y su posterior discusión en el Capítulo 6.

En el Capítulo 1, se estableció una serie de objetivos específicos para el desarrollo de este TFG. En base a ellos, se establecerá un grado de cumplimiento de los mismos en una comparación entre objetivos iniciales y alcanzados. Después, se presentarán las limitaciones del estudio encontradas durante la realización de este TFG. Por último, se propondrán unas posibles perspectivas futuras de investigación en el contexto de la terapia multi-sensorial Snoezelen[®], con el objetivo de poder complementar y ampliar los resultados y análisis de los mismos obtenidos en este TFG.

7.2 *Objetivos Iniciales y Alcanzados*

El objetivo de este TFG ha sido la evaluación de la terapia multi-sensorial Snoezelen[®] mediante el análisis de registros EEG obtenidos de pacientes con TCE, PC y CT. Para alcanzar el objetivo anterior, se plantearon una serie de objetivos específicos en el Capítulo 1. Así pues, se comparará dichos objetivos específicos iniciales con los objetivos conseguidos o alcanzados tras la realización del TFG.

- Se realizó una búsqueda bibliográfica, tanto en artículos de investigación como referencias bibliográficas, acerca del contexto de medidas de conectividad y del análisis de redes neuronales mediante la teoría de grafos aplicado a señales biomédicas. De esa búsqueda se extrajo toda la información relevante sobre la metodología que se aplicó en el TFG: medidas de coherencia y parámetros de red (Capítulo 4).
- Se realizó un estudio previo mediante búsqueda bibliográfica acerca del contexto de procesamiento de señales biomédicas, así como del área de la electroencefalografía, con el objetivo de adquirir una base de conocimientos en el contexto de la Ingeniería Biomédica (Capítulo 1 y 2).
- Se realizó una búsqueda de estudios relacionados sobre el análisis del efecto de las terapias de meditación/relajación mediante la aplicación de la metodología del TFG, para poder discutir y comparar los resultados obtenidos en este TFG con los de estudios anteriores (Capítulo 6).
- Se realizó un estudio del estado del arte del contexto de aplicación de la terapia multi-sensorial Snoezelen[®]: concepto, historia, motivación de uso, estudios previos, etc. (Capítulo 3).

- Se llevó a cabo el diseño y programación de un “*toolbox*” de procesamiento digital de señales biomédicas en base a la metodología a aplicar en el TFG. Se realizó mediante el software MATLAB. A partir de dicho “*toolbox*” se obtuvieron los resultados presentados en este TFG sobre las medidas de coherencia y parámetros de red de la teoría de grafos, además del análisis estadístico de ambos (Capítulo 5).
- Se realizó una discusión de los resultados obtenidos para las medidas de coherencia y parámetros de red, en base a sus variaciones antes y después de la aplicación de la terapia multi-sensorial en los grupos de usuarios participantes en el desarrollo de este TFG. De igual manera, se discutió la presencia o no de posibles diferencias significativas en dichas variaciones de las medidas calculadas (Capítulo 6).
- Se obtuvieron las conclusiones finales en base al análisis y discusión de los resultados obtenidos en los Capítulos 5 y 6, así como el grado de cumplimiento de los mismos (Capítulo 7).

7.3 Conclusiones Finales

Dado el cumplimiento de los objetivos específicos resaltados en el apartado anterior, se pueden extraer las principales conclusiones tras la realización de este TFG:

- El estudio de las medidas de conectividad, antes y después de la aplicación de la terapia multi-sensorial Snoezelen[®], indica la existencia de diferencias significativas ($p < 0.05$) intra-grupales e inter-grupales para todos los grupos (especialmente para los grupos de usuarios con PC y los usuarios CT) y las dos comparaciones entre grupos: TCE y PC vs. CT. En concreto, se observa un aumento de las medidas de coherencia en los grupos de pacientes con PC y CT, mientras que para el grupo de usuarios con TCE se observa una disminución. Este hecho puede sugerir que el alcance de la terapia multi-sensorial no afecta por igual a todos los grupos de estudio.
- Respecto al análisis de la teoría de grafos, los parámetros de red calculados no reflejan diferencias significativas, antes y después de la aplicación de la terapia multi-sensorial Snoezelen[®], ni para el análisis intra-grupo ni para el análisis inter-grupos. No obstante, se aprecian tendencias a las mismas ($p < 0.1$) en todos los parámetros, especialmente el grupo de usuarios con PC y los usuarios CT (principalmente en las zonas fronto-centrales, parietal y occipital del cerebro), y en la comparación entre TCE y CT. En particular, para los grupos de usuarios con PC y los usuarios CT, se observa un aumento del coeficiente de agrupamiento medio, una disminución de la longitud característica de camino y un aumento de la eficiencia global media; estas variaciones pueden sugerir que la red pueda presentar un mayor número de

clústeres con mayor conectividad en diferentes regiones del cerebro. Por último, para los mismos grupos anteriores, se observa un aumento del grado de nodo, y una disminución de la centralidad de nodo media y el coeficiente de correlación. A la vista de los resultados en los parámetros de red, es posible observar que la terapia multi-sensorial induce variaciones en los mismos, afectando al funcionamiento y estructura de la red en usuarios con lesiones cerebrales.

- Al no existir, a fecha de escritura de este TFG, investigaciones publicadas sobre la evaluación de la terapia multi-sensorial Snoezelen® mediante análisis de medidas de conectividad y parámetros de redes neuronales de la teoría de grafos, se puede considerar que el desarrollo de este TFG supone la primera investigación de la influencia o alcance de la terapia multi-sensorial Snoezelen® de manera cuantitativa, en usuarios con lesiones cerebrales. Este hecho puede servir de base a una futura línea de investigación en el contexto de la evaluación de la terapia multi-sensorial, complementando los resultados y conclusiones obtenidas en este TFG.

7.3 Limitaciones del Estudio

En este apartado, se exponen las principales limitaciones del estudio encontradas durante la realización de este TFG.

- La metodología aplicada para la obtención de resultados se basó en la banda alfa del espectro de los registros EEG. El comportamiento de los parámetros obtenidos (medidas de coherencia y parámetros de redes neuronales) puede no ser el mismo o presentar una tendencia distinta si el análisis se extiende a más bandas del espectro de los registros EEG.
- En este TFG se utilizó únicamente la función de coherencia espectral para el cálculo de las medidas de conectividad funcional entre dos canales EEG (bivalente).
- No se llevó a cabo la obtención de los parámetros de red surrogados (normalizados) con el objetivo de obtener unos parámetros de red independientes del tamaño de la misma.
- La población de usuarios analizada que ha participado en el desarrollo de este estudio está limitada. Es por ello que en el momento de realizar los análisis estadísticos con grupos pequeños, es posible incurrir en errores de tipo I (considerar la existencia de diferencias entre las poblaciones cuando en realidad no las hay) y tipo II (considerar la no existencia de diferencias entre

las poblaciones cuando en realidad las hay). Debido al tamaño reducido de los grupos empleados en el estudio, aumenta la probabilidad de producirse el error tipo II y, en consecuencia, una pérdida de la potencia estadística del test. Con el fin de evitarlo, sería necesario considerar una ampliación del tamaño de los grupos seleccionados para el estudio.

- No se realizó una correlación de los resultados obtenidos para las diferentes medidas del estudio con los parámetros neuropsicológicos clínicos, con el objetivo de visualizar si el comportamiento de ambos se corresponde con lo visualizado en los resultados de este TFG.

7.4 *Perspectivas Futuras de investigación*

A partir de las conclusiones obtenidas y las limitaciones previas comentadas en el apartado anterior, es posible sugerir una serie de perspectivas futuras de investigación, destinadas a complementar los resultados obtenidos en este TFG en el contexto de la evaluación de la terapia multi-sensorial Snoezelen® en registros EEG procedentes de pacientes con lesiones cerebrales:

- Sería conveniente, a la vez que interesante, ampliar la metodología de análisis expuesta en el proyecto, con el uso de distancias estadísticas o técnicas de análisis lineal y/o no lineal para caracterizar la conectividad funcional del cerebro (algunos ejemplos de estas últimas se exponen a continuación).
 - Medidas lineales: *linear cross-correlation*.
 - Medidas no lineales: *mutual information*, *generalised synchronisation*, *synchronisation likelihood*, *phase lag index*, etc.
- En cuanto a las técnicas de análisis espectral, en este proyecto se utilizó la FT para obtener a partir de la misma la PSD de las señales, base para las medidas de coherencia. Resultaría interesante poder emplear otras herramientas que proporcionen mayor resolución temporal como la transformada corta de Fourier o la transformada *wavelet*, para poder realizar un mejor análisis estadístico considerando la variabilidad temporal de los parámetros empleados.
- Sería recomendable llevar a cabo análisis en diferentes bandas de frecuencia de los parámetros calculados, mediante la misma metodología, para comparar el comportamiento de los mismos en otras bandas del espectro con el comportamiento visualizado para los resultados obtenidos en este TFG para la banda alfa.

- En lo referente al análisis de grafos llevado a cabo, sería interesante ampliar el análisis con el cálculo de un mayor número de parámetros de red, con el objetivo de poder caracterizar la red neuronal con mayor detalle.
- Por otra parte, sería conveniente calcular los parámetros de red surrogados (normalizados) con el fin de caracterizar la misma con independencia del tamaño de la red.
- Para evitar los errores estadísticos tipo I y tipo II sería interesante ampliar la base de datos de sujetos con daño cerebral y controles.
- Por último, resultaría muy adecuado realizar una correlación de los resultados obtenidos con los parámetros neuropsicológicos clínicos, tal y como se ha comentado en el apartado de las limitaciones del estudio.

Bibliografía

- Abásolo, D., Hornero, R., Espino, P., Poza, J., Sánchez, C. I. & de la Rosa, R. (2005) Analysis of regularity in the EEG background activity of Alzheimer's disease patients with Approximate Entropy. *Clinical Neurophysiology*, vol. 116, pp. 1826 – 1834.
- Abásolo, D., Hornero, R., Espino, P., Álvarez, D. & Poza, J. (2006a) Entropy analysis of the EEG background activity in Alzheimer's disease patients. *Physiological Measurement*, vol. 23, pp. 241 – 253.
- Abásolo, D., Hornero, R., Gómez, C., García, M. & López, M. (2006b) Analysis of EEG background activity in Alzheimer's disease patients with Lempel-Ziv complexity and central tendency measure. *Medical Engineering & Physics*, vol. 28, núm 4, pp. 315 – 322.
- Achard, S. & Bullmore, E. (2007) Efficiency and cost of economical brain functional networks. *PLoS Computational Biology, Medical Engineering & Physics*, vol. 3, pp. 174 – 183.
- Aftans, L. I. & Golocheikine, S. A. (2001) Human anterior and frontal midline theta and lower alpha reflect emotionally positive state and internalized attention: high-resolution EEG investigation of meditation. *Neuroscience Letters*, vol. 310, pp. 57 – 60.
- Ashby, M., Lindsay, W. R., Pitcaithly, D., *et ál.* (1995) Snoezelen: its effects on concentration and responsiveness in people with profound multiple handicaps. *British Journal of Occupational Therapy*, vol. 58, pp. 303 – 307.
- Bachiller, A. (2012) Análisis de la señal de electroencefalograma mediante distancias espectrales para la ayuda en el diagnóstico de la enfermedad del Alzheimer. Trabajo Fin de Máster. Departamento de Teoría de la Señal e Ingeniería Telemática. E.T.S. Ingenieros de Telecomunicación. Universidad de Valladolid.
- Baillon, S., van Diepen, E. & Prettyman, R. (2002) Multi-sensory therapy in psychiatric care. *Advances in Psychiatric Treatment*, vol. 8, pp. 444 – 452.
- Baker, R., Downing, Z., Wareing, L. A., *et ál.* (1997) Snoezelen: its long-term and short-term effects on older people with dementia. *British Journal of Occupational Therapy*, vol. 60, pp. 213 – 218.
- Barea, R. (2002) Instrumentación Biomédica. Departamento Electrónica. Universidad de Alcalá de Henares.
- Bertran, E. (2010) Procesamiento Digital de Señales, Ediciones UPC.

- Besthorn, C., Sattell, H., Quiroga, R. Q., Romanelli, L. & Rosso, O.A. (1995) Parameters of EEG dimensional complexity in Alzheimer's disease. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 95, pp. 84 – 89.
- Blanco, S., García, H., Quiroga, R., Romanelli, L. & Rosso, O. A. (1995) Stationary of the EEG series. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 14, pp. 395 – 399.
- Bocatelli, S., Latora, V., Moreno, Y., Chavez, M. & Hwang, D.-U. (2006) Complex Networks: Structure and Dynamics. *Physics Reports*, vol. 424, pp. 175 – 308.
- Bronzino, J., Enderle, J. & Blanchard, S. M. (2011) Introduction to Biomedical Engineering. Third Edition, Elsevier Ltd, Oxford.
- Bullmore, E. & Sporns, O. (2009) Complex brain networks: graph theoretical analysis of structural and functional systems. *Nature Reviews Neuroscience*, vol. 10, pp. 186 – 198.
- Burns, I., Cox, H. & Plant, H. (2000) Leisure or Therapeutics? Snoezelen and the care of older persons with dementia. *International Journal of Nursing Practice*, vol. 6, pp. 118 – 126.
- Carr, J. J. & Brownm J. M. (2001) Introduction to Biomedical Equipment Technology, vol.4, Prentice Hall, New Jersey.
- Challis, R. E. & Kitney, R. I. (1991) Biomedical Signal Processing (Part III), The power spectrum and coherence function. *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 29, pp. 225 – 241.
- Cid, M. J. (2010) Estimulación multisensorial en un espacio Snoezelen: concepto y campos de aplicación. *Revista Siglo Cero*, vol. 41, pp. 22 – 32.
- Cohen, A. (2000) Biomedical Signal Processing. 2ª Edición, CRC Press, Florida.
- Costa F., Rodrigues F. A., Travieso G., Villas Boas P.R. (2007) Characterization of complex networks: A survey of measurements. *MAdvances in Physics*, vol. 56, pp. 167 – 242.
- Cummiings, J. L. (2004b) La neuropsiquiatría de la enfermedad del Alzheimer y demencias relacionadas. Atlas Medical Publishing Ltd, Sedgefiel-Cleveland.
- Datex – Ohmeda (2003) Número Monográfico: Especial Entropía, Aula Bioingeniería Tecnología, pp. 8 – 11.

- de Haan, W., Al Pijnenburg, Y., LM Strijers, R., *et ál.* (2009) Functional neural network analysis in frontotemporal dementia and Alzheimer's disease using EEG and graph theory. *BioMed Neuroscience*, vol. 10, art. 101.
- Fraser, D. A. S. (1956) Nonparametric methods in statistics. Wiley publications in statistics, John Wiley & Sons Inc, Hoboken, New Jersey, US, pp. 125 – 134.
- Gard, T., Taquet, M., Dixit, R., *et ál.* (2014) Fluid intelligence and brain functional organization in aging yoga and meditation practitioners. *Frontiers in Aging Neuroscience*, vol. 6, pp. 1 – 12.
- Guerrero, J.F. (2010a) Procesado Digital de Bioseñales. Tema 4. Ingeniería Biomédica. Departamento de Electrónica. Escuela Técnica Superior de Ingeniería. Universidad de Valencia.
- Gomis, P. (2010) Estimación Espectral de Señales Biomédicas. Barcelona. http://dl.dropbox.com/u/12996917/Tutorial_Estimacion_Espectral.pdf . Último acceso: Julio 2014.
- Guyton, A. C. & Hall, J. E. (2012) Tratado de fisiología médica. 12ª Edición, Elsevier Saunders, Philadelphia.
- Guzmán, Dr. J. J. (2005) La actividad Cerebral. Neurofisiología Granada. <http://neurofisiologiagranada.com/eeg/eeg-actividadcerebral.htm> . Último acceso: Julio 2014.
- Hauck, Y. L., Summers, L., White, E. & Jones, Ch. (2008) A qualitative study of Western Australia women's perceptions of using a Snoezelen room for breastfeeding during their post-partum. *International Breastfeeding Journal*, vol. 3, pp. 1 – 9.
- Haykin, S. (2001) Communication Systems, John Wiley & Sons, New York.
- Haykin, S. & van Veen, B. (2003) Signals & Systems, John Wiley & Sons, New York.
- Hotz, G. A., Castelblanco, A., Lara, I. M., Weiss, A. D., Duncan, R. & Kuluz, J. W. (2006) Snoezelen: a controlled multi-sensory stimulation therapy for children recovering from severe brain injury. *Brain Injury*, vol. 20, pp. 879 - 888.
- Houghton, S., Douglas, G., Brigg, J., *et ál.* (1998) An empirical evaluation of an interactive multi-sensory environment for children with disability. *Journal of intellectual and Developmental Disability*, vol. 23, pp. 267 – 278.

- Hutchinson, R. B. & Haggard, L. E. (1991) Snoezelen: an approach to the provision of a leisure resource for people with profound and multiple handicaps. *Mental Handicap*, vol. 19, pp. 51 – 55.
- Hulsegge, J. & Verheul, A. (1987) Snoezelen: Another World. a Practical Book of Sensory Experience Environments for the Mentally Handicapped. Rompa Editorial.
- Jacobs, G. D. & Friedman, R. (2004) EEG Spectral Analysis of Relaxation Techniques. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, vol. 29, pp. 245 – 254.
- Kaiser, M. (2011) A tutorial in connectome analysis: Topological and spatial features of brain networks. *NeuroImage*, vol. 57, pp. 892 – 907.
- Lindsay, W. R., Black, E., Broxholme, S., Pitcaithly, D., Hornsby, N. (2001) Effects of four therapy procedures on communication in people with intellectual disabilities. *Journal of Applied Research in Intellectual Disabilities*, vol. 14, pp. 110 - 119.
- Llorente, A. & Martínez, I. (2003) Electroencefalografía. *Aula Bioingeniería Tecnología*, vol. 2, pp. 229 – 237.
- Locatelli, T., Cursi, M., Liberati, D., Franceschi M. & Comi, G. (1998) EEG Coherence in Alzheimer's disease. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 106, pp. 229 – 237.
- Long, A. P. & Haig, L. (1992) How do clients benefit from Snoezelen? An exploratory study. *British Journal of Clinical Psychology*, vol. 37, pp. 69 – 82.
- Martin, M. T., Plastino, A. R. & Plastino, A. (2000) Tsallis-like information measures and the analysis of complex signals. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, vol. 275, pp. 262–271.
- Mertens, K. & Verheul, A. (2005) Snoezelen: Application fields in practice. ISNA, Aachen, Germany.
- Moffat, N. T., Barker, P., Pinkney, L., *et ál.* (1993) Snoezelen. An Experience for People with Dementia. Bournemouth: Dorset Health Care NHS Trust.
- Moore, D. (2005) Estadística aplicada básica, Segunda Edición, Antoni Bosch, Barcelona.
- Morrisey, M. & Biela, C. (1997) Snoezelen. Benefits for nursing older clients. *Nursing Standard*, vol. 12, pp. 38 – 40.

- Newandee, D. A. & Reisman, S. S. (1996) Measurement of the electroencephalogram (EEG) coherence in group meditation. *Bioengineering Conference, Proceedings of the 1996 IEEE Twenty-Second Annual Northeast*, pp. 95 – 96.
- Onoda, K. & Yamaguchi, S. (2013) Small-worldness and modularity if the resting-state functional brain decrease with aging. *Neuroscience Letters*, vol. 556, pp. 104 – 108.
- Oppenheim, A. V. & Schaffer, R. W. (2009) *Discrete-time Signal Processing*, 3rd Edition, Prentice Hall, London.
- Picton, T. W., van Roon, P., Armilio, M. L., Berg, P., Ille, N. & Scherg, M. (2000) The correction of ocular artifacts: a topographic perspective. *Clinical Neurophysiology*, vol. 111, pp. 53 – 65.
- Pinkney, L. (1997) A comparison of the Snoezelen environment and a music relaxation group on the mood and behaviour of patients with senile dementia. *British Journal of Occupational Therapy*, vol. 60, pp. 209 – 212.
- Poza, J., Gómez, C., Gutiérrez, M. T., Mendoza, N. & Hornero, R. (2013) Effects of a multi-sensory environment on brain-injured patients: Assesment of spectral patterns. *Medical Engineering & Physics*, vol. 35, pp. 365 – 375.
- Rangaraj, M. (2002) *Biomedical Signal Analysis: A Case-Study Approach*. Wiley-IEEE Press, Canada.
- Rodríguez, E. (2012) Caracterización de los patrones de desequilibrio y conectividad en la actividad electroencefalográfica asociada a la enfermedad del Alzheimer. Proyecto Fin de Carrera. Departamento de Teoría de la Señal e Ingeniería Telemática. E.T.S. Ingenieros de Telecomunicación. Universidad de Valladolid.
- Rubinov, M. & Sporns, O. (2010) Complex network measures ob brain connectivity: Uses and interpretations. *NeuroImage*, vol. 52, pp. 1059 – 1069.
- Sánchez, D. (2008) Procesado y transmisión de señales biomédicas para el diagnóstico de trastornos y enfermedades del sueño. Tesis Doctoral. Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, Tecnología Electrónica y Electrónica. Escuela Superior de Ingeniería. Universidad de Cádiz.
- Schofield, P. (2000) The effects of Snoezelen on chronic pain. *Nursing Standard*, vol. 15, pp. 33 – 34.

- Schofield, P., Davis, B. (2000) Sensory stimulation (Snoezelen) versus relaxation: A potential strategy for the management of chronic pain. *Disability and Rehabilitation: An International, Multidisciplinary Journal*, vol. 22, pp. 675 – 682.
- Shapiro, M., Parush, S., Green, M., *et ál.* (1997) The efficacy of the ‘snoezelen’ in the management of children with mental retardation who exhibit maladaptive behaviours. *The British Journal of Developmental Disabilities*, vol. 43, pp. 140 – 155.
- Slevin, E. & McClelland, A. (1999) Multisensory environments are they therapeutic? A single-subject evaluation of the clinical effectiveness of a multisensory environment. *Journal of Clinical Nursing*, vol. 8, pp. 48 – 56.
- Snell, R. S. (2010) *Neuroanatomía Clínica, Séptima Edición*, Lippincott Williams & Wilkins. Wolters Kluwer Health, Barcelona.
- Solberg, E. E., Berglund, K. A., Engen, O., *et ál.* (1996) The effect of meditation on shooting performance. *British Journal of Sports Medicine*, vol. 30, pp. 342 – 346.
- Soliman, S., Mandyam D. (1999) *Señales y Sistemas continuos y discretos, Segunda Edición*, Prentice Hall Iberia, Madrid.
- Spaull, D., Leach, C. & Frampton, I. (1998) An evaluation of the effects of sensory stimulation with people who have dementia. *Behavioural and Cognitive Psychotherapy*, vol. 26, pp. 77 – 86.
- Stam, C. J. (2010a) Use of magnetoencephalography (MEG) to study functional brain networks in neurodegenerative disorders. *International Journal of Psychophysiology*, vol. 77, pp. 186 – 194.
- Stam, C. J. (2010b) Characterization of anatomical and functional connectivity in the brain: A complex networks perspective. *Clinical Neurophysiology*, vol. 116, pp. 2266 – 2301.
- Stam, C. J., Jones, B. F., Nolte, G., Breakspear, M. & Scheltens, P. (2007) Small-World Networks and Functional Connectivity in Alzheimer’s Disease. *Cerebral Cortex*, vol. 17, pp. 92 – 99.
- Stam, C. J., de Haan, W., Daffertshofer, A., *et ál.* (2009) Graph theoretical analysis of magnetoencephalographic functional connectivity in Alzheimer’s disease. *Brain Journal*, vol. 132, pp. 213 – 224.

- Stam, C. J. & van Straaten, E. C. W. (2012) The organization of physiological brain networks. *Clinical Neurophysiology*, vol. 123, pp. 1067 – 1087.
- Taylor, V. A., Daneault, V., Grant, J., *et ál.* (2013) Impact of meditation training on the default mode network during a restful state. *Social Cognitive and Affective Neuroscience Advance Access*, vol. 8, pp. 4 – 14.
- Teplan, M. (2002) Fundamentals of EEG Measurement. *Measurement Science Review*, vol.2, section 2, pp. 1 – 11.
- The Shelby Foundation Inc. About Us. <http://www.shelbyfoundation.org/about-us/> .
Último acceso: Julio 2014.
- Tyner, F., Knott, J. & Mayer Jr, W. (1983) Fundamentals of EEG technology. Raven Press, New York.
- van Albada, S. J. & Robinson, P. A. (2013) Relationships between electroencephalographic spectral peaks across frequency bands. *Frontiers in Human Neuroscience*, vol. 7.
- van de Velde, M., van Erp, G. & Cluitmans, P. J. M. (1998) Detection of muscle artefact in the normal human awake EEG. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 107, pp. 149 – 158.
- Velasco, A. C. & Muñoz, J. E. (2004) Tratamiento fisioterápico del paralítico cerebral en sala Snoezelen. *Fisioterapia*, vol. 26, pp. 134 – 142.
- Waxman, S. G. (2009) Clinical Neuroanatomy. 27ª Edición, McGraw – Hill Medical, London.
- Xue, S., Tang, Y., Tang, R., Posner, Michael I. (2014) Short-term meditation induce changes in brain resting EEG theta networks. *Brain & Cognition*, vol.87, pp. 1 – 6.
- YouBioit.com. Funciones de las partes del cerebro.
<http://www.youbioit.com/es/article/informacion-compartida/20969/funciones-de-las-partes-del-cerebro> . Último acceso: Julio 2014.
- Zhang, L., Wang, J., Wang, X., Xue, S. (2012) Modeling and function assessing with meditation training on brain functional memory network. *2012 2nd International Conference on Consumer Electronics, Communications and Networks*, pp. 380 - 383.

Anexo I. Glosario de Siglas y Acrónimos

SIGLA Ó ACRÓNIMO	DESCRIPCIÓN
a_{ij}	Presencia o ausencia (Valor 1 ó 0) de enlace binario en un grafo
ARMA	Modelo autoregresivo de media móvil
ASCII	Código americano estándar para el Intercambio de Información
B_i	Centralidad del nodo i
C	Coficiente de agrupamiento medio de un grafo
C_i	Coficiente de agrupamiento del nodo i
CPSD	Densidad espectral de potencia cruzada
CRE	Centro de referencia estatal
CT	Controles
D_{ij}	Longitud mínima de camino entre los nodos i y j
DFT	Transformada discreta de Fourier
E	Eficiencia global media de un grafo
ECG	Electrocardiograma
ECoG	Electrocorticograma
EEG	Electroencefalograma
$E_{loc,i}$	Eficiencia local del nodo i
EM	Electromagnético

EMG	Electromiograma
E-EEG	Estéreo-electroencefalograma
FIR	Respuesta al impuso finita
FFT	Transformada rápida de Fourier
FT	Transformada de Fourier
IFT	Transformada inversa de Fourier
IIR	Respuesta al impulso infinita
K_i	Grado del nodo i
L	Longitud de camino característica de un grafo
MEG	Magnetoencefalografía
PC	Parálisis cerebral
PET	Tomografía por emisión de positrones
PSD	Densidad espectral de potencia
QRS	Complejo QRS
R	Coficiente de correlación media de un grafo
REM	Movimiento ocular rápido
RM	Resonancia magnética
RR	Intervalo RR

SNC	Sistema nervioso central
SNP	Sistema nervioso periférico
TCE	Traumatismo craneoencefálico
TFG	Trabajo fin de grado
T_i	Número de triángulos formables alrededor del nodo i
UCI	Unidad de cuidados intensivos
w_{ij}	Peso del enlace de conexión para enlaces ponderados en un grafo

Tabla Anexo I - Glosario de Siglas y Acrónimos

Anexo II. Pliego de Condiciones

El presente documento contiene los requisitos legales que se han de cumplir para la realización del TFG *Evaluación de la terapia multi-sensorial mediante el análisis de electroencefalogramas*. Para ello se supondrá que el proyecto ha sido encargado por una empresa cliente a una empresa de desarrollo de software, con la finalidad de utilizar las herramientas desarrolladas como medio para el análisis de la autoría de un documento.

La empresa desarrolladora ha de seguir una línea de investigación con objeto de desarrollar el proyecto. Esta línea de investigación, junto con el posterior desarrollo del programa, está amparada por las condiciones particulares del siguiente pliego.

Supuesto que la utilización industrial de los métodos recogidos en el presente proyecto ha sido decidida por parte de la empresa cliente o de otras, la obra a realizar se regulara por las siguientes condiciones:

- **Condición 1:**

La modalidad de contratación será el concurso. El proyecto se adjudicará a la propuesta más favorable, sin atender exclusivamente al presupuesto del proyecto, sino atendiendo también a las garantías ofertadas. La empresa que somete el proyecto a concurso se reserva el derecho de declararlo desierto.

- **Condición 2:**

El montaje y mecanización completa de los equipos necesarios para el desarrollo del proyecto será realizado en su totalidad por la empresa licitadora.

- **Condición 3:**

En la oferta se hará constar el precio total por el que se compromete a realizar la obra y el porcentaje de baja que se supone este precio en relación con un importe límite, si este se hubiera fijado.

- **Condición 4:**

La obra o proyecto se realizara bajo la dirección técnica de un graduado en Telecomunicación, auxiliado por el número de Ingenieros Técnicos Programadores que sea preciso para el desarrollo de la misma.

- **Condición 5:**

Aparte del Ingeniero Director, el contratista tendrá derecho a contratar al resto del personal, pudiendo ceder esta prerrogativa a favor del Ingeniero Director, quien no estará obligado a aceptarla.

- **Condición 6:**

El contratista tiene derecho a sacar copias a su costa de los planos, pliego de condiciones y presupuestos. El Ingeniero autor del proyecto autorizará con su firma las copias solicitadas por el contratista después de confrontarlas.

- **Condición 7:**

Se abonará al contratista la obra que realmente ejecute con sujeción al proyecto que sirvió de base para la contratación, a las modificaciones autorizadas por la superioridad o a las órdenes que, con arreglo a sus facultades, le haya comunicado por escrito al Ingeniero Director de obras siempre que dicha obra se haya ejecutado de acuerdo a los preceptos de los pliegos de condiciones. Las modificaciones y la valoración de las diversas unidades se harán de acuerdo con dichos preceptos, sin que el importe total pueda exceder de los presupuestos aprobados.

Por consiguiente, el número de unidades que se consignan en el proyecto o en el presupuesto, no podrán servir de fundamento para entablar reclamaciones de ninguna clase, salvo en los casos de rescisión.

- **Condición 8:**

Tanto en las certificaciones de obra como en la liquidación final, se abonarán los trabajos realizados por el contratista a los precios de ejecución material que figuran en el presupuesto para cada unidad de la obra.

- **Condición 9:**

Si, excepcionalmente, se hubiera ejecutado algún trabajo que no se ajustase a las condiciones de la contrata pero que, sin embargo, es admisible a juicio del Ingeniero Director de obras, se dará conocimiento a la Dirección, proponiendo a la vez la rebaja de precios que el Ingeniero considere justa y, si la Dirección resolviera aceptar la obra, quedará el contratista obligado a conformarse con la rebaja acordada.

- **Condición 10:**

Cuando se juzgue necesario emplear materiales o ejecutar obras que no figuren en el presupuesto de la contrata, se evaluará su importe en función de los precios asignados a otras obras o materiales análogos si los hubiere y, cuando no los hubiere, se discutirán entre el Ingeniero Director y el contratista, sometidos a la aprobación de la Dirección. Los nuevos precios convenidos por uno u otro procedimiento se sujetarán siempre al establecido en el punto anterior.

- **Condición 11:**

Cuando el contratista, con la autorización del Ingeniero Director de obras, emplee material de calidad más elevada o de mayores prestaciones de lo estipulado en el proyecto, sustituya una clase de desarrollo por otra que tenga asignado mayor precio, ejecute con mayores dimensiones cualquier otra parte de las obras o, en general, introduzca en ellas cualquier modificación que sea beneficiosa a juicio del Ingeniero Director de obras, no tendrá derecho sino a lo que le correspondería si se hubiera realizado la obra con estricta sujeción a lo proyectado y contratado.

- **Condición 12:**

Las cantidades calculadas para obras accesorias, aunque figuren por partida alzada en el presupuesto final, no serán abonadas sino a los precios de la contrata, según las condiciones de la misma y los proyectos particulares que para ellas se formen o, en su defecto, por lo que resulte de su medición final.

- **Condición 13:**

El contratista queda obligado a abonar al Ingeniero autor del proyecto y director de obras, así como a los Ingenieros Técnicos, el importe de sus respectivos honorarios facultativos por formación del proyecto, dirección técnica y administración en su caso, con arreglo a las tarifas y honorarios vigentes.

- **Condición 14:**

Concluida la ejecución de la obra, será reconocida por el Ingeniero Director que a tal efecto designe la empresa.

- **Condición 15:**

La garantía definitiva será del 4% del presupuesto y, la provisional, del 2%.

- **Condición 16:**

La forma de pago será por certificaciones mensuales de la obra ejecutada de acuerdo con los precios del presupuesto, deducida la baja si la hubiera.

- **Condición 17:**

La fecha de comienzo de la obra será a partir de los quince días naturales del replanteo oficial de las mismas, y la definitiva, al año de haber ejecutado la provisional, procediéndose, si no existe reclamación alguna, a la reclamación de la fianza.

- **Condición 18:**

Si el contratista, al efectuar el replanteo, observase algún error en el proyecto, deberá comunicarlo en el plazo de quince días al Ingeniero Director de obras pues, transcurrido ese plazo, será responsable de la exactitud del proyecto.

- **Condición 19:**

El contratista está obligado a designar una persona responsable que se reunirá con el Ingeniero Director o con el delegado que este designe, para todo lo relacionado con ella. Al ser el Ingeniero Director el que interpreta el proyecto, el contratista deberá consultarle cualquier duda que surja en su realización.

- **Condición 20:**

Durante la realización de la obra, habrá visitas de seguimiento del desarrollo por personal facultativo de la empresa cliente, para hacer las comprobaciones que se crean oportunas. Es obligación del contratista la conservación de la obra ya ejecutada hasta la recepción de la misma, por lo que el deterioro total o parcial de ella, aunque sea por agentes externos a su empresa, deberá ser reparado o construido por su cuenta.

- **Condición 21:**

El contratista deberá realizar la obra en el plazo mencionado a partir de la fecha del contrato, incurriendo en multa por retraso en la ejecución siempre que este no sea debido a causas de fuerza mayor. A la terminación de la obra se hará una recepción provisional, previo reconocimiento y examen por la dirección técnica, el depositario de efectos, el interventor y el jefe de servicio o un representante, con la conformidad del contratista.

- **Condición 22:**

Hecha la recepción provisional, se certificara al contratista el resto de la obra, reservándose a la administración el importe de los gastos de conservación de la misma hasta su recepción definitiva y la fianza durante el tiempo señalado como plazo de garantía. La recepción definitiva se hará en las mismas condiciones que la provisional, extendiéndose el acta correspondiente. El Director técnico propondrá a la Junta Económica la devolución de la fianza al contratista de acuerdo con las condiciones económicas establecidas.

- **Condición 23:**

Las tarifas para la determinación de honorarios, reguladas por orden de la Presidencia del Gobierno el 19 de octubre de 1961, se aplicaran sobre el denominado en la actualidad “Presupuesto de Ejecución de contrata”, y anteriormente llamado “Presupuesto de Ejecución Material” que hoy designa otro concepto.

La empresa de desarrollo de software que ha desarrollado este proyecto, lo entregará a la empresa cliente bajo las condiciones generales ya formuladas, debiendo añadirse las siguientes condiciones particulares:

- **Condición particular 1:**

La propiedad intelectual de los procesos descritos y analizados en el presente trabajo, pertenecen por entero a la empresa desarrolladora, representada por el Ingeniero Director del Proyecto.

- **Condición particular 2:**

La empresa desarrolladora se reserva el derecho a la utilización total o parcial de los resultados de la investigación realizada bien para desarrollar el siguiente proyecto, bien para su publicación o bien para su uso en trabajos posteriores, para la misma empresa cliente o para otra.

- **Condición particular 3:**

Cualquier tipo de reproducción aparte de las reseñadas en las condiciones generales, bien sea para uso particular de la empresa cliente, o para cualquier otra aplicación, contara con la autorización expresa y por escrito del Ingeniero Director del Proyecto, que actuara en representación de la empresa de desarrollo de software.
- **Condición particular 4:**

En la autorización se ha de hacer constar la aplicación a que se destinan sus reproducciones así como su cantidad.
- **Condición particular 5:**

En todas las reproducciones se indicara su procedencia, explicando el nombre del proyecto, nombre del Ingeniero Director y empresa desarrolladora.
- **Condición particular 6:**

Si el proyecto pasa a la etapa de desarrollo, cualquier modificación que se realice sobre él, deberá ser notificada al Ingeniero Director del Proyecto y, a criterio de éste, la empresa desarrolladora decidirá aceptar o no la modificación propuesta.
- **Condición particular 7:**

Si la modificación se acepta, la empresa desarrolladora se hará responsable, al mismo nivel que el proyecto inicial, del proyecto que resulta al añadirla.
- **Condición particular 8:**

Si la modificación no es aceptada, por el contrario, la empresa desarrolladora declinara toda responsabilidad que se derive de la aplicación o influencia de la misma.
- **Condición particular 9:**

Si la empresa cliente decide desarrollar industrialmente uno o varios productos en los que resulte parcial o totalmente aplicable el estudio de este proyecto, deberá comunicarlo a la empresa desarrolladora.
- **Condición particular 10:**

La empresa desarrolladora no se responsabiliza de los efectos laterales que se puedan producir en el momento en que se utilice la herramienta objeto del presente proyecto para la realización de otras aplicaciones.
- **Condición particular 11:**

La empresa desarrolladora tendrá prioridad respecto a otras en la elaboración de los proyectos auxiliares que fuese necesario realizar para dicha aplicación industrial, siempre que no haga explícita una renuncia a este hecho. En este caso, deberá autorizar expresamente los proyectos presentados por otros.

- **Condición particular 12:**

El Ingeniero Director del proyecto será responsable de la dirección de la aplicación industrial siempre que la empresa desarrolladora lo estime oportuno. En caso contrario, la persona asignada deberá contar con la autorización del mismo, quien delegará en el las responsabilidades que ostente.

Para desarrollar el proyecto fueron necesarios los siguientes recursos bibliográficos y medios *hardware* y *software*:

DOCUMENTACIÓN

- Servicio de la Biblioteca de la Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicación de la Universidad de Valladolid.
- Artículos de las revistas académicas en su versión *online*.
- Servicio de acceso online a revistas científicas de la Universidad de Valladolid
- Acceso a Internet.

HARDWARE

- Ordenador Intel Core i5-4670K 3.4 GHz, con 16GB de RAM.
- Impresora
- Disco duro extraíble Seagate® 1TB
- Medios de almacenamiento portátil.
- Consumibles (material papelería, CD-ROMs, DVDs, etc).

SOFTWARE

- Microsoft® Windows 7 Professional, Microsoft Corporation.
- Microsoft® Office 2013, Microsoft Corporation
- MATLAB® R2013b, The MathWorks, Inc.

Anexo II. Presupuesto

EJECUCIÓN MATERIAL

Ordenador Intel Core i5-4670K 3.4 GHz, con 16GB de RAM.....	1100,00 €
Impresora.....	300,00 €
Software.....	1.200,00 €

TOTAL EJECUCIÓN MATERIAL.....	2.600,00 €
-------------------------------	------------

GASTOS GENERALES

18% sobre la ejecución material.....	468,00 €
--------------------------------------	----------

BENEFICIO INDUSTRIAL

6% sobre la ejecución material.....	156,00 €
-------------------------------------	----------

MATERIAL FUNGIBLE

Gastos de impresión.....	132,00 €
--------------------------	----------

Gastos de encuadernación.....	80,00 €
-------------------------------	---------

Medios de almacenamiento masivo.....	30,00 €
--------------------------------------	---------

CD-ROM.....	10,00€
-------------	--------

TOTAL MATERIAL FUNGIBLE	240,00 €
-------------------------	----------

HONORARIOS

360 horas a 30 €/hora.....	10.800,00 €
----------------------------	-------------

SUBTOTAL.....	13.640,00 €
----------------------	--------------------

IVA APLICABLE

21% sobre el subtotal del proyecto	2.864,40 €
--	------------

TOTAL DEL PROYECTO	16.504.40 €
---------------------------------	--------------------

El total del presente presupuesto, asciende a:

DIECISEIS MIL QUINIENTOS CUATRO EUROS CON CUARENTA CÉNTIMOS

Valladolid, 2014 – 09 – 11

Fdo: Daniel Manrique Lucas

