



GRADO EN INGENIERÍA  
EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

TRABAJO FIN DE GRADO

Diseño, implementación y validación de un algoritmo para el análisis de fiabilidad y precisión de dispositivos de adquisición de datos cerebrales. Caso de uso: diadema cerebral de bajo coste para musicoterapia

Autor: Pedro Rodríguez de Rivas Moreno

Director: José María Cogollor Delgado

Codirector: Romano Giannetti

Madrid

Declaro, bajo mi responsabilidad, que el Proyecto presentado con el título  
Diseño, implementación y validación de un algoritmo para el análisis de la  
fiabilidad y precisión de dispositivos de adquisición de datos cerebrales. Caso de uso:  
diadema cerebral de bajo coste para musicoterapia  
en la ETS de Ingeniería - ICAI de la Universidad Pontificia Comillas en el  
curso académico 2019/2020 es de mi autoría, original e inédito y  
no ha sido presentado con anterioridad a otros efectos.

El Proyecto no es plagio de otro, ni total ni parcialmente y la información que ha  
sido tomada de otros documentos está debidamente referenciada.



Fdo.: Pedro Rodríguez de Rivas

Fecha: 9/8/2020

Autorizada la entrega del proyecto

EL DIRECTOR DEL PROYECTO



Fdo.: José María Cogollor Delgado y Romano Giannetti

Fecha: 9/8/2020

## RESUMEN

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS) actualmente existen aproximadamente 50 millones de personas en el mundo que padecen desórdenes cerebrales. (OMS.TNeurológicos)

En años anteriores se han llevado investigaciones, y actualmente estamos inmersos en algunas de ellas, que pueden demostrar la existencia de relaciones entre las señales registradas por el electroencefalograma (EEG) y el tipo de señal sonora que permite aminorar el efecto del desorden en cuestión. Estas investigaciones están relacionadas con la musicoterapia y pretenden aportar un gran avance en las técnicas de rehabilitación cognitiva asociada.

Para poder obtener dicha relación es necesario extraer los datos cerebrales de forma sencilla y cómoda para el paciente. La problemática recae en el hecho de que los sistemas EEG tradicionales no resultan cómodos ni fáciles de transportar ni usar en entornos cotidianos o familiares para los pacientes en cuestión, siendo únicamente usables en entornos hospitalarios y de investigación. Por tanto, es necesario usar otros dispositivos más comerciales y ergonómicos que puedan llegar a usarse sin atención adicional.

Este proyecto busca aportar una herramienta que permita saber de forma directa y sencilla si el sistema de extracción de señales objeto de estudio es totalmente fiable y puede sustituir sin ningún problema al sistema EEG, considerado de referencia. En este caso, se considera el sistema EEG de referencia el instalado en la Facultad de Ciencias Humanas y Sociales del Campus de Cantoblanco, ya usado anteriormente en otros experimentos. Para ello, el objetivo principal del proyecto es desarrollar e implementar un algoritmo que sea capaz de comparar dos señales (una procedente del dispositivo que se pretende verificar y otra del sistema de referencia) para analizar la fiabilidad y precisión del dispositivo objeto de estudio.

Para validar y comprobar la robustez y bondad del algoritmo, el dispositivo objeto de estudio es la diadema cerebral Muse. De esta manera, el desarrollo del algoritmo mencionado facilita en gran medida la tarea futura de estudiar la fiabilidad de dicha diadema en base a unos criterios también establecidos en este proyecto.

Teniendo en cuenta el esfuerzo y trabajo en los últimos años destinados a que las rehabilitaciones, ya sean cognitivas o físicas, se puedan realizar en el entorno familiar y cotidiano del paciente para una mayor conciliación familiar, es preciso demostrar que se pueden usar dispositivos comerciales más fáciles de usar y transportar para el mismo efecto.

Esta investigación representa un enfoque novedoso y un paso más para la rehabilitación de las personas que sufren desórdenes cerebrales, mientras permanecen en su propio entorno hogareño, siguiendo los principios de los paradigmas de vida cotidiana asistida.

## SUMMARY

According to the World Health Organization (WHO) there are currently approximately 50 million people in the world who suffer from brain disorders. (OMS.TNeurológicos)

In previous years, investigations have been carried out, and we are currently immersed in some of them, which may demonstrate the existence of relationships between the signals recorded by the electroencephalogram (EEG) and the type of sound signal that allows to reduce the effect of the disorder on question. These investigations are related to music therapy and aim to contribute to the advance of associated cognitive rehabilitation techniques.

To obtain this relationship, it is necessary to extract the brain data in a simple and comfortable way for the patient. The problem lies in the fact that traditional EEG systems are not comfortable or easy to transport or use in everyday or familiar environments for the patient, being only usable in hospital and research environments. Therefore, it is necessary to use other more commercial and ergonomic devices that can be used without additional attention.

This project seeks to provide a tool that allows to know directly and easily if the signal extraction system under study is totally reliable and can replace the EEG system, considered a reference system, without any problem. In this case, the reference EEG system is considered the one installed in the Faculty of Human and Social Sciences of the Cantoblanco Campus, already used previously in other experiments. For this, the main objective of the project is to develop and implement an algorithm that is capable of comparing two signals (one from the device to be verified and the other from the reference system) to analyse the reliability and precision of the device under study.

The device used to validate and verify the robustness and goodness of the algorithm is the Muse brain headband. In this way, the development of the aforementioned algorithm greatly facilitates the future task of studying the reliability of said headband based on criteria also established in this project.

Taking into account the effort and work in recent years intended to develop cognitive or physical rehabilitations based on the idea that it can be carried out in the patient's family and daily environment for greater family reconciliation, it is necessary to prove that more commercial devices can be used in an easy way and can be easily transported.

This research represents a novel approach and a further step in the rehabilitation of people suffering from brain disorders, while remaining in their own home environment, following the principles of the assisted daily living paradigms.



GRADO EN INGENIERÍA  
EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

TRABAJO FIN DE GRADO

Diseño, implementación y validación de un algoritmo para el análisis de fiabilidad y precisión de dispositivos de adquisición de datos cerebrales. Caso de uso: diadema cerebral de bajo coste para musicoterapia

Autor: Pedro Rodríguez de Rivas Moreno

Director: José María Cogollor Delgado

Codirector: Romano Giannetti

Madrid

# ÍNDICE

<i>Lista de figuras</i> .....	9
<i>Lista de tablas</i> .....	11
<i>Acrónimos</i> .....	12
<b>1. Capítulo 1: Introducción</b> .....	<b>13</b>
1.1. Marco del trabajo .....	13
1.2. Objetivos .....	14
1.3. Estructura del trabajo de fin de grado.....	15
<b>2. Capítulo 2: Estado del arte en rehabilitación cerebral</b> .....	<b>17</b>
2.1. Enfermedades y desórdenes cerebrales más comunes .....	17
2.2. Causas y consecuencias más significativas del daño cerebral .....	21
2.3. Importancia de la rehabilitación neurológica y técnicas actuales .....	26
2.4. Análisis y caracterización de señales EEG .....	33
<b>3. Capítulo 3: Dispositivos de adquisición de datos cerebrales</b> .....	<b>39</b>
3.1. Clasificación y técnicas de adquisición .....	39
3.2. Estudio de dispositivos comerciales y metodología de procesamiento de datos .....	42
3.3. Comparativa e idoneidad de los dispositivos comerciales de adquisición de datos cerebrales .....	48
<b>4. Capítulo 4: Implementación y usabilidad de la diadema cerebral Muse</b> .....	<b>50</b>
4.1. Justificación de uso. Ventajas que ofrece .....	50
4.2. Características y servicios de partida .....	52
4.3. Arquitectura hardware y procesamiento de las señales EEG.....	53
4.4. Conexión con equipos remotos .....	55
<b>5. Capítulo 5: Implementación y validación del algoritmo de verificación de dispositivos de adquisición de datos cerebrales</b> .....	<b>57</b>
5.1. Requisitos previos y formato de los datos de entrada.....	57
5.2. Descripción conceptual del algoritmo .....	59
5.3. Implementación del algoritmo para la verificación de los datos de la diadema cerebral .....	66
<b>6. Capítulo 6: Conclusiones finales</b> .....	<b>86</b>
6.1. Conclusiones .....	86
6.2. Trabajos futuros .....	87
<b>Bibliografía</b> .....	<b>89</b>
<b>Anexo I: Objetivos de desarrollo sostenible</b> .....	<b>93</b>
<b>Anexo II: Algoritmo completo</b> .....	<b>94</b>



## LISTA DE FIGURAS

<i>Figura 1: Formas de ondas de ritmos cerebrales básicos EEG (PPV).....</i>	<i>34</i>
<i>Figura 2: Clasificación de grafoelementos EEG (SS).....</i>	<i>37</i>
<i>Figura 3: Cisura de Rolando (T.Ictus).....</i>	<i>37</i>
<i>Figura 4: Métodos no invasivos de adquisición de datos cerebrales.....</i>	<i>39</i>
<i>Figura 5: Etapas habituales de los sistemas EEG .....</i>	<i>42</i>
<i>Figura 6: Sistema EEG tradicional.....</i>	<i>44</i>
<i>Figura 7: Dispositivo de extracción de señales EEG DSI 24.....</i>	<i>45</i>
<i>Figura 8: Diadema cerebral Muse .....</i>	<i>46</i>
<i>Figura 9: Diseño ergonómico de la diadema Muse .....</i>	<i>53</i>
<i>Figura 10: Distribución espacial de electrodos pertenecientes a la diadema Muse.....</i>	<i>53</i>
<i>Figura 11: Esquema general de procesamiento de señal.....</i>	<i>55</i>
<i>Figura 12: Ejemplo explicativo del formato de los datos previo a la aplicación del algoritmo .....</i>	<i>58</i>
<i>Figura 13: Fases de desarrollo del algoritmo implementado .....</i>	<i>59</i>
<i>Figura 14: Ejemplo ilustrativo de la aplicación del análisis PCA.....</i>	<i>60</i>
<i>Figura 15: Ejemplo explicativo del Scree plot.....</i>	<i>62</i>
<i>Figura 16: Ejemplo ilustrativo de la media como medida representativa de la muestra.....</i>	<i>64</i>
<i>Figura 17: Archivos del ejemplo ilustrativo.....</i>	<i>69</i>
<i>Figura 18: Comando de importación de datos en formato Excel .....</i>	<i>70</i>
<i>Figura 19: Partición de la muestra original del sistema Muse en 17 muestras.....</i>	<i>70</i>

<i>Figura 20: Código utilizado para el registro de los datos de una muestra.....</i>	<i>71</i>
<i>Figura 21: Código implementado para representar los datos iniciales de una muestra .....</i>	<i>72</i>
<i>Figura 22: Muestras de partida pertenecientes al sistema Muse.....</i>	<i>73</i>
<i>Figura 23: Muestras de partida pertenecientes al sistema de referencia .....</i>	<i>73</i>
<i>Figura 24: Comando de generación de matriz de datos previo a la aplicación de PCA.....</i>	<i>74</i>
<i>Figura 25: Comando de aplicación de PCA .....</i>	<i>74</i>
<i>Figura 26: Generación del gráfico Scree plot .....</i>	<i>74</i>
<i>Figura 27: Scree plot aplicado a la muestra 1 perteneciente al sistema de referencia .....</i>	<i>75</i>
<i>Figura 28: Reconstrucción de los datos tras la aplicación de PCA.....</i>	<i>76</i>
<i>Figura 29: Muestras pertenecientes al sistema Muse tras la reconstrucción de los datos .....</i>	<i>77</i>
<i>Figura 30: Muestras pertenecientes al sistema de referencia tras la reconstrucción de los datos....</i>	<i>77</i>
<i>Figura 31: Cálculo de la señal media de la muestra 1 perteneciente al sistema de referencia .....</i>	<i>78</i>
<i>Figura 32: Señales medias asociadas a las muestras pertenecientes al sistema Muse .....</i>	<i>79</i>
<i>Figura 33: Señales medias asociadas a las muestras pertenecientes al sistema de referencia .....</i>	<i>79</i>
<i>Figura 34: Cálculo de la señal representativa del sistema de referencia .....</i>	<i>80</i>
<i>Figura 35: Representación conjunta de las señales representativas de cada sistema .....</i>	<i>81</i>
<i>Figura 36: Eliminación del offset de las señales representativas de ambos sistemas.....</i>	<i>82</i>
<i>Figura 37: Señales representativas de ambos sistemas tras la supresión del offset original .....</i>	<i>83</i>
<i>Figura 38: Código encargado de fijar el error límite de comparación del primer filtro.....</i>	<i>84</i>
<i>Figura 39: Verificación de aceptación de la hipótesis de equivalencia.....</i>	<i>84</i>
<i>Figura 40: Código implementado en el segundo filtro .....</i>	<i>85</i>

## **LISTA DE TABLAS**

<i>Tabla 1: Causas de la Epilepsia (ATP).....</i>	<i>21</i>
<i>Tabla 2: Etapas de evolución de los síntomas de la Demencia (OMS.Demencia).....</i>	<i>23</i>
<i>Tabla 3: Consecuencias y síntomas más significativos en la enfermedad de Parkinson (APM).....</i>	<i>24</i>
<i>Tabla 4: Estadios de progresión del Parkinson (APM) .....</i>	<i>24</i>
<i>Tabla 5: Clasificación de ritmo cerebrales básicos (MM) (Montesino) .....</i>	<i>33</i>
<i>Tabla 6: Clasificación de grafoelementos (Montesino) (NC) .....</i>	<i>36</i>
<i>Tabla 7: Comparativa entre dispositivos de adquisición de señales cerebrales .....</i>	<i>48</i>
<i>Tabla 8: Especificaciones técnicas de la diadema Muse (MuseDevelopers) .....</i>	<i>54</i>

## ACRÓNIMOS

ADL	Activities of Daily Living
DCA	Daño Cerebral Adquirido
EEG	Electroencefalograma
EM	Esclerosis Múltiple
HBR	Home-Based Rehabilitation
ICT	Information and Communication Technology
OMS	Organización Mundial de la Salud
RV	Realidad Virtual
UPM	Universidad Politécnica de Madrid
WFOT	World Federation Occupational Therapy
WHO	World Health Organization

# 1. CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN

Históricamente, la adquisición de señales cerebrales se logra mediante el uso de varios métodos como pueden ser: electroencefalografía (EEG), resonancia magnética funcional (fMRI), espectroscopia de infrarrojo cercano (NIRS) y la encefalografía magneto (MEG). En la figura 4 se muestra la complejidad de uso y construcción de estos.

Según se aprecia en la figura 4, este tipo de sistemas suelen requerir de la participación de un experto para su uso y calibración imposibilitando el uso de dichos sistemas de forma cotidiana. Más aún, este tipo de dispositivos suelen presentar importantes inconvenientes tales como: poca resolución espacial, coste elevado de compra e instalación, cierto retraso en la adquisición de datos, entre otros.

Con este proyecto se busca aportar una herramienta sencilla que ayude a encontrar una alternativa más ágil y adaptable al paciente que los sistemas anteriormente mencionados. En concreto, la alternativa propuesta para validar el algoritmo es la diadema cerebral Muse (ChooseMuse). Esta diadema permite medir y extraer las señales cerebrales del individuo de forma directa atendiendo al principio “Plug and Play”.

## ***1.1. MARCO DEL TRABAJO***

Este proyecto se enmarca en otro de mayor envergadura, el cual busca encontrar una vía de rehabilitación para pacientes epilépticos a través de la música. Para ello, es necesario analizar las señales cerebrales del paciente para intentar generar composiciones musicales “ad hoc” cuyo efecto reduzca en gran medida los ataques epilépticos del paciente.

Hasta el momento, todos los estudios previos vinculados a este proyecto global se realizaron a través de un sistema tradicional de encefalografía (EEG) instalado en la Facultad de Ciencias Humanas y Sociales del Campus de Cantoblanco, que permite medir y extraer las señales cerebrales del paciente (Montesino). Este sistema es de grandes dimensiones y bastante aparatoso, además de complejo de usar, por lo que no es posible su uso en entornos confortables y cotidianos del usuario. En este contexto, nace el proyecto en cuestión.

Este proyecto busca analizar la fiabilidad de otros dispositivos comerciales, baratos, fáciles de usar y transportables (lo que se suele denominar “wearable”), para poder sustituir al sistema tradicional anteriormente mencionado, solucionando así los problemas de movilidad y complejidad presentes actualmente. La herramienta trata de aportar un método fácil y seguro para poder comparar los datos cerebrales extraídos de los dispositivos en cuestión con aquellos proporcionados con el sistema tradicional de encefalografía para así validar su uso. En este caso, se aporta como caso de uso una diadema cerebral recientemente lanzada en el mercado y de bajo coste.

El hecho de la correcta funcionalidad de la solución adoptada y de que los resultados finales que aporta fueran satisfactorios en favor de la diadema, supondría un gran avance de cara a estudios futuros, ya que el paciente podría realizar la rehabilitación desde su casa gracias a la portabilidad de la diadema y de manera independiente, sin necesidad de una implementación del dispositivo por parte de un profesional, debido a las facilidades de uso y conectividad con software que ofrece este nuevo dispositivo. Este aspecto hace referencia al concepto “home-based”, tendencia en los últimos años en el ámbito médico y rehabilitador, que fomenta la rehabilitación personalizada e implementada en el entorno familiar del paciente. Este concepto está desarrollado en mayor profundidad en el apartado 2.3.9.

## ***1.2. OBJETIVOS***

### **1.2.1. OBJETIVO GENERAL**

El objetivo general del proyecto es diseñar, implementar y validar un algoritmo capaz de evaluar la usabilidad técnica de otros dispositivos de adquisición de datos cerebrales de bajo coste. Para ello se pretende comparar las señales correspondientes con las aportadas por el sistema EEG tradicional, y de esta forma verificar si dichas señales son equivalentes o si, por el contrario, no hay evidencias suficientes que permitan aceptar el carácter sustitutorio del nuevo dispositivo frente al sistema tradicional EEG. En este caso, se opta como caso de uso la diadema cerebral Muse.

### **1.2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

1. Crear un algoritmo robusto para verificación de dispositivos de adquisición de datos cerebrales.
2. Demostrar la posibilidad de uso de dispositivos más fáciles de usar y menos costosos para la adquisición de datos cerebrales a nivel teórico.
3. Comprobar la robustez, desde un punto de vista técnico, de un sistema simple y más barato que los sistemas convencionales.
4. Analizar si los usuarios pueden interactuar fácilmente con el nuevo dispositivo sin vulnerabilidades.
5. Aportar un nuevo avance hacia la rehabilitación “home-based”, personalizada y ubicua, sin depender del lugar ni de la presencia de expertos clínicos.

### **1.3. ESTRUCTURA DEL TRABAJO DE FIN DE GRADO**

El proyecto está constituido por tres bloques principales. El primero está centrado en la revisión del estado del arte en lo que se refiere a enfermedades y trastornos neurológicos, señales cerebrales (capítulo 2), y dispositivos de extracción de señales más utilizados en el mercado (capítulo 3).

En el capítulo 2 se describen los trastornos y enfermedades cerebrales más comunes en la actualidad, desarrollando sus causas y consecuencias, así como las diversas terapias de rehabilitación aplicadas a los pacientes de estas enfermedades. Además, se describen los distintos tipos de señales cerebrales y parámetros de clasificación, y establecen las bases del análisis de señales EEG.

En el capítulo 3 se describen los dispositivos de extracción de señales cerebrales más utilizados del mercado, desarrollando las ventajas e inconvenientes de cada uno de ellos, así como sus especificaciones técnicas.

El segundo bloque constituye el aporte novedoso de este proyecto mediante la descripción detallada de la diadema Muse (capítulo 4) y del algoritmo diseñado, así como su implementación, comprobación y presentación de resultados (capítulo 5).

El capítulo 4 se centra en describir en profundidad la diadema Muse, desarrollando las ventajas de dicho dispositivo frente a otros dispositivos disponibles en el mercado, las características y servicios de partida al que el usuario tiene acceso, la arquitectura hardware de la diadema, el procesado de señal interno del dispositivo y la conexión con equipos remotos.

En el capítulo 5 se explica en profundidad el algoritmo desarrollado para poder comparar sistemas EEG y analizar su fiabilidad. Primero se establecen las bases conceptuales a partir de las cuales se ha implementado el algoritmo. Finalmente, se describe en detalle todas las partes del algoritmo a nivel de código, desarrollando la utilidad y aplicación de estas apoyándose de un caso práctico de comparación entre un sistema de referencia, instalado en la Facultad de Ciencias Humanas y Sociales del Campus de Cantoblanco, y el sistema Muse, compuesto por la diadema cerebral Muse y la aplicación Muse Direct.

El tercer, y último bloque, se corresponde con las conclusiones del proyecto desarrollado y las aportaciones de trabajos futuros. Este bloque se corresponde únicamente con el capítulo 6 del proyecto.



## **2. CAPÍTULO 2: ESTADO DEL ARTE EN REHABILITACIÓN CEREBRAL**

En este capítulo se desarrollarán las enfermedades y trastornos cerebrales más importantes en la actualidad. Además, se expondrán las bases del análisis de señales cerebrales.

En primer lugar, se definirán estas enfermedades, contextualizando su impacto a nivel mundial en la actualidad. Así como las posibles variantes del trastorno en cuestión.

En segundo lugar, se desarrollarán las causas y consecuencias más significativas de cada enfermedad, vinculándolas con el impacto que estas tienen en el paciente.

En tercer lugar, se describirán en detalle las técnicas de rehabilitación más utilizadas por los especialistas y las enfermedades y trastornos cerebrales en los que se aplican cada una de estas técnicas de rehabilitación.

Finalmente, se expondrán las bases de las señales cerebrales. Se analizarán los ritmos cerebrales más característicos, así como las principales formas de ondas presentes en un EEG.

### ***2.1. ENFERMEDADES Y DESÓRDENES CEREBRALES MÁS COMUNES***

Los trastornos neurológicos son enfermedades del sistema nervioso central y periférico, es decir, del cerebro, la médula espinal, los nervios craneales y periféricos, las raíces nerviosas, el sistema nervioso autónomo, la placa neuromuscular, y los músculos. Entre esos trastornos se cuentan la epilepsia, la demencia, enfermedades cerebrovasculares tales como los accidentes cerebrovasculares, la migraña y otras cefalalgias, la esclerosis múltiple (EM), la enfermedad de Parkinson, las infecciones neurológicas, los tumores cerebrales, las afecciones traumáticas del sistema nervioso tales como los traumatismos craneoencefálicos, y los trastornos neurológicos causado por la desnutrición.

Este proyecto abarca cuatro de los trastornos más comunes: la epilepsia, la enfermedad de Alzheimer, la enfermedad de Parkinson y la EM, aunque el desarrollo de este proyecto podría ser utilizado en cualquier estudio relacionado con señales cerebrales. (OMS.TNeurológicos)

### **2.1.1. LA EPILEPSIA**

La epilepsia es un trastorno neurótico, crónico, no transferible, que afecta aproximadamente a 50 millones de personas en el mundo. Esto convierte a la epilepsia en uno de los trastornos más comunes. Según la OMS, el 70% de las personas que padecen la enfermedad podrían vivir sin convulsiones si su tratamiento es el adecuado. El problema reside en que alrededor del 80% de los pacientes viven en países con ingresos medios o bajos, y el 75% de los habitantes de países con ingresos bajos no reciben el tratamiento adecuado (OMS.Epilepsia).

Existen diversas clases de epilepsia atendiendo a diferentes factores. Una posible clasificación genérica, atendiendo a las causas de la enfermedad y sus síntomas, es la siguiente (OMS.Epilepsia):

- Epilepsia idiopática: trastorno encefálico crónico caracterizado por crisis convulsivas repetitivas y no provocadas, sin una causa identificable.
- Epilepsia sintomática: aquella debida a una causa conocida como, por ejemplo, un tumor cerebral. Esta clase de epilepsia es especialmente común entre neonatos y personas de edad avanzada.

### **2.1.2. DEMENCIA**

La demencia es un síndrome, generalmente de naturaleza crónica o progresiva, que afecta a nivel mundial a 50 millones de personas, de las cuales aproximadamente el 60% viven en países de ingresos bajos y medios. Además, cada año se registran alrededor de 10 millones de casos nuevos. En 2030 se prevé que la cifra de personas con demencia a nivel mundial alcance los 82 millones, y en 2050 los 152 millones (OMS.Demencia). Este

crecimiento exponencial puede deberse en parte al gran aumento de casos anuales en países de ingresos bajos y medios.

Este síndrome se caracteriza por el deterioro de la capacidad para procesar el pensamiento más allá de lo que podría considerarse una consecuencia del envejecimiento normal. La demencia afecta a la memoria, el pensamiento, la orientación, la comprensión, el cálculo, la capacidad de aprendizaje, el lenguaje y el juicio. La conciencia no se ve afectada. El deterioro de la función cognitiva suele ir acompañado, y en ocasiones es precedido, por el deterioro del control emocional, el comportamiento social o la motivación. La demencia no es una consecuencia inevitable del envejecimiento. No obstante, es una de las principales causas de discapacidad y dependencia entre las personas de edad avanzada.

### **2.1.3. ENFERMEDAD DE PÁRKINSON**

En España se calcula que puede haber cerca de 150.000 personas afectadas por la enfermedad de Parkinson. Cada año, surgen aproximadamente 20 nuevos casos de enfermos de Párkinson de cada 100.000 habitantes. A partir de los 65 años de edad, el número de afectados aumenta de tal manera que alcanza el 2 por ciento, es decir, que en un grupo de 100 personas mayores de 65 años dos de ellas padecerán esta dolencia. (APM)

En el mundo, padecen esta enfermedad algo más de 7 millones de personas y la cifra aumenta cada año. Según los últimos estudios ( Ray Dorsey, E. et al (2018) The Emerging Evidence of the Parkinson Pandemic. Journal of Parkinson's Disease, 8 (S3S8) ), en 2040 padecerán la enfermedad de Párkinson más de 12 millones de personas en el mundo. (FEP)

El Párkinson es una enfermedad producida por un proceso neurodegenerativo multisistémico que afecta al sistema nervioso central lo que provoca la aparición de síntomas motores y no motores. Es crónica y afecta de diferente manera a cada persona que la padece, la evolución puede ser muy lenta en algunos pacientes y en otros puede evolucionar más rápidamente. No es una enfermedad fatal, lo que significa que el afectado no va a fallecer a causa del Párkinson.

Afecta tanto a hombres como a mujeres, y más del 70% de las personas diagnosticadas de Párkinson supera los 65 años. Sin embargo, no es una enfermedad exclusivamente de personas de edad avanzada, ya que el 30% de los diagnosticados son menores de 65 años. (APM)

#### **2.1.4. ESCLEROSIS MÚLTIPLE**

Según datos a fecha 31 de mayo de 2019, día mundial de la EM, la enfermedad afecta a 47.000 personas en España, a 700.000 personas en Europa y a 2,5 millones de personas en todo el mundo. Según datos de la Sociedad Española de Neurología (SEN) cada año se diagnostican 1.800 nuevos casos en España, de los cuales un 70% corresponderían a personas de entre 20 y 40 años, con una relación de afectados mujer/hombre de aproximadamente 3/1. Es, por tanto, la enfermedad neurológica crónica más frecuente en adultos jóvenes y la principal causa de discapacidad por enfermedad en este segmento de población en España. (ABC)

La EM es una enfermedad degenerativa y crónica del sistema nervioso, de origen autoinmune, que afecta al cerebro y la médula espinal.

El sistema inmune ataca a la mielina, que es la sustancia que envuelve las fibras nerviosas o neuronas. La mielina se deteriora y presenta cicatrices, conocidas como esclerosis, entonces aparece la inflamación. Los impulsos nerviosos que circulan por las neuronas se ven entonces entorpecidos o directamente interrumpidos, con los consiguientes efectos en el organismo. (GAEM)

## **2.2. CAUSAS Y CONSECUENCIAS MÁS SIGNIFICATIVAS DEL DAÑO CEREBRAL**

### **2.2.1. CAUSAS Y CONSECUENCIAS MÁS SIGNIFICATIVAS DE LA EPILEPSIA**

Como se ha comentado en el apartado 2.1.1, existen dos tipos de epilepsias atendiendo a las causas de dicha enfermedad. La más común es la denominada epilepsia idiopática, en la cual se desconocen las causas de la aparición. Por otro lado, se puede estudiar las diferentes causas de la epilepsia sintomática (aquella cuyas causas sí son conocidas). Las causas más habituales de esta clase de epilepsia son las mostradas en la tabla 1. (ATP)

Causa	Descripción
Factores genéticos	Gracias a diversos estudios científicos se puede afirmar que existe una predisposición hereditaria
Lesiones cerebrales	Existen muchas causas relacionadas con lesiones cerebrales que pueden provocar daños cerebrales que desencadenen brotes epilépticos. Algunos ejemplos pueden ser traumatismos craneales severos, hemorragia o tumor cerebrales.
Trastornos metabólicos al nacer	La Fenilcetonuria es un ejemplo. Se trata de un trastorno metabólico que incapacita al recién nacido para descomponer un aminoácido llamado fenilalanina

*Tabla 1: Causas de la Epilepsia (ATP)*

Entre las consecuencias de la epilepsia, la más destacable es la aparición de crisis convulsivas. Una crisis convulsiva se define como una descarga eléctrica súbita y anormal que ocurre dentro de la sustancia gris cortical del cerebro e interrumpe el funcionamiento encefálico normal. Puede producirse en diversas zonas del cerebro. Como su nombre indica, una crisis convulsiva genera convulsiones de diversas características según la zona del cerebro donde se haya producido la crisis. Las convulsiones que persisten durante varios

minutos se denominan Status Epilepticus y suponen un estado de emergencia clínica para el paciente. (Montesino)

Las crisis convulsivas se dividen en dos tipos según la zona de corteza cerebral en donde se produzca.

Por un lado, existen las crisis convulsivas generalizadas. Se definen como aquellas en las que la descarga neurótica afecta a toda la corteza de ambos hemisferios del cerebro. El paciente suele perder la consciencia. Algunos ejemplos son espasmos infantiles, crisis tónica (se caracterizan por convulsiones en las que los músculos del cuerpo se rigidizan), crisis atónicas (se caracterizan por convulsiones en las que los músculos del cuerpo se relajan) o crisis mioclónica (se caracterizan por convulsiones en las que se observan sacudidas cortas en diferentes partes del cuerpo).

Por otro lado, son muy comunes las crisis convulsivas parciales. Se definen como aquellas en las que la descarga neurótica se produce en una zona de la corteza cerebral. Suele ser el resultado de anomalías estructurales. Este tipo de crisis puede ser simples (el paciente no pierde la consciencia) o complejas (se reduce la consciencia del paciente sin que llegue a perderla completamente). Cabe destacar que una crisis parcial puede degenerar en una crisis general (generalización secundaria). Este fenómeno se produce debido a la prolongación de una crisis parcial que se va propagando hasta provocar la activación de todo el cerebro. En ocasiones la generalización secundaria es prácticamente imperceptible debido a una rápida propagación. (Montesino)

Existen, aparte de las crisis convulsivas, otras consecuencias de la epilepsia como pueden ser la depresión o la ansiedad. (ATP)

### **2.2.2. CAUSAS Y CONSECUENCIAS MÁS SIGNIFICATIVAS DE LA DEMENCIA**

La demencia es causada por diversas enfermedades y lesiones que afectan al cerebro de forma primaria o secundaria, como la enfermedad de Alzheimer (trastorno progresivo que

hace que las células del cerebro degeneren y mueran) o los accidentes cerebrovasculares. (MC) (OMS.Demencia)

Respecto a las consecuencias, la demencia afecta a cada persona de manera diferente, dependiendo del impacto de la enfermedad y de la personalidad del sujeto antes de empezar a padecerla. Los signos y síntomas relacionados con la demencia se pueden entender en tres etapas, descritas en la tabla 2.

Etapa	Descripción
Temprana	Los síntomas más comunes de esta etapa son la tendencia al olvido, la pérdida de la noción del tiempo y la desubicación espacial, incluso en lugares conocidos
Intermedia	Los síntomas más comunes de esta etapa son el olvido por parte del paciente de acontecimientos recientes y nombres de personas, la desubicación en el propio hogar, dificultades para comunicarse y cambios de comportamiento como, por ejemplo, repetir las mismas preguntas
Tardía	Los síntomas más comunes de esta etapa son una creciente desubicación en el tiempo y en el espacio, dificultades para reconocer a familiares y amigos, una necesidad cada vez mayor de ayuda para el cuidado personal, dificultades para caminar y alteraciones del comportamiento que pueden exacerbarse y desembocar en agresiones

*Tabla 2: Etapas de evolución de los síntomas de la Demencia (OMS.Demencia)*

### **2.2.3. CAUSAS Y CONSECUENCIAS MÁS SIGNIFICATIVAS DE LA ENFERMEDAD DE PÁRKINSON**

A pesar de todos los avances de la neurología, hoy en día se desconoce la etiología o causa de la enfermedad de Parkinson, por lo que también se desconoce cómo prevenirla. (APM).

Respecto a las consecuencias y síntomas más significativos, destacan los expuestos en la tabla 3.

Consecuencias y síntomas	Descripción
Rigidez muscular	Resistencia a mover las extremidades, hipertonía muscular
Bradicinesia	Lentitud de movimientos voluntarios y automáticos. Falta de expresión de la cara. Escritura lenta y pequeña (micrografía). Torpeza manipulativa
Anomalías posturales	Inclinación del tronco y la cabeza hacia delante. Codos y rodillas están como encogidos
Anomalías al andar	Marcha lenta, arrastrando los pies. A veces se dan pasos rápidos y cortos (festinación), con dificultad para pararse. Episodios de bloqueo (los pies parecen que están pegados al suelo)
Trastorno del equilibrio	Reflejos alterados, fáciles caídas
Trastorno del sueño	Insomnio para coger el primer sueño, sueño muy fragmentado en la noche, despertarse muy temprano y no volver a dormirse, pesadillas vívidas, gritos nocturnos, somnolencia diurna, etc.

*Tabla 3: Consecuencias y síntomas más significativos en la enfermedad de Parkinson (APM)*

No obstante, cabe destacar que existen diferentes niveles en los que el paciente se puede encontrar. Dependiendo del nivel, los síntomas descritos anteriormente serán perceptibles en mayor o menor manera. (APM)

Hohen y Yhar establecieron los 5 niveles o estadios clásicos de progresión de la enfermedad de Parkinson, expuestos en la tabla 4. Hay que hacer hincapié de nuevo en que ni mucho menos todos los pacientes que la sufren van a evolucionar hasta los últimos niveles.

Estadios	Descripción
1	Síntomas leves, afectan solo a una mitad del cuerpo
2	Síntomas ya bilaterales, sin trastorno del equilibrio
3	Inestabilidad postural, síntomas notables, pero el paciente es físicamente independiente
4	Incapacidad grave, aunque el paciente aún puede llegar a andar o estar de pie sin ayuda
5	Necesita ayuda para todo. Pasa el tiempo sentado o en la cama

*Tabla 4: Estadios de progresión del Parkinson (APM)*



Solamente el 15% de los afectados de párkinson llega a padecer un grado de deterioro motor tan grave que necesite ayuda constante para hacer cualquier actividad, dependa de otras personas y se pase la mayor parte del tiempo en una silla o en la cama, sin poder moverse en absoluto por sí mismo. (APM)

#### **2.2.4. CAUSAS Y CONSECUENCIAS MÁS SIGNIFICATIVAS DE LA ESCLEROSIS MÚLTIPLE**

Se desconoce la causa de la EM, pero los estudios actuales indican que puede tener un doble origen, una componente genética asociada a factores ambientales. (GAEM)

Respecto a las consecuencias y los síntomas de la enfermedad, la edad media de comienzo de los síntomas es alrededor de los 28 años. Cualquier síntoma atribuible a una lesión del sistema nervioso central puede verse en la EM debido a que las lesiones se pueden producir en cualquier localización de la sustancia blanca o gris, tanto cerebral como medular, y deberse a los diversos mecanismos inflamatorios y neurodegenerativos implicados en esta enfermedad.

No obstante, existen síntomas más frecuentes. Los síntomas visuales, presentes aproximadamente en el 52% de los pacientes (sobre todo pérdida de agudeza visual) y los síntomas sensitivos (hormigueos o adormecimiento de uno o más miembros) son los síntomas más comunes de esta enfermedad, especialmente en su fase inicial. Por el contrario, la EM avanzada o progresiva suele caracterizarse más por síntomas motores (alrededor del 43% de los casos) que principalmente se manifiestan en forma de debilidad y/o rigidez muscular.

Por otro lado, es muy frecuente entre los pacientes con EM las alteraciones del estado de ánimo como ansiedad o depresión, y la fatiga puede llegar a estar presente hasta en un 68% de los pacientes aproximadamente. (ABC)

### **2.2.5. IMPACTO EN LAS ACTIVIDADES DE LA VIDA COTIDIANA**

Las actividades de la vida cotidiana, o activities of daily living (ADL) se definen como aquellas actividades rutinarias que un individuo realiza todos los días sin asistencia. Hay cinco ADL básicas: comer, bañarse, vestirse, ir al servicio y tener capacidad de continencia. Las ADL son vitales para el desarrollo del individuo, por lo que es necesario que este sea capaz de llevarlas a cabo. (Investopedia) (JACCES)

Tras analizar las diversas consecuencias de las enfermedades y trastornos más comunes, se puede observar que muchas de las consecuencias generan en el paciente limitaciones tan grandes que impiden la capacidad de llevar a cabo las ADL. Por lo tanto, es necesario una serie de tratamientos cuyo objetivo es lograr que el paciente sea capaz de realizar sus ADL con la menor dificultad posible. Estos tratamientos, enfocados en el paciente, atendiendo a sus características y necesidades, se enmarcan en el concepto que se conoce como rehabilitación. A continuación, se analizará en detalle este concepto, su importancia y los tratamientos más comunes aplicados a pacientes de enfermedades y trastornos cerebrales. (JACCES)

### **2.3. IMPORTANCIA DE LA REHABILITACIÓN NEUROLÓGICA Y TÉCNICAS ACTUALES**

La rehabilitación neurológica se define como un programa supervisado y elaborado para atender a personas con diferentes alteraciones del sistema nervioso. Consiste en un proceso largo y costoso, pero a través del cual se puede frenar degeneración funcional del paciente y recuperar habilidades que puedan reemplazar parcialmente las pérdidas, realizando la misma función. (Neural)

El proceso de rehabilitación requiere un equipo médico en el que se incluyen muchas especialidades: cirujanos, psiquiatras, ortopedas, audiólogos, psicólogos, terapeutas ocupacionales, fisioterapeutas, neurólogos, etc. Por lo tanto, no se trata de un tratamiento aislado sino varios tratamientos combinados en los que intervienen profesionales de diversas especialidades.

Además, es necesario diseñar el programa de rehabilitación personalizado para cada paciente en función de su funcionalidad neurológica, la enfermedad que la ha ocasionado y sus limitaciones de movilidad. (Sanitas)

A continuación, se presentan las técnicas de rehabilitación más utilizadas en el ámbito de las enfermedades neurológicas.

### **2.3.1. FISIOTERAPIA NEUROLÓGICA**

La fisioterapia neurológica es una de las técnicas de rehabilitación más utilizadas. Se caracteriza por ser aplicable a pacientes de diversos trastornos neurológicos. No es una técnica específica orientada a un solo trastorno. Algunas de las enfermedades a cuyos pacientes se les aplica esta técnica de rehabilitación son: Enfermedad de Parkinson, EM o Alzheimer.

El objetivo principal de este tratamiento es mejorar la movilidad del paciente, generando rutas neuronales y reforzando las que ya existían.

Cabe destacar que la fisioterapia neurológica requiere una constante comunicación entre todos los profesionales implicados, ya que es estrictamente necesario conocer todas las necesidades y características del paciente para realizar un tratamiento adecuado y adaptado a cada paciente. (Neural.Fisioterapia)

### **2.3.2. LOGOPEDIA**

La logopedia es la disciplina encargada del estudio, prevención, detección, evaluación, diagnóstico, tratamiento e investigación de patologías, trastornos o dificultades que cursan con alteraciones en algún aspecto de la comunicación humana. (IRF)

Al igual que la fisioterapia, es una terapia que se puede aplicar a cualquier paciente de trastornos neurológicos con dificultades en el lenguaje, como pueden ser la EM, la demencia o la enfermedad de Parkinson.

### **2.3.3. REALIDAD VIRTUAL**

Las nuevas tecnologías constituyen una de las aportaciones más relevantes en el ámbito de la Neurorehabilitación. Entre ellas, la más destacada es la realidad virtual por las posibilidades terapéuticas que ofrece y por su accesibilidad al entorno clínico. (eSalud)

Las ventajas más significativas de la realidad se exponen en la siguiente tabla virtual son las siguientes: (eSalud)

- Entorno de trabajo flexible y con capacidad de adaptarse a las capacidades y necesidades del paciente.
- Motiva al paciente en la terapia gracias a las características propias de la realidad virtual, que permiten dar feedback multisensorial al paciente, además de la posibilidad de orientar la terapia como un juego o una fuente de entretenimiento.
- Permite un seguimiento muy detallado de la evolución y el progreso del paciente. Lo cual es muy útil no solo para dicho paciente, sino también para los profesionales que gestionan la terapia.

### **2.3.4. TERAPIA OCUPACIONAL**

La WFOT define la terapia ocupacional como como una profesión que se ocupa de la promoción de la salud y el bienestar a través de la ocupación. Busca conseguir que la persona afectada sea lo más independiente y autónoma posible, para mejorar y/o mantener su calidad de vida. (WFOT)

Los objetivos principales de la terapia ocupacional son los siguientes: (GS)

- Mejorar y/o mantener la coordinación y la actividad voluntaria de los miembros superiores y, en especial, de las manos.
- Favorecer todas las modalidades de comunicación necesarias en casi todas las actividades de la vida cotidiana (escrita, verbal y no verbal).
- Entrenar las actividades cotidianas básicas como dar vueltas en la cama o vestirse.

- Asesorar acerca de las adaptaciones, en caso de que fueran necesarias, como, por ejemplo, poner velcros en sustitución de los botones en las prendas de vestir, modificaciones en el hogar para evitar lesiones, dispositivos de ayuda al desplazamiento, etc.
- Ayudar tanto al paciente como a los familiares a organizar las rutinas diarias, generando hábitos en el paciente que ayudan a mantener su calidad de vida. Así como asesorar a los familiares acerca de la ayuda que pueden prestar al paciente en el desarrollo de las actividades del día a día.

Por último, cabe destacar que esta terapia depende en gran medida de las características y necesidades del paciente. Por lo tanto, es esencial personalizar la terapia en función de cada paciente y adaptarla a sus necesidades, siendo aplicable en la mayoría de los trastornos neurológicos.

### **2.3.5. TERAPIA DE REHABILITACIÓN A TRAVÉS DE LA MÚSICA**

Esta terapia es la base del proyecto global en el que este se enmarca, ya que está especialmente enfocad en pacientes epilépticos. Existen diversos estudios cuyo objetivo principal era analizar los efectos rehabilitadores de la música, y cuyos resultados fueron muy positivos. (Neurología)

En un estudio controlado, a 46 niños se les ponía la sonata K.448 cada día antes de acostarse al menos durante seis meses. A los 24 meses reducían la recurrencia de crisis epilépticas en un 77%. (Neurología)

En otro estudio con 73 niños y adultos durante un año, los casos se expusieron a la sonata K.448 durante la noche. El 80% de los casos disminuyó la frecuencia de crisis, y el 25% quedó libre de crisis. (Neurología)

Este fenómeno en el que se expone al paciente a la sonata K.448 de Mozart, generando unos resultados muy positivos en diversos estudios, se denominó efecto Mozart.

Siendo conscientes de que, a mayor tiempo de exposición a la música por parte del paciente, mejores resultados, estas son las pautas recomendadas para administrar la música: (Neurología)

- Al despertar, 10 minutos cada hora.
- Por la noche, 10 horas al día.
- Antes de dormir, 8 minutos una vez al día.
- En cualquier momento del día, 30-45 minutos.

### **2.3.6. HIPOTERAPIA**

Esta terapia, también llamada Equinoterapia, es una modalidad terapéutica de recién incorporación, pero con resultados muy satisfactorios en el campo de la neurorrehabilitación. Se basa en el uso del caballo como herramienta de rehabilitación. Se sienta al paciente sobre el caballo, ya que este simple hecho genera una transmisión de un patrón de marcha tridimensional muy parecido al de la marcha humana. Esto genera mejorías en el equilibrio y la coordinación del paciente. Además, el mero contacto con el caballo fortalece la musculatura debido a la temperatura del animal (entre 38°C y 38,5°C). (GAEM.R) (NeuroRHB)

Esta técnica de rehabilitación está cobrando grandes beneficios principalmente a los pacientes de EM. Es en la rehabilitación de esta enfermedad donde más se está poniendo en práctica la novedosa Hipoterapia.

### **2.3.7. PSICOESTIMULACIÓN**

La Pscoestimulación se define como el conjunto de técnicas y estrategias que pretenden activar, estimular y entrenar las distintas capacidades y funciones cognitivas (percepción, atención, razonamiento, abstracción, memoria, lenguaje, procesos de orientación y praxias), mediante una serie de situaciones y actividades concretas dirigidas a mejorar el funcionamiento cognitivo en general.

En esta terapia se trabajarán todos los componentes que integran las capacidades cognitivas de forma sistemática, con el objetivo de transformarlas una destreza o hábito. Es fundamental trabajar con las capacidades que el paciente aún conserva, ya que trabajar con las capacidades que el paciente ha perdido puede generar frustración, lo cual no favorece a su desarrollo.

La terapia de Psicoestimulación, llevada a cabo de manera correcta, reportará al paciente una mejora en el estado de ánimo y la conducta, así como en autoestima y autoeficacia. (CRE)

### **2.3.8. PSICOTERAPIA**

Muchas de las terapias mencionadas hasta ahora tienen como objetivo una mejora cognitiva del paciente, de sus habilidades y capacidades físicas. Pero es igual de necesaria la rehabilitación física que la mental o emocional.

Prácticamente todos los pacientes de enfermedades y trastornos cerebrales experimentan, especialmente cuando sufren las primeras consecuencias de la enfermedad, confusión, ansiedad, tristeza, enfado, frustración, etc. Esto puede desembocar en depresión. Es muy importante que el paciente sea capaz de gestionar estas emociones. Es aquí donde va a entrar en juego y mostrar su utilidad la psicoterapia.

El objetivo de la psicoterapia es precisamente la mejora de la calidad de vida de las personas a través del alivio de su sufrimiento emocional, en cualquiera de las formas en que se manifieste: depresión, ansiedad, preocupaciones insoportables sobre uno o más aspectos de la propia vida, etc. A través de un adecuado procedimiento psicoterapéutico, se logra mejorar el bienestar y el ánimo del paciente, lo cual no sólo contribuirá a su satisfacción a y la de sus seres queridos, sino que también incrementará su motivación de cara al proceso de rehabilitación cognitiva.

Por otro lado, cabe destacar que, en muchas ocasiones, el paciente experimenta un cambio de personalidad muy impredecible. Pueden acentuarse algunos aspectos de ella o,

por el contrario, desarrollar aspectos completamente opuestos. A través de la psicoterapia se puede dotar al paciente de las herramientas adecuadas para aumentar su capacidad de autocontrol y comportarse de una manera menos limitadora para sí misma y su entorno cercano. (PsicólogosP81)

### **2.3.9. HOME-BASED REHABILITATION**

Home-based rehabilitation (HMR) es una alternativa a la clásica hospital-based therapy, que busca incrementar la independencia y la calidad de vida del paciente basándose en que el hogar del propio paciente es el entorno ideal para llevar a cabo la rehabilitación. (SF)

Como ya se ha comentado en el apartado 2.2.5, las ADL tienen gran importancia y muchas de las terapias aplicadas al paciente buscan que este tenga capacidad absoluta para poder llevar las ADL a cabo. La mayoría de ADL están íntimamente vinculadas al hogar del paciente y sus características. Por ello, es muy beneficioso para el paciente realizar la terapia de rehabilitación en su propio domicilio, donde serán realizadas prácticamente todas las ADL.

Se han realizado muchos avances a través de web-based architecture para implementar sistemas ICT (information and communication technology) para desarrollar plataformas caseras (home-base plataorms) atractivas para el paciente, que le permitan desarrollar la terapia de rehabilitación en el entorno idóneo para desarrollar la capacidad de realizar las ADL de la mejor forma posible.

Una de las contribuciones a esta nueva alternativa de rehabilitación es la implementación de un ordenador capaz de interactuar con el paciente con el objetivo de ayudar a desarrollar las capacidades cognitivas del mismo. Esta contribución se centra en pacientes de la enfermedad conocida como Apraxia. La plataforma ha sido integrada en la UPM y busca reducir la estancia en el hospital o en el centro de rehabilitación, otorgando al paciente la posibilidad de auto rehabilitación en casa. El sistema funciona como una máquina



inteligente que guía al paciente para ejecutar ADL, informando de los errores cometidos y de posibles acciones para corregirlos. (JACCES)

Cabe destacar que uno de los objetivos de este proyecto es facilitar los estudios posteriores cuyo objetivo sea implementar sistemas basados en HMR. Dada la versatilidad y portabilidad de diadema Muse, este dispositivo puede ser una herramienta de gran utilidad a la hora de realizar análisis vinculados a señales cerebrales.

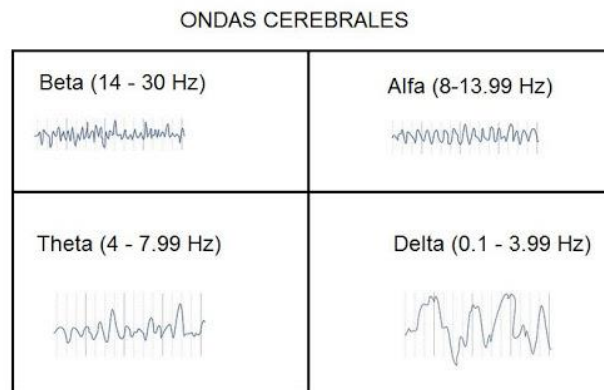
## **2.4. ANÁLISIS Y CARACTERIZACIÓN DE SEÑALES EEG**

El sistema nervioso central recibe las señales sensoriales y las transforma en señales eléctricas mediante las cuales se produce la interacción entre las neuronas, generando respuestas a los estímulos en forma de habla, sensaciones, movimientos, etc. La actividad neuronal se registra mediante un encefalograma. En dicho encefalograma podemos detectar cuatro ritmos básicos, clasificados en la tabla 5.

Tipo	Intervalo de frecuencias (Hz)	Descripción
Delta	Entre 0 y 4	Se relacionan con el sueño profundo. También con actividades corporales involuntarias como, por ejemplo, la digestión o el ritmo cardíaco. Suelen ser más habituales en bebés y niños de temprana edad. Al envejecer el cerebro tiende a generar menos ondas de este tipo.
Theta	Entre 4 y 8	Se relaciona con la capacidad imaginativa y la reflexión. Suelen mostrar una elevada actividad al experimentar emociones muy profundas o al finalizar tareas en las que se invierte mucha energía, al relajarnos. Un nivel alto puede sugerir trastorno depresivo.
Alfa	Entre 8 y 14	Surgen ante un estado de relajación, pero sin llegar al sueño. Por ejemplo, al meditar. Un nivel elevado impide centrar la atención.
Beta	Entre 14 y 30	Se relacionan con actividades cotidianas con un alto nivel de atención, en las que hay que mantenerse alerta y pendientes de varios estímulos la vez. Tareas de máxima activación de ritmos beta pueden ser conducir o realizar un examen. Una sobre activación puede derivar en ansiedad o estrés.

*Tabla 5: Clasificación de ritmo cerebrales básicos (MM) (Montesino)*

En la ilustración 1 se puede observar las formas de onda de los cuatro tipos de ritmos cerebrales.



*Figura 1: Formas de ondas de ritmos cerebrales básicos  
EEG (PPV)*

La combinación de estos cuatro ritmos genera las respuestas cerebrales ante estímulos externos.

### **2.4.1. ANÁLISIS Y CARACTERIZACIÓN DE SEÑALES EEG EN PACIENTES CON EPILEPSIA**

Si bien este proyecto puede ser útil para cualquier análisis futuro relacionado con cualquier trastorno o enfermedad cerebral, se encuentra enmarcado en un proyecto de mayor envergadura enfocado en la rehabilitación de pacientes epilépticos a través de la música. Por ello, el análisis y la caracterización de señales EEG se enfoca en las señales presentes en pacientes con epilepsia.

El objetivo buscado al realizar un EEG en un paciente con epilepsia es detectar anomalías epileptiformes que nos permitan confirmar y clasificar la epilepsia según las señales observadas en el EEG. La anomalía epileptiforme más característica es la hipsarritmia electroencefalográfica (señal con trazado caótico con mezcla de puntas y ondas

lentas, desorganizadas e independientes), que son descargas eléctricas de mayor voltaje y rapidez que las descargas presentes en la actividad cerebral normal. (LaEpilepsia)

Cabe destacar también que la posibilidad de observar anomalías epileptiformes varía según el tipo de epilepsia y el momento en el que se realice la prueba diagnóstica. (LaEpilepsia)

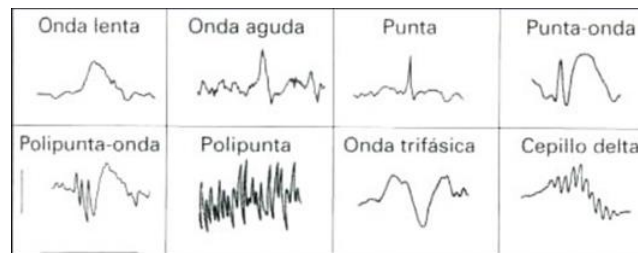
Los parámetros de las señales cerebrales o grafoelementos más importantes para la clasificación de los diversos tipos de epilepsia son los mostrados en la tabla 6.

*CAPÍTULO 2: ESTADO DEL ARTE EN REHABILITACIÓN CEREBRAL*

	Grafoelementos	Duración	Descripción
Principales	Punta	Entre 20 y 60 ms	Ascenso picudo, momentáneo y limitado de la actividad cerebral estándar. Amplitud variable. Se produce debido a descargas neuronales simultáneas e hipersincrónicas.
	Ondas agudas	Entre 60 y 200 ms	Aumento transitorio y bien delimitado de la actividad cerebral estándar Forma picuda
Compuestos	Punta onda	Entre 80 y 260 ms	Formada por una punta seguida de una onda lenta. Puede aparecer de forma focal (localizada) o generalizada.
	Polipunta	Muy variable Depende del número de puntas	Varias puntas en ráfaga. Pueden ir seguidas de onda lenta o no
	Polipunta-onda	Muy variable Depende del número de puntas	Como la punta onda, pero con dos o más puntas (polipunta seguida de onda lenta)
	Onda aguda lenta	Más de 200 ms	Onda aguda de larga duración
	Onda trifásica	Indefinida	Ondas, positivas y negativas, de gran amplitud concatenadas, con una frecuencia de entre 1,5 y 2,5 Hz
	Cepillo-Delta	Indefinida	Consiste en la presencia de ondas Delta con actividad rápida sobreimpuesta

*Tabla 6: Clasificación de grafoelementos (Montesino) (NC)*

En la ilustración 2, se pueden apreciar tanto los grafoelementos principales como los grafoelementos compuestos.



*Figura 2: Clasificación de grafoelementos EEG (SS)*

El estudio de las señales cerebrales de un paciente permite determinar el tipo de epilepsia y ajustar el tratamiento a ella para lograr la rehabilitación óptima de cada individuo. Algunos de los tipos de epilepsia más comunes atendiendo a los grafoelementos presentes en las señales cerebrales del paciente son los siguientes: (AE)

- Epilepsia Rolándica o Epilepsia Parcial Benigna de la Infancia con puntas centrotemporales: suele caracterizarse por grafoelementos compuestos de tipo punta onda, con punta negativa y lenta. En algunos casos puede faltar la onda lenta posterior. Son difíciles de distinguir del trazado de fondo. Pueden ser aislados o repetirse de manera pseudorítmica. Respecto a la posición, es una epilepsia de tipo parcial localizada en la región centrotemporal del cerebro, alrededor de la cisura de Rolando.



*Figura 3: Cisura de Rolando (T.Ictus)*

- Epilepsia Benigna Occipital: se caracterizan por grafoelementos compuestos tipo punta onda, en muchos casos repetidas con frecuencia entre 1 y 3 por segundo. Suelen desaparecer al abrir los ojos. Se localizan en una o ambas regiones occipitales.

- Síndrome de Lennox-Gastaut: se caracterizan por grafoelementos compuestos tipo punta onda lenta y difusa de 350 milisegundos (compuesto por una punta lenta entre 80 y 150 milisegundos). No son puntuales, suelen repetirse varias veces con ritmo entre 1,5 y 2,5 ciclos por segundo. Suelen ser irregulares (experimentan cambios en la amplitud, forma y distribución a lo largo de las regiones cerebrales). No obstante, las regiones afectadas más comunes son las frontales o temporales.

## **3. CAPÍTULO 3: DISPOSITIVOS DE ADQUISICIÓN DE DATOS CEREBRALES**

En este capítulo se analizan las diversas alternativas de adquisición de datos cerebrales, describiendo las características de cada una de ellas, sus ventajas e inconvenientes.

Por otro lado, se describirán los dispositivos de extracción de datos cerebrales más utilizados en la actualidad. Tanto su metodología de procesamiento de datos como sus características, ventajas y desventajas.

Finalmente se realizará una comparación general entre los diversos dispositivos disponibles, justificando su idoneidad.

### ***3.1. CLASIFICACIÓN Y TÉCNICAS DE ADQUISICIÓN***

Históricamente, la adquisición de señales cerebrales se logra mediante el uso de varios métodos, invasivos o no invasivos. Algunos de los más utilizados son: electroencefalografía (EEG), ya mencionada anteriormente, la resonancia magnética funcional (fMRI), la espectroscopia de infrarrojo cercano (NIRS) y la encefalografía magneto (MEG). (IJARCSSE). En la figura 4 se puede comparar la complejidad de su construcción y uso:



*Figura 4: Métodos no invasivos de adquisición de datos cerebrales*

A continuación, se procede a analizar cada uno de estos métodos.

### **3.1.1. ELECTROENCEFALOGRAFÍA (EEG)**

EEG es el método de adquisición de señales cerebrales invasivo más utilizado debido a su gran resolución temporal y seguridad. Es capaz de detectar cambios en la actividad cerebral, lo cual es de gran utilidad para realizar análisis y diagnósticos de trastornos cerebrales, especialmente en la epilepsia, la enfermedad que constituye el eje del proyecto en el que este se enmarca. Si bien la EEG es especialmente útil en lo referente a la epilepsia, puede ser utilizada para tratar o diagnosticar otros trastornos: daños cerebrales por contusión cerebral, encefalitis, trastornos del sueño, encefalopatías, etc.

Otras aplicaciones de la EEG a destacar son su uso para encontrar el nivel de anestesia adecuado que suministrar a un individuo que se encuentra en coma inducido por medicamentos, o para certificar el fallecimiento de un individuo que se encuentre en coma.

No obstante, la EEG tiene una serie de desventajas de importante mención. EEG tiene una baja resolución espacial y las señales generadas son muy susceptibles a interferencias causadas por el pestañeo, el movimiento de los ojos, la respiración, la actividad muscular y las interferencias de la red eléctrica. Además, EEG es un método de adquisición de señales cerebrales invasivo, lo cual no favorece a la comodidad del paciente, al tener que llevar colocado un casco a través del cual se adquieren las señales cerebrales. (MC.EEG)

### **3.1.2. RESONANCIA MAGNÉTICA FUNCIONAL (FMRI)**

La resonancia magnética funcional (FMRI) es una herramienta avanzada para el estudio de las funciones cerebrales en pacientes neuropsiquiátricos y sujetos sanos, que logra identificar y localizar fenómenos específicos del metabolismo y la actividad neuronal. (ELSEVIER)

La FMRI es una técnica extensivamente usada en radiología que produzca imágenes de alta resolución con buen contraste entre diversos tejidos cerebrales. El principio de base de la FMRI es la propiedad magnética que posee el núcleo de un átomo de hidrógeno, similar a la de un imán. Un campo se aplica para alinear los átomos de hidrógeno que se orientan de



otra manera aleatoriamente dentro de los núcleos del agua del tejido del interés. Tras la aplicación de un pulso magnético de la radiofrecuencia a una frecuencia apropiada, estos núcleos absorben energía y producen una señal (señal de resonancia magnética) que se pueda ser detectada por las bobinas de la radiofrecuencia presentes en el montaje.

Tiene la ventaja de generar imágenes de gran resolución con grandes contrastes entre los diferentes tejidos cerebrales. (NM)

Por otro lado, la FMRI tiene una serie de desventajas a considerar. Existe cierto riesgo debido al campo magnético aplicado. Este puede dañar instrumentos electrónicos y atraer objetos metálicos, y restringe el uso de la FMRI en pacientes con clips cerebrales, marcapasos o ciertos implantes.

Por otro lado, es necesario que el paciente permanezca inmóvil y con un ritmo de respiración adecuado. Debido estas necesidades, los pacientes con movimientos involuntarios, con trastornos de conciencia o cualquier trastorno que les impida permanecer inmóviles han de ser sedados para poder llevar a cabo el estudio. (ASRUID)

### **3.1.3. ESPECTROSCOPIA DE INFRARROJO CERCANO (NIRS)**

La NIRS es una potente herramienta de imagen para el laboratorio de pruebas cognitivas. Esta técnica se basa en la medición de la luz NIR absorbida en la hemoglobina de la sangre con o sin oxígeno. A partir de esta medición se puede extraer información sobre la actividad cerebral.

El sistema NIRS ofrece a los investigadores una monitorización en tiempo real de la oxigenación de los tejidos cerebrales mientras el sujeto ejecuta una tarea o recibe un estímulo. Esto permite analizar cuantitativamente funciones tales como la memoria o la atención, así como cualquier tarea cognitiva.

Proporciona seguridad, disponibilidad. Además, proporciona a los investigadores mayor flexibilidad para el diseño del estudio, habilitando el desarrollo de análisis dentro de entornos como laboratorios complejos. (Bionic)

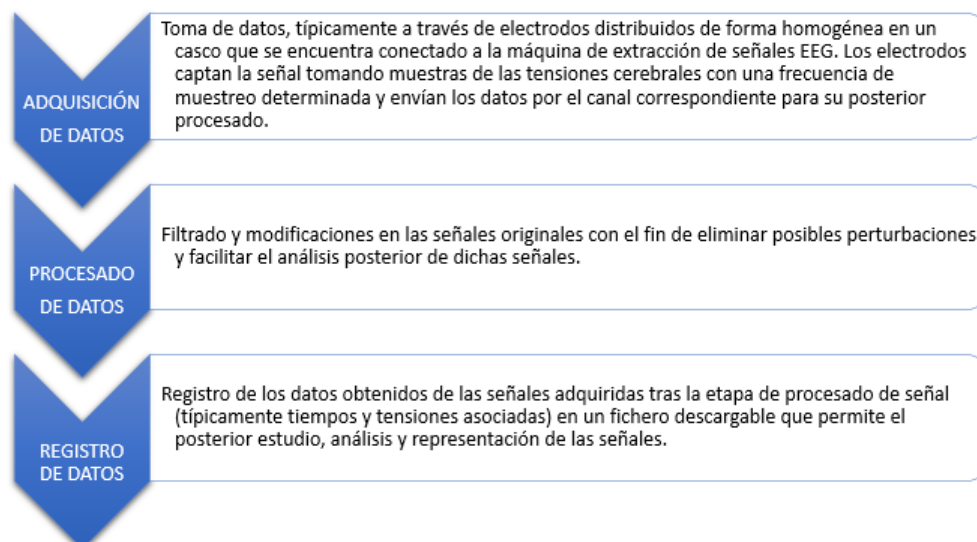
### **3.1.4. ENCEFALOGRAFÍA MAGNETO (MEG)**

La encefalografía magneto (MEG) es una prueba médica no invasiva que mide los campos magnéticos producidos por las corrientes eléctricas del cerebro del paciente. Es una herramienta de gran utilidad para mapear la función cerebral e identificar la ubicación exacta de la fuente de los ataques epilépticos.

Otros campos en los que la MEG se presenta como una herramienta muy útil son el campo de la cirugía o el campo de investigación sobre las funciones del cerebro humano y los desórdenes neurológicos y psiquiátricos. (RI)

## **3.2. ESTUDIO DE DISPOSITIVOS COMERCIALES Y METODOLOGÍA DE PROCESAMIENTO DE DATOS**

Actualmente, existen diversos sistemas de EEG, de distinta procedencia. No obstante, estos sistemas suelen ser un diseño similar. A continuación, se muestra un diagrama de bloques explicativo, resumiendo las etapas habituales de los sistemas de EEG.



*Figura 5: Etapas habituales de los sistemas EEG*

En primer lugar, el sistema está compuesto por una etapa de adquisición de la señal EEG. Típicamente, se adquiere dicha señal mediante un casco compuesto por diversos electrodos distribuidos de forma homogénea. Cada electrodo capta la señal cerebral asociada a su posición, la muestrea a una determinada frecuencia de muestreo y la envían a través del canal correspondiente (habrá un canal asociado a cada electrodo), para su posterior procesado. El periodo de muestreo depende de las características de cada máquina EEG.

En segundo lugar, la señal se modifica en una etapa de procesado de señal. El objetivo de esta etapa es filtrar la señal para eliminar posibles perturbaciones, así como amplificarla si fuera necesario, para facilitar su posterior estudio.

Finalmente, se registran los datos obtenidos (típicamente tiempos y tensiones asociadas) de las señales obtenidas en un fichero, a partir del cual se pueden estudiar, representar y analizar dichas señales.

A continuación, se procede a describir brevemente algunos de los dispositivos comerciales utilizados en el área de extracción de señales EEG, ordenados de mayor a menor complejidad.

### **3.2.1. DISPOSITIVO TRADICIONAL DE ENCEFALOGRAFÍA**

En este subapartado, describiremos brevemente el sistema tradicional de encefalografía (EEG), instalado en la Facultad de Ciencias Humanas y Sociales del Campus de Cantoblanco, utilizado actualmente en el proyecto en el que se enmarca.

En la primera etapa (etapa de adquisición de señal cerebral), este sistema en concreto utiliza 64 electrodos colocados en el cuero cabelludo del individuo. La impedancia de los electrodos es mantenida siempre por debajo de  $10K\Omega$  en la extracción de las señales cerebrales. Los datos de las señales se muestrean a una frecuencia de 500 Hz. Cabe destacar que este sistema en concreto lleva incorporado un amplificador acoplado a los electrodos (ActiCHamp, Revision 2, Brain Products GmbH, Munich, Germany) que posibilita una extracción inicial más limpia.

En la segunda etapa (procesamiento de señal), se aplica a las señales originales un filtrado con el objetivo de eliminar las perturbaciones causadas por el parpadeo de ojos, la actividad muscular o el ruido externo. El filtrado aplicado queda definido por las frecuencias de corte establecidas a 0,1 Hz (frecuencia de corte inferior) y 40 Hz (frecuencia de corte superior).

Finalmente, se registran los datos para su posterior análisis a través de un programa específico, denominado BrainVision Analyzer 2.1 (Brain Products GmbH, Munich, Germany), enfocado precisamente para este fin.



*Figura 6: Sistema EEG tradicional*

### **3.2.2. CASCO DSI 24**

Este dispositivo constituye uno de los productos más destacados de la marca Wearable Sensing. Es utilizado en diversos campos de la ciencia como la psicología, la medicina o la investigación. (WS)

En la primera etapa (etapa de adquisición de señal cerebral), este dispositivo en concreto utiliza 21 electrodos capaces de extraer la señal cerebral, con amplitud máxima de

10 mV p-p, con el simple contacto de con la piel, sin necesidad de geles que favorezcan la adquisición de datos. Los datos de las señales se muestrean a una frecuencia de 300 Hz (con posibilidad de cambiarla a 600 Hz). (WS.DSI24)

En la segunda etapa (procesamiento de señal), se aplica a las señales originales un filtrado con el objetivo de eliminar las perturbaciones causadas por el parpadeo de ojos, la actividad muscular o el ruido externo. El filtrado aplicado queda definido por las frecuencias de corte establecidas a 0,003 Hz (frecuencia de corte inferior) y 150 Hz (frecuencia de corte superior). Además, se le aplica a la señal original una ganancia de 60 v/v y un offset 200 mV. (WS.DSI24)

Finalmente, se registran los datos y se envían a través de conexión bluetooth al ordenador donde se realizará su posterior análisis. (WS.DSI24)



*Figura 7: Dispositivo de extracción de señales EEG  
DSI 24*

### **3.2.3. DIADEMA CEREBRAL MUSE**

Este dispositivo constituye uno de los pilares fundamentales de este proyecto y del proyecto en el que este se enmarca, ya que es la herramienta a través de la cual se pretende

desarrollar todos los análisis posteriores relacionados con la rehabilitación cerebral. Las razones por las que se busca este cambio de herramienta, dejando a un lado los sistemas tradicionales de EEG, se desarrollarán más en detalle en el apartado 4.1.



*Figura 8: Diadema cerebral Muse*

En la primera etapa (etapa de adquisición de señal cerebral), este dispositivo en concreto utiliza tan solo 7 sensores, 5 de ellos situados en la parte frontal (haciendo contacto con la frente), y los otros dos en la parte posterior de las orejas. Gracias estos 7 sensores, la diadema es capaz de extraer la señal cerebral, captando tensiones de a lo sumo  $1682,815 \mu\text{V}$ . Una de las características más destacables de este dispositivo es la facilidad que tienen los sensores para extraer las señales cerebrales del individuo. Tan solo es necesario que la diadema quede bien ajustada a la cabeza. Para facilitar este ajuste, la diadema dispone de un sistema móvil que permite al individuo desplazar las patillas y acomodarlas como guste. Los datos de las señales se muestrean a una frecuencia de 500 Hz (con posibilidad de cambiarla a 220 Hz). (MuseDevelopers)

En la segunda etapa (procesamiento de señal) se aplica a las señales originales un filtrado paso alto con frecuencia de corte entre 50 y 60 Hz con el objetivo de eliminar las perturbaciones causadas por el parpadeo de ojos, la actividad muscular o el ruido externo. En lo referente a ruidos de alta frecuencia, la diadema Muse no dispone de ningún filtro paso

alto que atenúe el ruido externo. Se desconoce si la diadema Muse introduce amplitud u offset a las señales cerebrales originales.

Finalmente, una de las peculiaridades de este dispositivo es la manera de registrar los datos para su posterior análisis. Para explicar bien esta etapa, es necesario primero exponer los orígenes de este dispositivo y sus aplicaciones. Esa diadema es un producto relativamente novedoso en lo que a registro de señales EEG se refiere.

En un principio, este dispositivo salió al mercado con un enfoque totalmente distinto al que un investigador o analista de señales cerebrales buscaría. Este producto se enmarcó en un principio en el área de la meditación. Una práctica que se ha extendido por todo el mundo en estos últimos años, siendo practicada por millones de personas en la actualidad.

Más tarde, debido al creciente interés en los conceptos de Home-based rehabilitation y Activities of daily living por parte de los investigadores y científicos que forman parte de estudios relacionados con la rehabilitación cerebral, la empresa Muse ha desarrollado un aplicación llamada Muse Direct, disponible en Apple store, solo compatible con iPhone o iPad, que se vincula a través de bluetooth con la diadema y a través de internet con una nube creada para cada usuario, en la que se guardarán los datos tomados por la diadema. La aplicación Muse Direct es el “centro de mando” desde donde se controla la toma de datos. A través de ella el usuario puede iniciar y detener el muestreo de los datos cuando este considere, así como verificar el correcto ajuste de la diadema y observar las señales cerebrales que se están registrando en tiempo real.

### **3.3. COMPARATIVA E IDONEIDAD DE LOS DISPOSITIVOS COMERCIALES DE ADQUISICIÓN DE DATOS CEREBRALES**

En este apartado se compararán los tres dispositivos analizados en el apartado 3.2 con el objetivo de discernir la alternativa óptima, justificando su elección e idoneidad. En la tabla 7 se muestran las diferencias más significativas entre los dispositivos analizados.

	<b>Dispositivo</b>		
	<b>Dispositivo tradicional</b>	<b>Casco DSI 24</b>	<b>Diadema cerebral Muse</b>
<b>Conexión</b>	Por cableado	Bluetooth	Bluetooth e internet
<b>Complejidad</b>	Alta	Media	Baja
<b>Adquisición de datos</b>	Mediante 64 electrodos	Mediante 21 electrodos	Mediante 7 sensores
<b>Fiabilidad</b>	Muy alta	Alta	Intermedia
<b>Ergonomía</b>	Baja	Media	Muy alta
<b>Precio</b>	Más de 25000 \$	Entre 1000 y 25000 \$	Entre 99 y 1000 \$

*Tabla 7: Comparativa entre dispositivos de adquisición de señales cerebrales*

Por un lado, los dispositivos EEG tradicionales tienen una gran resolución temporal y seguridad. Además, como se ha mencionado en el apartado 3.1.1, tiene otras aplicaciones a parte del análisis de señales cerebrales del paciente.

No obstante, estos dispositivos tienen una serie de limitaciones que pueden ser cruciales en determinadas aplicaciones. Concretamente, en el área de la rehabilitación, se presenta la gran limitación de movilidad de los sistemas tradicionales. Esta falta de movilidad imposibilita la extracción de señales y estudio de las mismas fuera del centro en el que se encuentra instalado.

Por otro lado, en estos últimos años se busca una rehabilitación lo más adaptada a las características y capacidades del paciente. Muchas veces, las enfermedades cerebrales generan en el paciente dificultades de movilidad. Por ello, se busca desarrollar terapias de rehabilitación que el paciente pueda realizar desde su casa (HMR), sin la necesidad de desplazarse al centro de rehabilitación correspondiente. Desarrollar este tipo de terapias



resulta mucho más tedioso e ineficiente si los estudios se realizan en un sistema EEG tradicional.

Por último, estos dispositivos son relativamente aparatosos. La extracción de señales cerebrales se realiza a través de un casco compuesto por gran cantidad de electrodos que han de ser acoplados al cuero cabelludo del paciente, cubriendo prácticamente todo el cráneo. Este casco puede ser molesto para el paciente, especialmente si el tiempo de extracción se alarga.

Por lo tanto, es imprescindible encontrar una alternativa a los sistemas tradicionales que, manteniendo con la máxima rigurosidad posible las prestaciones de dichos sistemas, posibilite la toma de medidas y análisis de datos en prácticamente cualquier lugar, incluyendo la propia vivienda del paciente, cuyo uso sea de simple entendimiento y confortable.

El casco DSI 24 podría ser una alternativa a los dispositivos tradicionales. La conexión de este dispositivo con el ordenador se realiza vía bluetooth, lo cual aporta cierta movilidad, evitando la conexión por cable. Por otro lado, el casco es algo más cómodo, manejable y fácil de colocar. Además, el coste del casco DSI 24 es considerablemente menor. No obstante, uno de los objetivos de este proyecto es encontrar un dispositivo que se encuentre al alcance económico de los pacientes, de manera que estos puedan llevar a cabo las tareas de rehabilitación desde su propio alojamiento. Además, conviene que sea un dispositivo sencillo y fácil de usar. Por lo tanto, el casco DSI 24 no es la alternativa óptima.

La alternativa más razonable es una diadema cerebral ya que, en principio, es el dispositivo que mejor cumple con las especificaciones que se buscan. Este proyecto se centra en la diadema Muse concretamente.

## **4. CAPÍTULO 4: IMPLEMENTACIÓN Y USABILIDAD DE LA DIADEMA CEREBRAL MUSE**

Este capítulo está enfocado en describir en profundidad la diadema cerebral comercial con la que se realizarán todos las pruebas y análisis de este proyecto. En primer lugar, se justificará el uso de esta diadema y su importancia en el ámbito de la rehabilitación cerebral. En segundo lugar, se desarrollarán los servicios y las características de partida de este dispositivo. En tercer lugar, se expondrá la arquitectura hardware y software desde un punto de vista general. En cuarto lugar, se describirán las conexiones con equipos remotos, necesarias para la extracción de señales cerebrales y el registro de estas. Finalmente, se desarrollará al detalle los pasos a seguir desde que se empiezan a muestrear las señales hasta que se disponen de los datos, listos para ser analizados.

### ***4.1. JUSTIFICACIÓN DE USO. VENTAJAS QUE OFRECE***

Para poder justificar como es debido el uso de la diadema cerebral como dispositivo de interés en este proyecto y en el que lo engloba, es necesario resaltar los objetivos principales del proyecto y el enfoque de este.

El proyecto en el que este se engloba tiene como objetivo encontrar una alternativa a las técnicas clásicas de rehabilitación de pacientes epilépticos. Se busca desarrollar, a través de la música, unas determinadas ondas que se acoplen lo mejor posible con las ondas cerebrales del paciente. De esta manera, se podría lograr reducir de manera considerable los ataques epilépticos, haciendo escuchar asiduamente esta música al paciente.

La metodología descrita exige una gran implicación por parte del paciente. A diferencia de algunas técnicas de rehabilitación tradicionales, esta alternativa propone una terapia diaria, que el paciente debe incluir en su vida cotidiana. Por esta razón, este proyecto está íntimamente ligado al HBR. Se busca una terapia que requiera de herramientas y dispositivos habilitados para poder ser utilizados por el paciente en su propia casa, facilitándole la incorporación de esta terapia a su vida cotidiana.

*CAPÍTULO 4: IMPLEMENTACIÓN Y USABILIDAD DE LA DIADEMA CEREBRAL MUSE*

---

Además, es conveniente que el material involucrado en la terapia sea fácil de usar, de manera que no sea necesaria la presencia de un especialista. Así el paciente podrá llevar a cabo la terapia por sí mismo, salvando alguna consulta concreta a alguno de los especialistas del equipo encargado de la rehabilitación del paciente.

Por otro lado, en este proyecto, como en cualquier otro, tiene gran importancia el aspecto económico. Por supuesto, es imprescindible que el proyecto sea económicamente viable. Pero no basta con asegurar la viabilidad económica del proyecto. Hay que ir más allá y buscar el máximo beneficio posible. Para ello, se buscan dispositivos que puedan ofrecer un rendimiento muy alto y con las máximas prestaciones, al menor coste posible.

Teniendo en cuenta todos estos factores, el dispositivo que mejor se ajusta a lo que el proyecto requiere es la diadema cerebral comercial. En este caso, la diadema Muse concretamente.

Respecto a la portabilidad del dispositivo, la diadema permite realizar extracción de señales cerebrales en cualquier lugar donde se disponga de conexión a internet. El tamaño es adecuado para poder llevarlo a donde se necesite, sin grandes esfuerzos.

Respecto a las facilidades de uso, la diadema se basta de una conexión vía bluetooth con un iPhone o iPad para poder registrar las señales cerebrales. No es necesaria conexión por cable. Además, este dispositivo es extremadamente fácil de colocar. Simplemente hay que ajustar las patillas de la diadema en función de la persona, para que quede bien colocada y los sensores puedan llevar a cabo su función correctamente. Finalmente, cabe destacar que, una vez colocada correctamente, se puede registrar la señal durante largos periodos de tiempo debido al diseño de este dispositivo, que busca, entre otras cosas, la comodidad del paciente.

Finalmente, la diadema cerebral comercial forma parte de los productos de extracción de señales cerebrales económicamente más accesibles del mercado. No obstante, es fundamental asegurar un buen rendimiento y unas prestaciones iguales o mejores a las que ofrecen otros dispositivos de extracción de señales cerebrales.

## **4.2. CARACTERÍSTICAS Y SERVICIOS DE PARTIDA**

Respecto a los servicios de partida que ofrece la diadema cerebral Muse en lo referente a la extracción de señales cerebrales, la aplicación Muse Direct es el eje central que habilita el uso de la diadema Muse para estos fines.

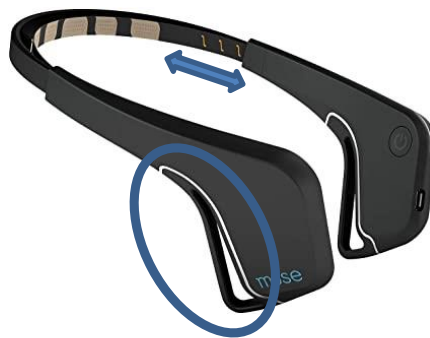
Esta aplicación está desarrollada por los mismos desarrolladores de la diadema cerebral. Se trata de una aplicación de pago que actualmente se encuentra disponible exclusivamente en la Apple Store, aunque no se descarta su implementación en otros dispositivos que no sean necesariamente de Apple. El objetivo de la aplicación es muy claro: permitir al usuario medir y extraer señales cerebrales para su posterior análisis, combinando Muse Direct con la diadema Muse.

La interfaz de la aplicación es muy simple. Muestra en pantalla las cuatro señales cerebrales que están siendo medidas por los cuatro electrodos dispuestos en la diadema Muse (dos de ellos en la parte frontal, pegados a la frente; y los otros dos en la parte posterior de la diadema, situados justo detrás de las orejas). Cuando se desea extraer las señales, el usuario pulsa un botón de inicio y la aplicación comienza a registrar las señales y a almacenar los datos. Cuando el usuario desee detener la extracción de las señales, solo ha de pulsar un el botón de fin de grabación. Tanto el botón de inicio como en de finalización se muestran en la pantalla en todo momento de forma clara para el usuario. Cabe destacar que el usuario puede observar las cuatro señales cerebrales que están siendo medidas por los electrodos de la diadema Muse, pero solo quedarán registradas las señales desde que el usuario inicia la grabación hasta que la detiene.

Por último, es importante mencionar que el uso de la diadema para estos fines y la aplicación Muse Direct es de reciente implementación. De hecho, actualmente la aplicación Muse Direct no está disponible ya que los desarrolladores de esta están implementando modificaciones y mejoras técnicas.

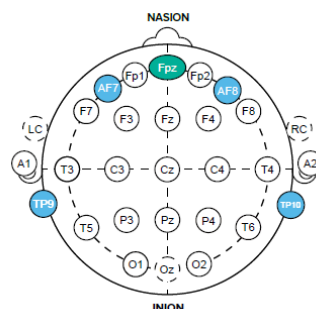
### **4.3. ARQUITECTURA HARDWARE Y PROCESAMIENTO DE LAS SEÑALES EEG**

La diadema Muse se caracteriza por un diseño ergonómico que busca la comodidad del individuo cuyas señales cerebrales van a ser medidas. Para lograrlo, la diadema tiene capacidad de adaptarse a la cabeza a través de sus patillas, que pueden desplazarse logrando que la diadema quede perfectamente ajustada. Además, este dispositivo dispone de unas bandas plásticas situadas en la parte posterior de las patillas, lo cual disminuye las posibles molestias que puedan aparecer en la parte posterior de las orejas del individuo tras la medida de señales cerebrales durante largos periodos de tiempo.



*Figura 9: Diseño ergonómico de la diadema Muse*

Respecto a la arquitectura hardware diseñada para extraer las señales cerebrales, la diadema Muse dispone de cuatro electrodos capaces de medir señales cerebrales y otro electrodo de referencia, situados como muestra la figura 10. Cada electrodo extrae una señal cerebral, que posteriormente se procesará y quedará registrada para su posterior análisis.



*Figura 10: Distribución espacial de electrodos pertenecientes a la diadema Muse*

*CAPÍTULO 4: IMPLEMENTACIÓN Y USABILIDAD DE LA DIADEMA CEREBRAL MUSE*

A continuación, se muestra una tabla con otras especificaciones técnicas de la diadema Muse que pueden ser de interés.

CONEXIÓN INALÁMBRICA	Bluetooth 2.1 + EDR
CANALES EEG	4-6 Canales
	220 Hz o 500 Hz
	10 o 16 bits/muestra
POSICIÓN DEL ELECTRODO DE REFERENCIA	FPz (CMS/DRL)
POSICIÓN DE LOS ELECTRODOS VINCULADOS A UN CANAL	TP9, AF7, AF8, TP10 (dry)
TIEMPO DE DURACIÓN DE LA BATERÍA	Máximo 5 horas
TIEMPO DE CARGA	2,5 horas
MATERIALES	Plata (electrodos frontales) Goma conductora de silicona (electrodos situados en la parte temporal)
PESO	61g
DIMENSIONES	Circunferencia cerebral máxima 60cm
	Circunferencia cerebral mínima 52cm
ACELERÓMETRO	Tres ejes a 50Hz, 10 bits de resolución, rango +/- 2G
GIROSCOPIO	Ninguno
RANGO DE LAS SEÑALES DE ENTRADA	Señal acoplada de 2 mV p-p AC
SUPRESIÓN DE RUIDO	Filtro de frecuencia de corte de 50 o 60 Hz
COMPATIBILIDAD CON LA APP DE MUSE DIRECT	iOS
HERRAMIENTAS DE INVESTIGACIÓN	MuseIO, MuseLab y MusePlayer
COMPATIBILIDAD DE LAS HERRAMIENTAS DE INVESTIGACIÓN	Windows, Mac OS, Linux
COMPATIBILIDAD CON LIBMUSE	iOS, Android
PUERTOS USB	2

*Tabla 8: Especificaciones técnicas de la diadema Muse (MuseDevelopers)*

Respecto al procesamiento de los datos originales, en el siguiente diagrama de bloques se describe de forma resumida las etapas por las que pasan los datos desde la captación de las señales hasta el almacenamiento de los datos en la nube en forma de archivo descargable.



*Figura 11: Esquema general de procesamiento de señal*

Respecto al procesamiento y modificación de los datos originales, tan solo se puede asegurar que se les aplica a las señales originales un filtrado mediante un filtro paso alto con el objetivo de eliminar las perturbaciones de baja frecuencia.

#### **4.4. CONEXIÓN CON EQUIPOS REMOTOS**

A la hora de establecer las conexiones necesarias para extraer y registrar las señales cerebrales de forma satisfactoria, es imprescindible tener en mente tanto la propia diadema cerebral Muse como la aplicación Muse Direct, ya que ambas juegan un papel fundamental en la extracción y el registro de las señales. No obstante, las conexiones son muy sencillas de establecer.

Respecto a la diadema cerebral Muse, la conexión entre ella y el dispositivo a través del cual se va a controlar la extracción de las señales cerebrales se establece vía bluetooth. Este dispositivo debe tener descargada a su vez la aplicación Muse Direct, que nos permite registrar las señales para su posterior análisis. El usuario debe asegurarse que la conexión bluetooth entre la diadema y el dispositivo en cuestión se ha establecido correctamente. No obstante, si la conexión bluetooth se perdiera, la aplicación Muse Direct sería incapaz de

mostrar por pantalla las señales cerebrales medidas por los electrodos y el usuario se percataría rápidamente.

Respecto a la aplicación Muse Direct, se requiere de conexión a internet, ya sea vía wifi o vía 4G. Sin conexión a internet, Muse Direct no permite acceder al usuario a la interfaz. Esto es debido a la conexión vía internet que la propia aplicación establece de forma autónoma con la nube de muse asociada a la cuenta Muse del usuario. Esta conexión permite a Muse Direct ir registrando en la nube los datos (tiempos y tensiones) que recibe de la diadema por vía bluetooth.

Tras el registro de los datos, estos quedan guardados en la nube. El usuario podrá acceder a ella cuando desee y descargarse los datos obtenidos para analizarlos.



## **5. CAPÍTULO 5: IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE VERIFICACIÓN DE DISPOSITIVOS DE ADQUISICIÓN DE DATOS CEREBRALES**

En este capítulo se explica en detalle el algoritmo desarrollado, profundizando en todos los conceptos necesarios para el buen entendimiento de dicho algoritmo, así como en el funcionamiento de las líneas de código diseñadas, desde la importación de los datos hasta la verificación final de equivalencia entre ambos sistemas.

### ***5.1. REQUISITOS PREVIOS Y FORMATO DE LOS DATOS DE ENTRADA***

El algoritmo desarrollado tiene como entradas los datos registrados por los sistemas EEG a comparar. Dichos datos han de cumplir una serie de requisitos para que el algoritmo se pueda aplicar satisfactoriamente.

En primer lugar, es estrictamente necesario que las señales obtenidas de cada sistema se hayan extraído en el mismo instante de tiempo y al mismo individuo. Las señales cerebrales varían significativamente en función de diversos factores: tiempo, estado de ánimo del individuo, el individuo en sí mismo, etc. Por lo tanto, un estudio de comparación entre señales tomadas a distintos individuos o tomadas en distintos momentos carece de sentido, ya que su equivalencia deja de depender del sistema, y pasa a depender de las incertidumbres introducidas por otros factores externos que no pueden ser controlados.

Por otro lado, es necesario que los datos se encuentren en formato Excel, ya que el algoritmo está diseñado para leer los datos de partida únicamente en este formato. Además, los datos han de estar distribuidos en columnas, siendo la primera columna un vector que contenga los tiempos asociados a las tensiones extraídas del sistema EEG, ordenados de

*CAPÍTULO 5: IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE VERIFICACIÓN DE DISPOSITIVOS DE ADQUISICIÓN DE DATOS CEREBRALES*

menor a mayor y con origen en cero. En la figura 12 se muestra un ejemplo del formato adecuado de los datos.

	A	B	C	D	E
1	Tiempos	F3	F7	FC5	FC1
2	0	1,3222	-0,8846	0,3596	1,1057
3	2	1,5657	-0,7776	0,3624	1,3827
4	4	1,7035	-0,5408	0,309	1,5692
5	6	1,7042	-0,2279	0,186	1,5918
6	8	1,5676	0,0965	0,0165	1,4268
7	10	1,3363	0,3791	-0,1325	1,1224
8	12	1,0861	0,5948	-0,1684	0,7859
9	14	0,894	0,7453	-0,0156	0,5366
10	16	0,8036	0,8454	0,3378	0,4512
11	18	0,8093	0,9087	0,8223	0,5331
12	20	0,8695	0,9439	1,3108	0,7218
13	22	0,9351	0,9593	1,6745	0,9319
14	24	0,9721	0,9633	1,8363	1,0948
15	26	0,9632	0,9559	1,7912	1,176

*Figura 12: Ejemplo explicativo del formato de los datos previo a la aplicación del algoritmo*

En muchas ocasiones los tiempos originales registrados por el sistema EEG no tienen como origen el cero. Es muy común que se tomen varias medidas consecutivas con el mismo sistema EEG. Frecuentemente, el sistema no reinicie el tiempo cada vez que se inicia el registro de una nueva medida. Si esto sucede, el usuario ha de generar manualmente en la primera columna del archivo Excel en que se encuentran los datos un vector de tiempos inicializado en cero. Para ello, tan solo es necesario conocer el tiempo de muestreo del sistema en cuestión.

Por otro lado, cabe destacar que gran parte del algoritmo desarrollado está basado en estudios estadísticos de los datos de partida. Esto implica que, para que el algoritmo cobre sentido, es necesario partir de un número de muestras razonable (mínimo 10 muestras) compuestas a su vez de todas las señales que el sistema EEG sea capaz de registrar (típicamente una señal por cada electrodo). Cada muestra ha de ser un archivo Excel

independiente. El algoritmo no está pensado para trabajar con un solo archivo Excel en el que se encuentran todas las muestras.

Por último, es necesario que las unidades de tensión de los datos obtenidos sean de microvoltios ( $\mu\text{V}$ ) y las unidades de tiempo sean de milisegundos (ms). Si bien el algoritmo funciona correctamente para cualquier unidad de tensión o tiempo, las diversas representaciones de los datos se generan con la presuposición de unidades de tensiones y tiempo mencionadas.

## **5.2. DESCRIPCIÓN CONCEPTUAL DEL ALGORITMO**

En este apartado se explica desde un punto de vista conceptual los procedimientos, tratamiento de datos y, en definitiva, las diversas etapas que conforman el algoritmo. A continuación, se muestra un diagrama de bloques secuencial que muestra las fases que conforman el algoritmo.



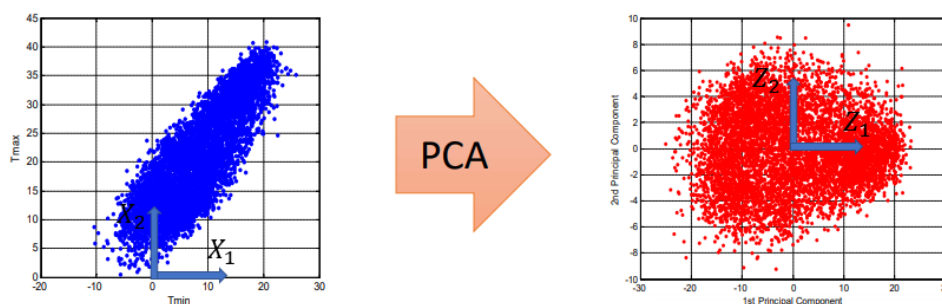
*Figura 13: Fases de desarrollo del algoritmo implementado*

### 5.2.1. TRATAMIENTO DE LOS DATOS DE CADA SISTEMA

Las cinco primeras fases del algoritmo expuestas en la figura 13 hacen referencia a los datos de cada sistema por separado. La implementación de estas cinco primeras fases tiene como objetivo obtener una señal representativa de cada sistema. De esta manera, podremos extraer conclusiones acerca de la equivalencia de los sistemas, simplemente comparando estas dos señales. A continuación se desarrollan en profundidad estas cinco fases aplicadas a cada sistema por separado.

En primer lugar, se importan las muestras del sistema y se visualizan los datos iniciales para poder hacerse una idea de los datos a analizar.

En la segunda fase se realiza un análisis estadístico denominado Principal Component Analysis (PCA). Este análisis consiste en proyectar los datos originales, que pertenecen a un espacio de grandes dimensiones (en este caso, la dimensión del espacio inicial es igual al número de señales que contienen la muestra), en un espacio de menor dimensión, buscando maximizar la varianza de cada componente de su base. Para llevar a cabo este análisis es necesario quedarnos únicamente con los datos de tensiones. Por lo tanto, habrá que retirar los tiempos de la matriz de datos antes de comenzar con el PCA. En la figura 14 se muestra un ejemplo que ilustra lo comentado.



*Figura 14: Ejemplo ilustrativo de la aplicación del análisis PCA (Úbeda)*

*CAPÍTULO 5: IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE VERIFICACIÓN DE DISPOSITIVOS DE ADQUISICIÓN DE DATOS CEREBRALES*

El espacio inicial queda vinculado con el nuevo espacio a través de una matriz de paso. Esta matriz de paso relaciona matemáticamente las matrices de covarianza de ambos espacios. De esta manera, podemos obtener la matriz de covarianza del nuevo espacio aplicando la siguiente fórmula:

$$C_{yy} = W * C_{xx} * W^T (1)$$

Siendo  $C_{yy}$  la matriz de covarianzas del nuevo espacio,  $C_{xx}$  la matriz de covarianzas del espacio inicial y  $W$  la matriz de paso. Como se ha mencionado anteriormente, se busca maximizar la varianza de cada dimensión. Esto implica que las covarianzas entre las dimensiones del nuevo espacio han de ser igual a cero. A través de la matriz de paso se consigue diagonalizar la matriz de covarianzas, dejando en la diagonal principal los autovalores asociados a las componentes del nuevo espacio (autovectores), que en primera instancia será de la misma dimensión que el espacio inicial. Las componentes del nuevo espacio se construyen como una combinación lineal de las componentes del espacio inicial:

$$Z_m = \sum_{j=1}^p \Phi_{jm} * X_{jm} (2)$$

Los coeficientes asociados a cada componente del espacio inicial se denominan loadings ( $\Phi_{jm}$ ). Dichos coeficientes representan los pesos que tienen las componentes del espacio inicial en cada componente del nuevo espacio. Estos pesos serán necesarios para reconstruir los datos de partida en el nuevo espacio de menor dimensión, tras finalizar PCA.

Cabe recalcar que el objetivo de PCA es pasar de un espacio inicial a otro de menor dimensión, sin perder demasiada información. Por lo que, partiendo del espacio generado de la misma dimensión que el original, habrá que ir reduciendo componentes (dimensiones) para quedarse únicamente con las componentes más esenciales del espacio. Para poder filtrar componentes satisfactoriamente muchos analistas se apoyan en un gráfico denominado Scree plot. En este gráfico se muestra el porcentaje de varianza explicada por cada

*CAPÍTULO 5: IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE VERIFICACIÓN DE DISPOSITIVOS DE ADQUISICIÓN DE DATOS CEREBRALES*

componente con respecto a la varianza total de los datos. En la figura 15 se muestra un Scree plot que ejemplifica lo explicado.

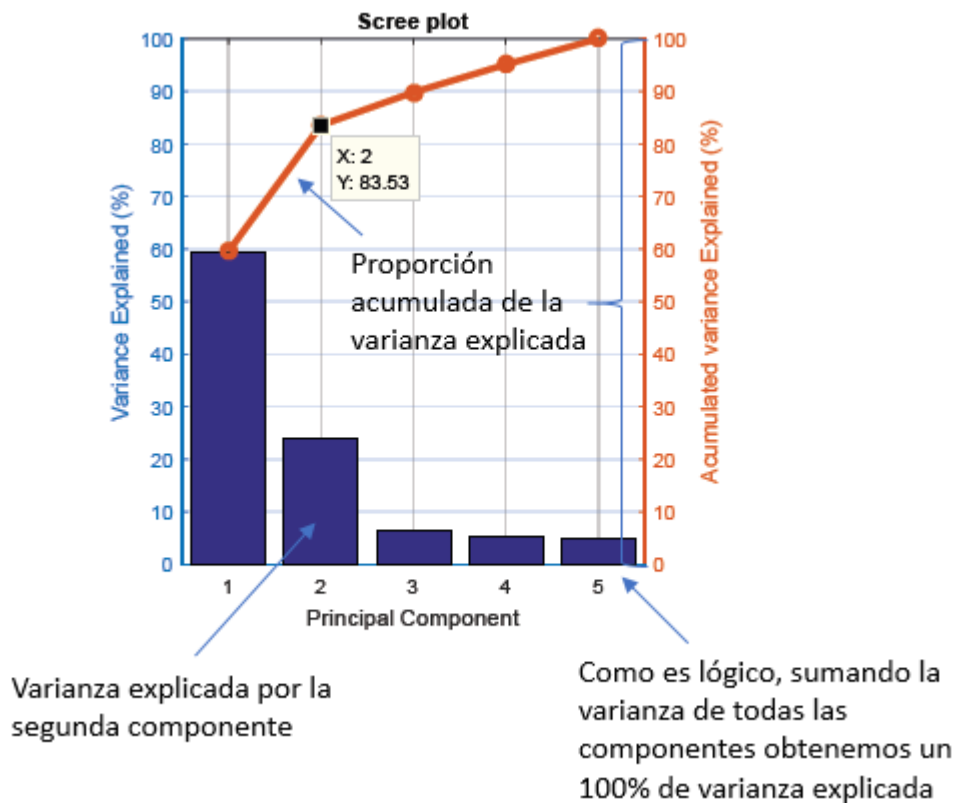


Figura 15: Ejemplo explicativo del Scree plot (Úbeda)

Gracias al Scree plot se pueden deducir las componentes principales que conviene mantener y aquellas de las que conviene deshacerse. En el ejemplo de la figura 15 se puede observar que manteniendo 2 componentes principales logramos explicar un 83,53% de la varianza total de los datos. En este caso, sería debatible la elección del número de componentes principales, siendo razonable mantener 2 o 3 componentes. Con 3 componentes queda explicado el 90% de la varianza, pero aumentamos la dimensión del nuevo espacio. Con 2 componentes reducimos más la dimensión del nuevo espacio, pero asumiendo una menor varianza explicada de los datos.

*CAPÍTULO 5: IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE VERIFICACIÓN DE  
DISPOSITIVOS DE ADQUISICIÓN DE DATOS CEREBRALES*

---

No se podrá en ningún caso mantener una sola componente, dado que el porcentaje de varianza explicada es demasiado bajo, se pierde demasiada información de los datos. Tampoco es razonable mantener 4 o 5 componentes, dado que el objetivo de PCA es pasar a un espacio reduciendo todo lo posible la dimensión de este sin perder demasiada información. Manteniendo 4 o 5 componentes no se reduce prácticamente nada la dimensión del espacio inicial.

Tras seleccionar el número de componentes principales del nuevo espacio, se reconstruirán los datos partiendo de este nuevo espacio. Para ello, es necesario conocer los loadings asociados a cada componente, así como los denominados scores, que constituyen las puntuaciones de las componentes principales. Además, es necesario conocer el vector de medias asociado a cada componente principal, para fijar el origen de las componentes principales, que no son más que vectores libres.

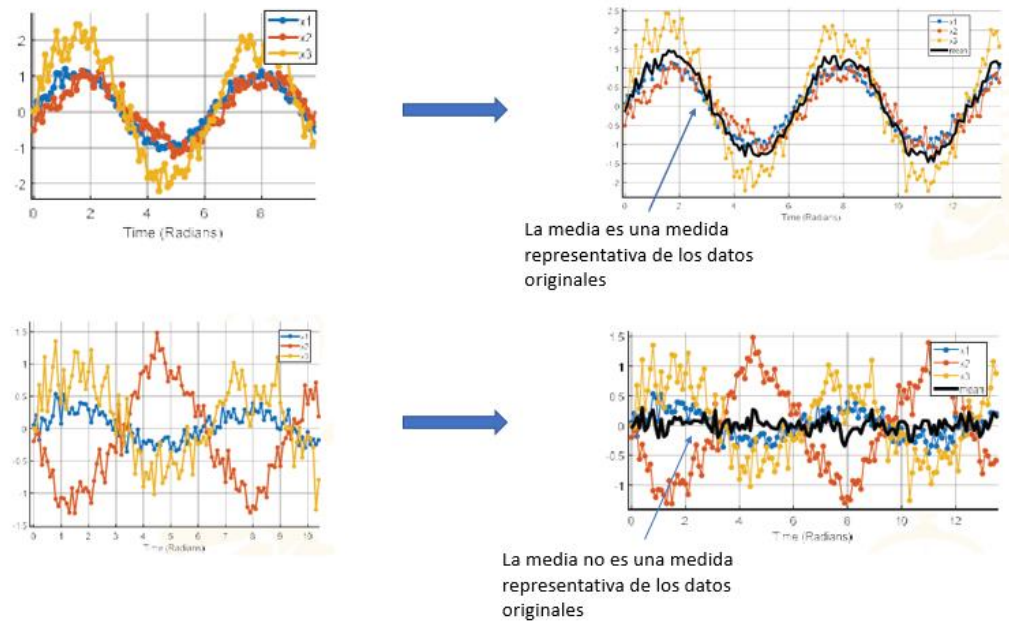
Finalmente, añadimos a la matriz de los datos reconstruidos el vector de tiempos que fue sustraído antes de aplicar PCA. Cabe destacar que la aplicación de PCA es especialmente beneficiosa en el algoritmo diseñado, ya que mejora en gran medida la fiabilidad de los métodos aplicados posteriores a este análisis. El motivo de esta mejora de fiabilidad se comentará más adelante.

En tercer lugar, se representan las muestras tras haber aplicado PCA a los datos, pudiendo compararlas con las muestras originales y observar los cambios generados por PCA.

En la cuarta fase se calculará la señal media de cada muestra. Este método tiene como objetivo obtener una sola señal que sea representativa de la muestra. Para poder asegurar la fiabilidad de este método la gran mayoría de las señales de la muestra han de tener una forma similar a lo largo del tiempo. Si esto no ocurriera, la señal media no sería una señal representativa de la muestra ya que, al calcularla, unas señales se anularían con otras, perdiendo así mucha información de la muestra y obteniendo una señal característica muy

*CAPÍTULO 5: IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE VERIFICACIÓN DE DISPOSITIVOS DE ADQUISICIÓN DE DATOS CEREBRALES*

poco fiable, al alejarse en gran medida de la realidad. En la figura 16 se ilustra un ejemplo que favorece el entendimiento de lo comentado.



*Figura 16: Media como medida representativa de la muestra (Úbeda)*

Precisamente por esta razón, PCA es un análisis que beneficia especialmente la aplicación de este método. Con la aplicación de PCA se obtienen unos datos que, al ser reconstruidos, forman señales con una forma muy similar a lo largo del tiempo, asegurando así la fiabilidad de la aplicación del cálculo de la señal media, tomándola como la señal representativa de la muestra.

Finalmente, en la quinta fase se obtiene la señal representativa del sistema. El procedimiento es igual al realizado en la cuarta fase. Simplemente, partiendo de las señales medias de cada muestra calculadas en la cuarta fase, se calcula la señal media de ellas. En esta fase no tiene sentido aplicar el análisis PCA de nuevo, ya que no podemos asumir correlación entre las variables de partida (las señales medias de cada muestra).



Tras esta fase, se dispone de una única señal que se puede considerar representativa del sistema EEG. Cabe destacar que estas cinco fases han de ser aplicadas dos veces, una por cada sistema a comparar.

### **5.2.2. COMPARACIÓN Y VERIFICACIÓN DE EQUIVALENCIA**

La comparación entre las dos señales representativas de cada sistema constituye la sexta y última fase del algoritmo desarrollado.

Esta última fase está compuesta por dos filtros de comparación entre señales. Ambos filtros se basan en un procedimiento de comparación muy similar. El límite a partir del cual aceptamos equivalencia entre las señales o, por el contrario, rechazamos esa equivalencia, es el error cuadrático medio existente entre la señal representativa del sistema de referencia (sistema instalado en la Facultad de Ciencias Humanas y Sociales del Campus de Cantoblanco) y una señal compuesta por esa misma señal del sistema de referencia sumada a una señal de ruido con media cero y desviación típica de 0,2. No obstante, hay una sutil diferencia entre el primer filtro y el segundo.

El primer filtro comparará las señales suprimiendo el offset, simplemente su forma a lo largo del tiempo. Si, tras el primer filtro, se verifica que efectivamente las señales son equivalentes, se procederá a la aplicación del segundo filtro. En caso contrario, se rechazará la equivalencia entre los sistemas.

El segundo filtro solo se aplicará si se ha superado con éxito el primero. Este comparará las señales representativas de cada sistema sin suprimir el offset. Si se verifica que efectivamente las señales son equivalentes, se habrá finalizado la comparación, pudiendo afirmar que ambos sistemas son equivalentes. Si, por el contrario, se rechazará la equivalencia entre los sistemas, se muestra un mensaje por pantalla informando que los sistemas difieren en el offset que cada uno introduce a las señales medidas.

La razón de aplicar esta metodología diferenciando un filtro de otro es fácil de explicar. Si los sistemas solo difieren en el offset que cada uno introduce a las señales

*CAPÍTULO 5: IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE VERIFICACIÓN DE  
DISPOSITIVOS DE ADQUISICIÓN DE DATOS CEREBRALES*

---

medidas, se puede corregir de manera relativamente sencilla esta discrepancia. Por lo tanto, el sistema comparado podría ser válido para realizar medidas siempre que se tenga en cuenta esa diferencia en el offset de las señales.

En cambio, si suprimiendo el offset los sistemas no se puede considerar equivalentes, no queda más remedio que descartar el sistema comparado, ya que corregir las discrepancias presentes será mucho más complejo o prácticamente imposible.

### **5.3. IMPLEMENTACIÓN DEL ALGORITMO PARA LA VERIFICACIÓN DE LOS DATOS DE LA DIADEMA CEREBRAL**

Tras haber establecido las bases conceptuales del algoritmo implementado, se procede a desarrollar y explicar en detalle el código que conforma dicho algoritmo. El desarrollo de este código se va a realizar en paralelo con un ejemplo de comparación con el sistema Muse, compuesto por la diadema Muse y la aplicación Muse Direct, para poder obtener una serie de resultados que ilustrarán las tareas desarrolladas por cada parte del algoritmo.

#### **5.3.1. TRATAMIENTO INICIAL DE LOS DATOS DE PARTIDA**

A continuación, se procede a describir el formato y tratamiento de los datos de partida.

Por un lado, se parte de 17 muestras extraídas del sistema de referencia (sistema tradicional instalado en la Facultad de Ciencias Humanas y Sociales del Campus de Cantoblanco), compuestas a su vez por 21 señales. Estas muestras se reciben por separado y con los datos en microvoltios (las unidades compatibles con el algoritmo), pero en formato .dat y sin vector de tiempos asociados. Por lo tanto, es necesario tratar las muestras de partida para que sean compatibles con el algoritmo desarrollado.

Primero, importaremos los datos de cada muestra a un archivo Excel, que es el tipo de archivo compatible con el algoritmo. Al finalizar, tendremos 17 archivos Excel (uno por

*CAPÍTULO 5: IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE VERIFICACIÓN DE  
DISPOSITIVOS DE ADQUISICIÓN DE DATOS CEREBRALES*

---

cada muestra), pero sin vector de tiempos asociado. Por lo que habrá que generar manualmente el vector de tiempos asociado en milisegundos, que son las unidades de tiempo compatibles con el algoritmo. Para introducir este vector de tiempos, es necesario conocer el tiempo de muestreo del sistema. Dicha información se puede extraer de las especificaciones técnicas presentes en el apartado 3.2.1, en donde se indica la frecuencia de muestreo del sistema de referencia.

$$\text{Sabiendo que } f = 500 \text{ Hz} \rightarrow T = \frac{1}{f} = \frac{1}{500} = 0,02 \text{ s}$$

*Pasando a milisegundos obtenemos  $T = 2 \text{ ms}$*

Por lo tanto, se genera un vector de tiempos que comienza en cero y se va incrementando con una separación de dos unidades entre cada dato. Este vector de tiempos ha de añadirse a todas las muestras, situándolo en la primera columna como se muestra en la figura 12.

Tras el tratamiento anterior, se obtienen 17 muestras en formato Excel, con sus vectores de tiempos ya acoplados. Cada muestra está compuesta por 21 señales, cada una de ellas formada por 300 datos (tensiones en milisegundos muestreadas).

Por otro lado, partimos de una sola muestra procedente de la diadema cerebral Muse, compuesta de las cuatro señales captadas por los cuatro electrodos con canal asociado. Cada señal está formada por 5100 datos (tensiones en milisegundos muestreadas). Uno de los requisitos mencionados en el apartado 5.1 es la necesidad de, al menos, 10 muestras procedentes de cada sistema a comparar. Por ello, esta muestra procedente de la diadema Muse se troceará en 17 partes, de manera que cada una represente una muestra cuyas señales estarán formadas por 300 datos. La implementación de esta partición se comentará en detalle en el apartado 5.3.2.

*CAPÍTULO 5: IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE VERIFICACIÓN DE  
DISPOSITIVOS DE ADQUISICIÓN DE DATOS CEREBRALES*

---

La muestra en cuestión se descarga de la nube asociada al usuario vinculado a la cuenta de Muse correspondiente en formato .csv (valores delimitados por comas, compatible con Excel). Por lo tanto, es necesario importar este archivo desde Excel y tratarlo para obtener los datos separado por columnas.

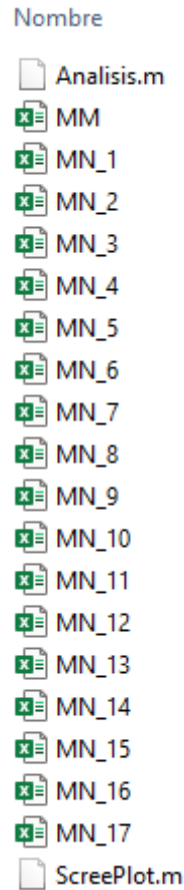
Como se ha comentado en el apartado 5.1, En muchas ocasiones los tiempos originales registrados por el sistema EEG no tienen como origen el cero. La diadema Muse pertenece a uno de estos sistemas. Por lo tanto, habrá que generar manualmente un vector de tiempos y acoplarlo al archivo Excel de la muestra, como en las muestras procedentes del sistema de referencia. En las especificaciones técnicas presentes en la tabla 8 se indica la frecuencia de muestreo de este sistema ( $f=500$  Hz). Por lo tanto, el vector de tiempos será el mismo que el incluido en las muestras pertenecientes al sistema tradicional.

Por otro lado, los datos originales obtenidos de la diadema Muse se salen del rango habitual de tensiones procedentes de impulsos cerebrales. Por lo tanto, se ha aplicado un escalado razonable a los datos originales con el objetivo de que el algoritmo trabaje con datos pertenecientes al rango habitual de tensiones cerebrales.

Por último, tras haber finalizado el tratamiento de los datos de ambos sistemas, es necesario crear una carpeta que contenga todas las muestras de cada sistema, así como el código desarrollado y las funciones que intervienen en él. En la figura 17 se muestran todos los archivos presentes para poder aplicar el código satisfactoriamente, partiendo de las muestras descritas.

*CAPÍTULO 5: IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE VERIFICACIÓN DE  
DISPOSITIVOS DE ADQUISICIÓN DE DATOS CEREBRALES*

---



*Figura 17: Archivos del ejemplo ilustrativo*

El archivo Excel MM se corresponde con la muestra extraídas del sistema Muse, mientras que los archivos Excel MN<sub>i</sub> se corresponden con las muestras extraídas del sistema de referencia. El archivo Analisis.m contiene el algoritmo desarrollado, mientras que el archivo ScreePlot.m contiene el código implementado para poder representar el gráfico Scree plot, comentado en el apartado 5.2.1.

Cabe destacar que las muestras pertenecientes al sistema de referencia proceden de unas mediciones tomadas en 2019, mientras que la muestra perteneciente al sistema Muse proceden de mediciones tomadas en 2020. Por lo tanto, la comparación de ambos sistemas

*CAPÍTULO 5: IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE VERIFICACIÓN DE  
DISPOSITIVOS DE ADQUISICIÓN DE DATOS CEREBRALES*

a partir de estas muestras solo tiene una intención lúdica, partiendo de dichas muestras en el ejemplo usado para ilustrar las tareas desarrolladas por cada parte del algoritmo.

### 5.3.2. VALIDACIÓN DEL ALGORITMO: COMPARACIÓN DEL SISTEMA EEG CON LA DIADEMA CEREBRAL

A continuación, se procede a desarrollar en detalle el código que conforma el algoritmo, aplicándolo al ejemplo desarrollado en el apartado 5.3.1.

En primer lugar, se importarán todas las muestras del sistema a través del comando mostrado en la figura 18.

```
MC1=xlsread('MN_1');
```

*Figura 18: Comando de importación de datos en formato Excel*

En el caso de las muestras pertenecientes al sistema Muse, en este ejemplo en concreto ha sido necesario realizar una partición de la muestra original para lograr 17 muestras provenientes de este sistema. El código implementado para realizar la partición se expone en la figura 19.

```
MM=xlsread('MM',2);

a=1;
MM_1=MM(a:a+299,:);
a=a+300;
MM_2=MM(a:a+299,:);
a=a+300;
MM_3=MM(a:a+299,:);
a=a+300;
MM_4=MM(a:a+299,:);
a=a+300;
MM_5=MM(a:a+299,:);
a=a+300;
MM_6=MM(a:a+299,:);
a=a+300;
MM_7=MM(a:a+299,:);
a=a+300;
MM_8=MM(a:a+299,:);
a=a+300;
MM_9=MM(a:a+299,:);
a=a+300;
MM_10=MM(a:a+299,:);
a=a+300;
MM_11=MM(a:a+299,:);
a=a+300;
MM_12=MM(a:a+299,:);
a=a+300;
MM_13=MM(a:a+299,:);
a=a+300;
MM_14=MM(a:a+299,:);
a=a+300;
MM_15=MM(a:a+299,:);
a=a+300;
MM_16=MM(a:a+299,:);
a=a+300;
MM_17=MM(a:a+299,:);
```

*Figura 19: Partición de la muestra original del sistema Muse en 17 muestras*

*CAPÍTULO 5: IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE VERIFICACIÓN DE  
DISPOSITIVOS DE ADQUISICIÓN DE DATOS CEREBRALES*

---

A continuación, se registran los datos definiendo las variables de tiempo y las variables asociadas a las señales de cada muestra. De esta manera el usuario puede acceder a cualquier señal concreta de cada muestra o representarla independientemente del resto de señales. Este registro de datos se realiza asignando los datos de tiempo de cada sistema a una variable de tiempo y los datos pertenecientes a cada señal medida, a un vector en el que quedan guardados las tensiones de la señal en cuestión. Este registro de datos se realiza accediendo a la información de la matriz que contiene los datos importados de Excel. En la figura 20 se muestra un ejemplo de registro de los datos de tiempo, así como de los datos pertenecientes a las señales de una de las muestras.

```
%% Registro de datos

tm=MM_1(:,1);

%MM_1

vm11=MM_1(:,2);
vm12=MM_1(:,3);
vm13=MM_1(:,4);
vm14=MM_1(:,5);
```

*Figura 20: Código utilizado para el registro  
de los datos de una muestra*

En el ejemplo ilustrado en la figura 20, se están registrando concretamente el vector de tiempos asociado al sistema Muse, a través de la variable *tm*, y las cuatro señales medidas por la diadema, pertenecientes a la primera muestra del sistema Muse. Habrá que repetir este proceso para todas las muestras, tanto del sistema Muse como del sistema de referencia. Cabe recordar que las muestras del sistema de referencia están compuestas por 21 señales. Por lo que habrá que registrar los datos a través de 21 variables.

Seguidamente, conviene representar los datos de las muestras para ver su apariencia antes de proceder a su análisis. En la figura 21 se muestra, como continuación del ejemplo

*CAPÍTULO 5: IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE VERIFICACIÓN DE  
DISPOSITIVOS DE ADQUISICIÓN DE DATOS CEREBRALES*

---

ilustrado en la figura 20, el código desarrollado para representar las señales de la muestra 1 del sistema Muse.

```
%% Representación inicial de los datos
```

```
%% MM_1
```

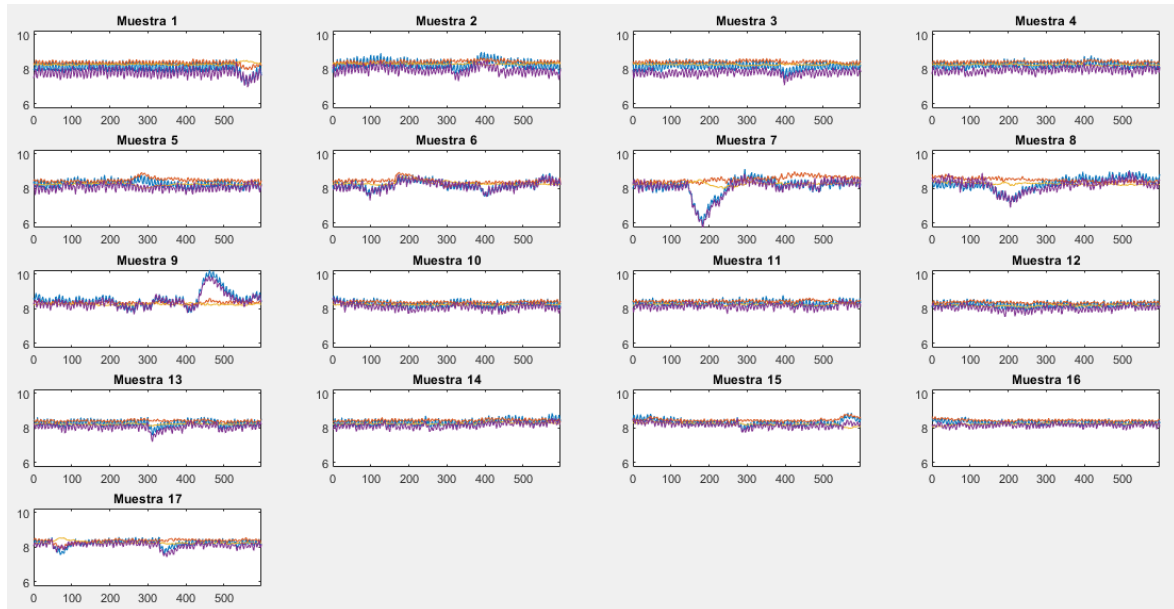
```
figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 1');  
grid;  
hold on;  
plot(tm,vm11,tm,vm12,tm,vm13,tm,vm14);
```

*Figura 21: Código implementado para representar  
los datos iniciales de una muestra*

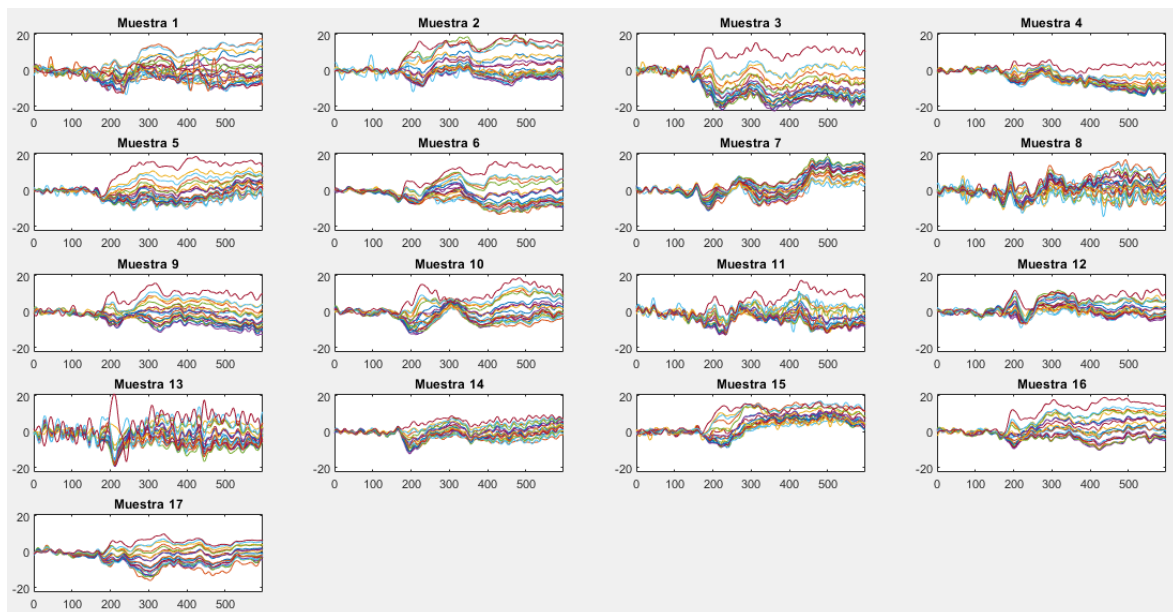
El código ilustrado en la figura 21 se puede aplicar al resto de muestras para representar sus datos, teniendo en cuenta el número de variables que intervienen en la muestra (para las muestras del sistema Muse son 4 variables, mientras que para las muestras del sistema de referencia son 21 variables). A continuación, se representan conjuntamente los datos de las muestras pertenecientes al sistema Muse (figura 22) y los datos de las muestras pertenecientes al sistema de referencia (figura 23).



*CAPÍTULO 5: IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE VERIFICACIÓN DE  
DISPOSITIVOS DE ADQUISICIÓN DE DATOS CEREBRALES*



*Figura 22: Muestras de partida pertenecientes  
al sistema Muse*



*Figura 23: Muestras de partida pertenecientes  
al sistema de referencia*

*CAPÍTULO 5: IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE VERIFICACIÓN DE  
DISPOSITIVOS DE ADQUISICIÓN DE DATOS CEREBRALES*

---

A continuación, se procede a realizar el análisis PCA. El primer paso será generar una matriz únicamente con los datos referentes a tensiones, extrayendo de las matrices que contienen los datos de cada muestra el vector de tiempos. En la figura 24 se muestra un ejemplo particularizado para la muestra 1 perteneciente al sistema de referencia.

```
PCA_MC1=MC1 (:, 2:22) ;
```

*Figura 24: Comando de generación de matriz  
de datos previo a la aplicación de PCA*

De nuevo, este comando ha de aplicarse a todas las muestras, teniendo en cuenta el número de variables presentes en cada muestra.

Tras generar las matrices de datos de cada muestra, se procede a aplicar PCA a estas matrices, que contienen todos los datos de cada muestra. En la figura 25 se muestra un ejemplo particularizado para la muestra 1 perteneciente al sistema de referencia.

```
[loadingMC1, scoreMC1, latentMC1,~, explainedMC1, muMC1] = pca(PCA_MC1) ;
```

*Figura 25: Comando de aplicación de PCA*

A través de este comando, se obtienen los loadings, los scores y las medias (muMC1), necesarios para realizar la reconstrucción de los datos tras finalizar el análisis PCA. Además, este comando nos permite acceder al porcentaje de varianza explicada a través, en este caso, de la variable explainedMC1. Esta información es necesaria para representar el Scree plot y decidir cuantas componentes del nuevo espacio mantener y cuales desechar.

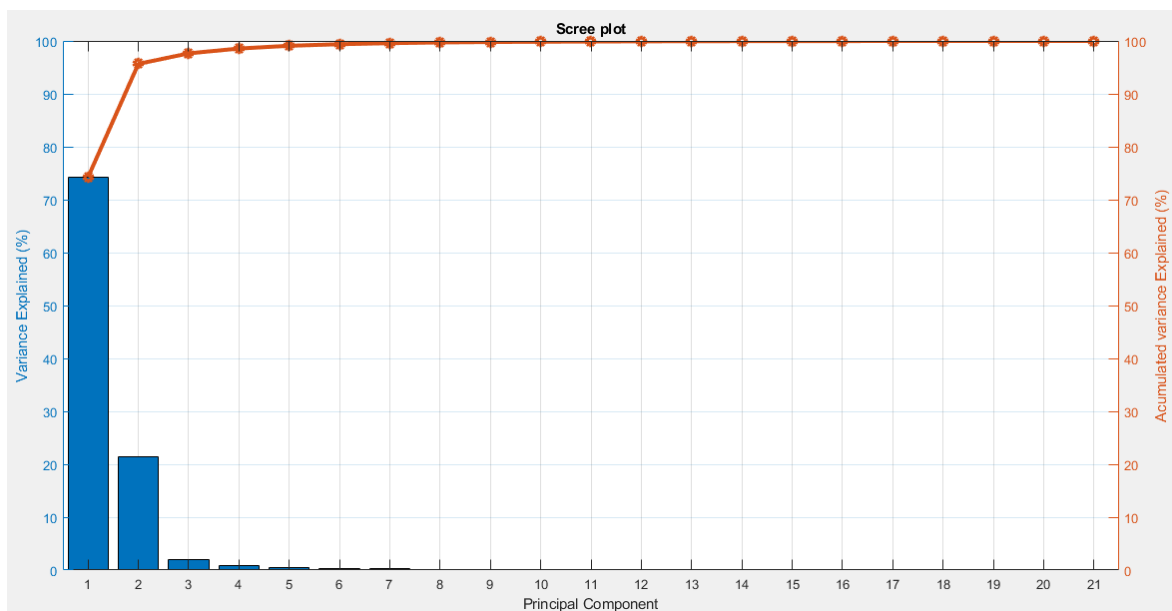
Después de ejecutar el comando ilustrado en la figura 25, entra en juego el gráfico Scree plot. A través de él deducimos el número de componentes principales del nuevo espacio de menor dimensión que el original. En la figura 26 se muestra un ejemplo particularizado para la muestra 1 perteneciente al sistema de referencia.

```
ScreePlot(explainedMC1) ;
```

*Figura 26: Generación del  
gráfico Scree plot*

*CAPÍTULO 5: IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE VERIFICACIÓN DE DISPOSITIVOS DE ADQUISICIÓN DE DATOS CEREBRALES*

El comando mostrado en la figura 26 llama a la función ScreePlot, que se encuentra en la misma carpeta que el algoritmo desarrollado (figura 17). Esta función se encarga de generar el gráfico Scree plot asociado a los datos de partida, pasándole como parámetro el vector de porcentajes de varianzas explicadas de cada componente (explainedMC1 obtenido con el comando ilustrado en la figura 25). En la figura 27 se muestra el Scree plot asociado a la muestra 1 perteneciente al sistema de referencia.



*Figura 27: Scree plot aplicado a la muestra 1 perteneciente al sistema de referencia*

A partir del Scree plot mostrado en la figura 27, se puede deducir fácilmente las componentes principales del nuevo espacio. En el caso de la muestra 1 perteneciente al sistema de referencia, lo razonable es quedarse con 2 componentes principales, ya que se alcanza aproximadamente un 97% de la varianza explicada y se reduce en gran medida la dimensión del espacio inicial.

Tras tener claro el número de componentes principales del nuevo espacio, se procede a la reconstrucción de los datos partiendo de este nuevo espacio. Para ello, se ejecuta el código mostrado en la figura 28.

*CAPÍTULO 5: IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE VERIFICACIÓN DE  
DISPOSITIVOS DE ADQUISICIÓN DE DATOS CEREBRALES*

---

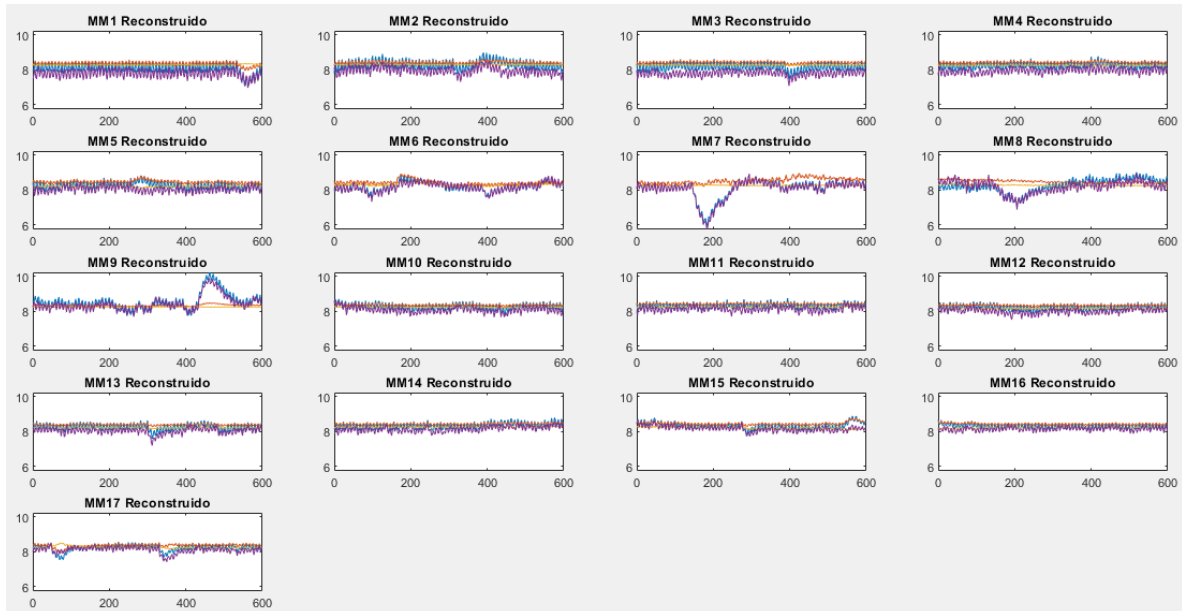
```
nCompMC1=2;  
R_MC1 = scoreMC1(:,1:nCompMC1) * loadingMC1(:,1:nCompMC1)';  
R_MC1 =[tc bsxfun(@plus, R_MC1, muMC1)];
```

*Figura 28: Reconstrucción de los datos tras la aplicación de PCA*

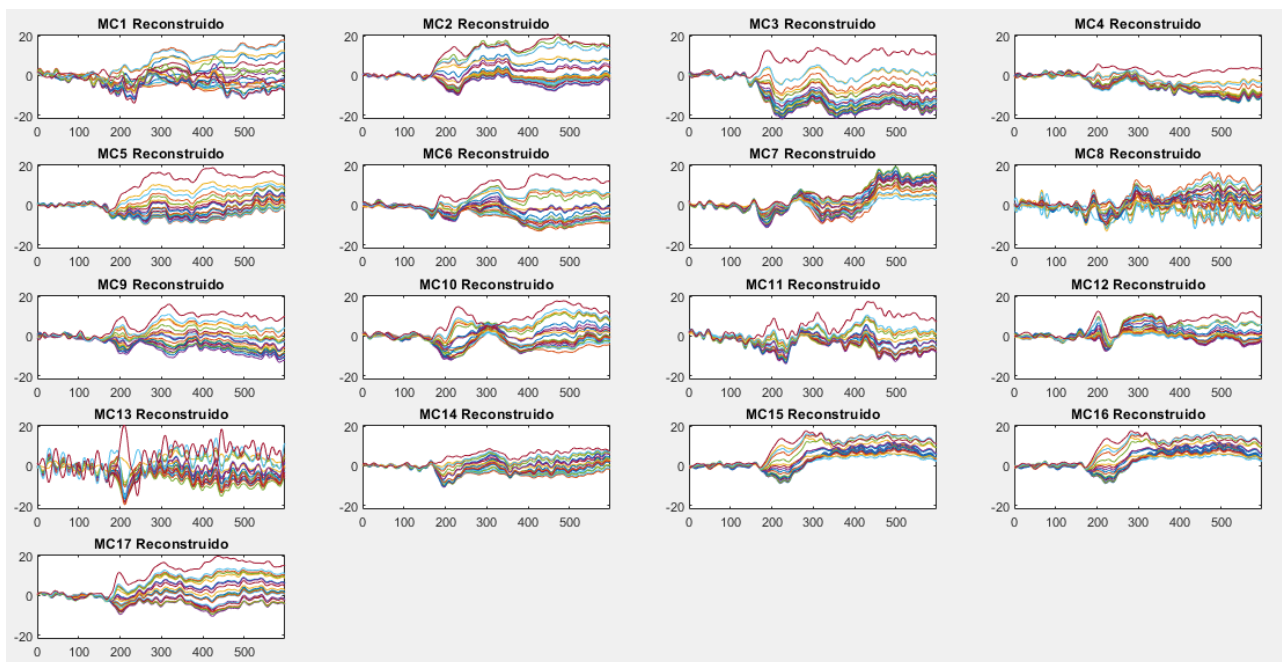
Es vital, para llevar a cabo una correcta reconstrucción de los datos, asignar a la variable `nCompCM1` (figura 28) el número de componentes principales del nuevo sistema. En el caso de la primera muestra perteneciente al sistema de referencia, son 2 componentes (gráfico Scree plot representado en la figura 27).

Tras fijar el número de componentes principales, el código genera la nueva matriz de datos (`R_MC1`) a partir de los scores, los loadings y las medias obtenidos en la aplicación de PCA (figura 25). Además, se vuelve a introducir el vector de tiempos sustraído antes de la aplicación de PCA. En la figura 29 y la figura 30 se muestra una representación conjunta de las muestras del sistema Muse y del sistema de referencia respectivamente.

*CAPÍTULO 5: IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE VERIFICACIÓN DE DISPOSITIVOS DE ADQUISICIÓN DE DATOS CEREBRALES*



*Figura 29: Muestras pertenecientes al sistema Muse tras la reconstrucción de los datos*



*Figura 30: Muestras pertenecientes al sistema de referencia tras la reconstrucción de los datos*

*CAPÍTULO 5: IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE VERIFICACIÓN DE  
DISPOSITIVOS DE ADQUISICIÓN DE DATOS CEREBRALES*

---

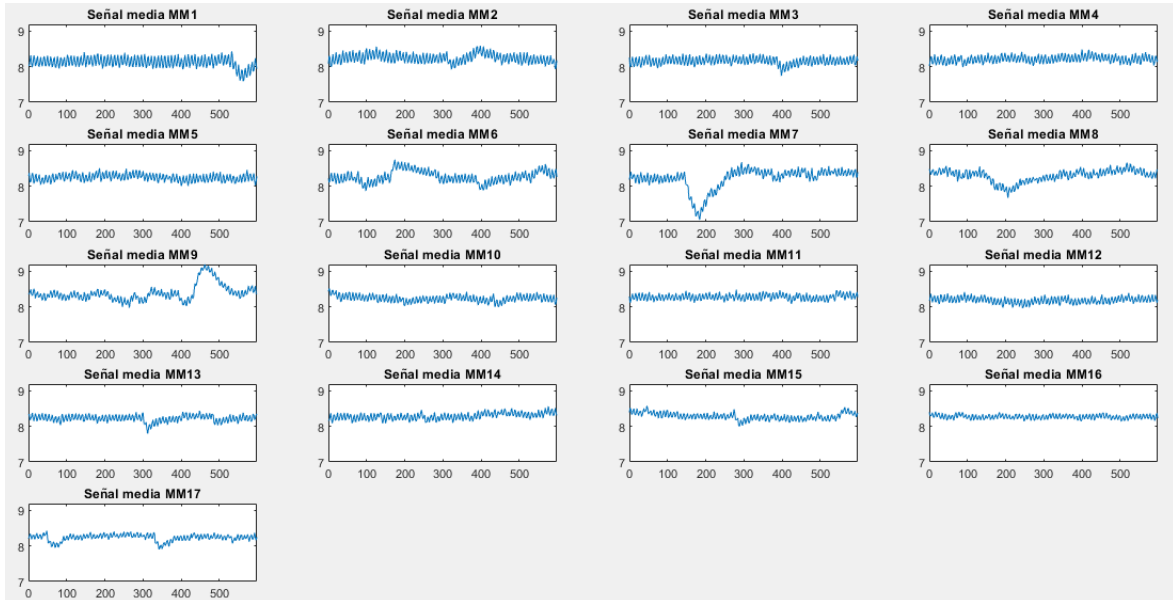
A continuación, se procede al cálculo de la señal media de cada muestra de ambos sistemas. En la figura 31 se muestra el código a ejecutar, particularizado para la muestra 1 perteneciente al sistema de referencia.

```
N=22;  
  
% MC1  
  
sumMC1=0;  
for i=2:N  
    sumMC1=sumMC1+R_MC1(:,i);  
end  
  
vmMC1=sumMC1/(N-1);
```

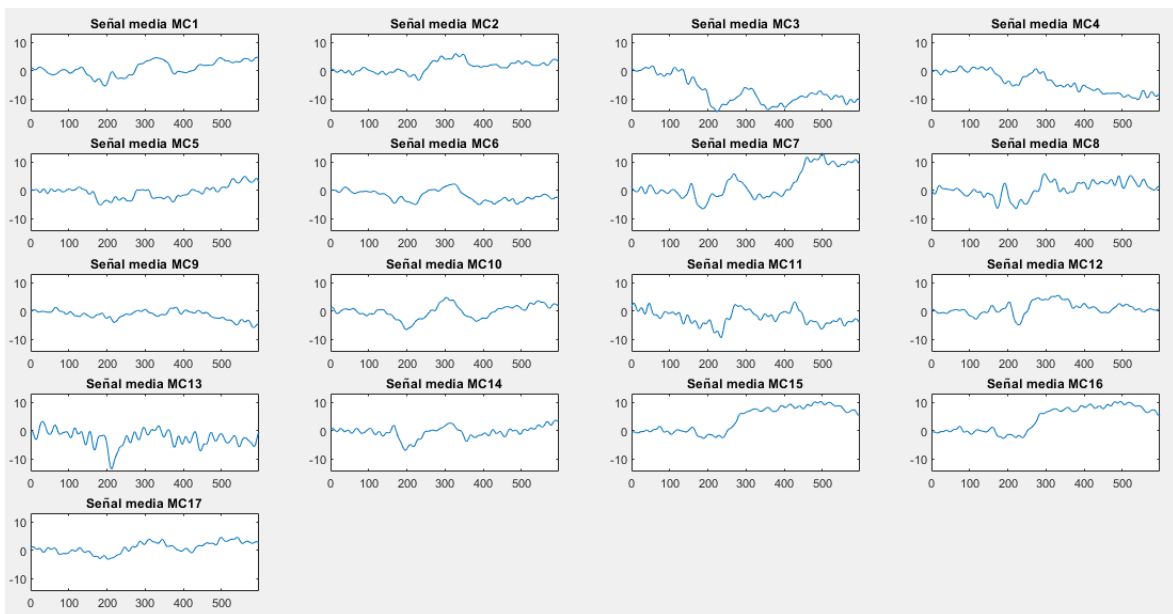
*Figura 31: Cálculo de la señal media de la muestra 1 perteneciente al sistema de referencia*

El parámetro N es una constante definida antes la particularización del código para cada muestra. Dicha constante será igual al número de señales contenidas en una muestra más uno (debido al vector de tiempos). De esta manera, N será igual a 22 para el sistema de referencia (todas las muestras contienen el mismo número de señales) y será igual a 5 para el sistema Muse. En la figura 32 y la figura 33 quedan representadas de forma conjunta las señales medias de las muestras del sistema Muse y el sistema de referencia respectivamente.

*CAPÍTULO 5: IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE VERIFICACIÓN DE  
DISPOSITIVOS DE ADQUISICIÓN DE DATOS CEREBRALES*



*Figura 32: Señales medias asociadas a las muestras pertenecientes al sistema Muse*



*Figura 33: Señales medias asociadas a las muestras pertenecientes al sistema de referencia*

*CAPÍTULO 5: IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE VERIFICACIÓN DE  
DISPOSITIVOS DE ADQUISICIÓN DE DATOS CEREBRALES*

Tras obtener las señales medias de cada muestra, se procede al cálculo de la señal representativa de cada sistema. Para obtener dicha señal representativa simplemente hay que calcular, para cada uno de los sistemas, la señal media de las señales medias asociadas a cada muestra. En la figura 34 se muestra el código desarrollado para el este cálculo, particularizado para el sistema de referencia.

```
MCM=[vmMC1 vmMC2 vmMC3 vmMC4 vmMC5 vmMC6 ...
      vmMC7 vmMC8 vmMC9 vmMC10 vmMC11 vmMC12 ...
      vmMC13 vmMC14 vmMC15 vmMC16 vmMC17];

Ncm=17;

sumMCM=0;
for i=1:Ncm
    sumMCM=sumMCM+MCM(:,i);
end

vmMCM=sumMCM/Ncm;
```

*Figura 34: Cálculo de la señal representativa del sistema de referencia*

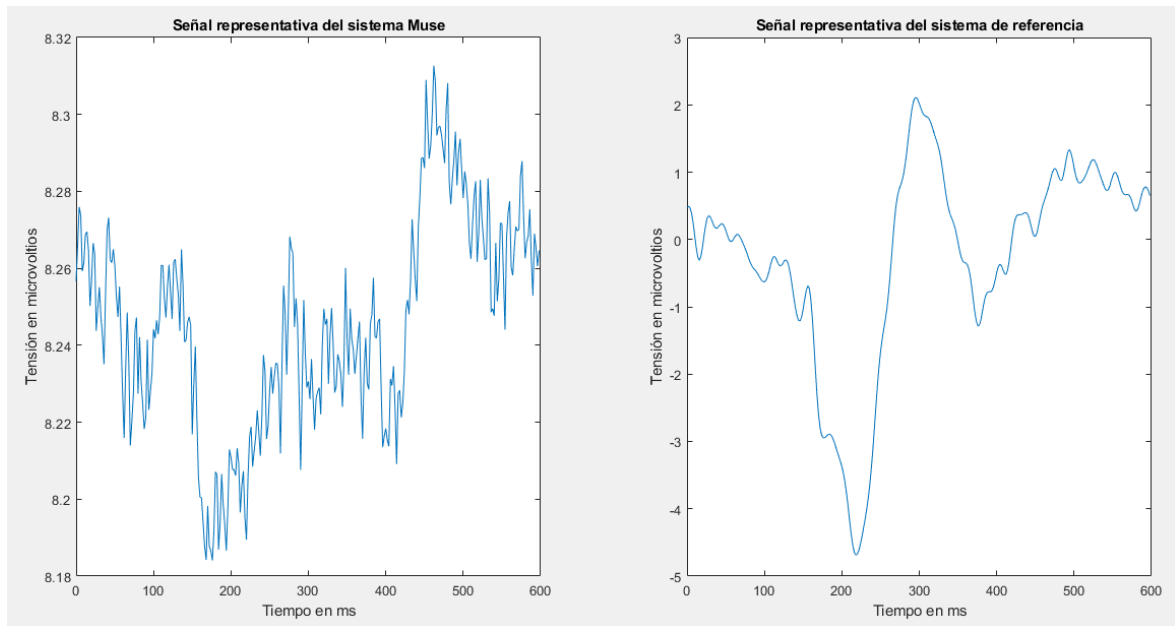
El código ilustrado en la figura 34 calcula la señal media de las señales medias de cada muestra del sistema de referencia en tres pequeños pasos. Primero genera una matriz (MCM) que contiene las señales medias de cada una de las muestras del sistema, ordenadas por columnas, así como una constante (Ncm), que será utilizada posteriormente. Luego, a través de un bucle for, calcula la señal suma de todas las tensiones de las diversas señales medias, correspondientes al mismo instante de tiempo y guarda dicha señal en la variable sumMCM. Finalmente, promedia la señal suma, dividiéndola entre el número de señales medias pertenecientes a cada muestra del sistema.

Antes de proceder a la comparación final entre ambos sistemas, conviene visualizar las señales representativas de cada uno de ellos. En muchas ocasiones, se puede intuir a



*CAPÍTULO 5: IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE VERIFICACIÓN DE DISPOSITIVOS DE ADQUISICIÓN DE DATOS CEREBRALES*

simple vista si los sistemas pueden ser equivalentes o no. En la figura 35 se muestran conjuntamente las señales representativas del sistema Muse y del sistema de referencia.



*Figura 35: Representación conjunta de las señales representativas de cada sistema*

A partir del gráfico ilustrado en la figura 35, se pueden extraer, a grandes rasgos, ciertos parámetros indicativos de la similitud entre ambas señales. La señal representativa del sistema Muse tiene un valor medio aproximado de  $8,25 \mu\text{V}$  y una amplitud máxima de  $0,06 \mu\text{V}$  aproximadamente. Mientras que la señal representativa del sistema de referencia tiene un valor medio aproximado de  $-1 \mu\text{V}$  y una amplitud máxima cercana a los  $3 \mu\text{V}$ . Por lo tanto, a simple vista se puede deducir que, basándose en las señales representadas en la figura 35, no se puede aceptar la equivalencia entre el sistema de referencia y el sistema Muse.

A continuación, se procede a comparar analíticamente las señales representativas de cada sistema (explicación conceptual en el apartado 5.2.2). Para poder aplicar la

*CAPÍTULO 5: IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE VERIFICACIÓN DE  
DISPOSITIVOS DE ADQUISICIÓN DE DATOS CEREBRALES*

comparación analítica del primer filtro, es necesario eliminar el offset previamente. El código encargado de ello se muestra en la figura 36.

```

% Eliminación del offset

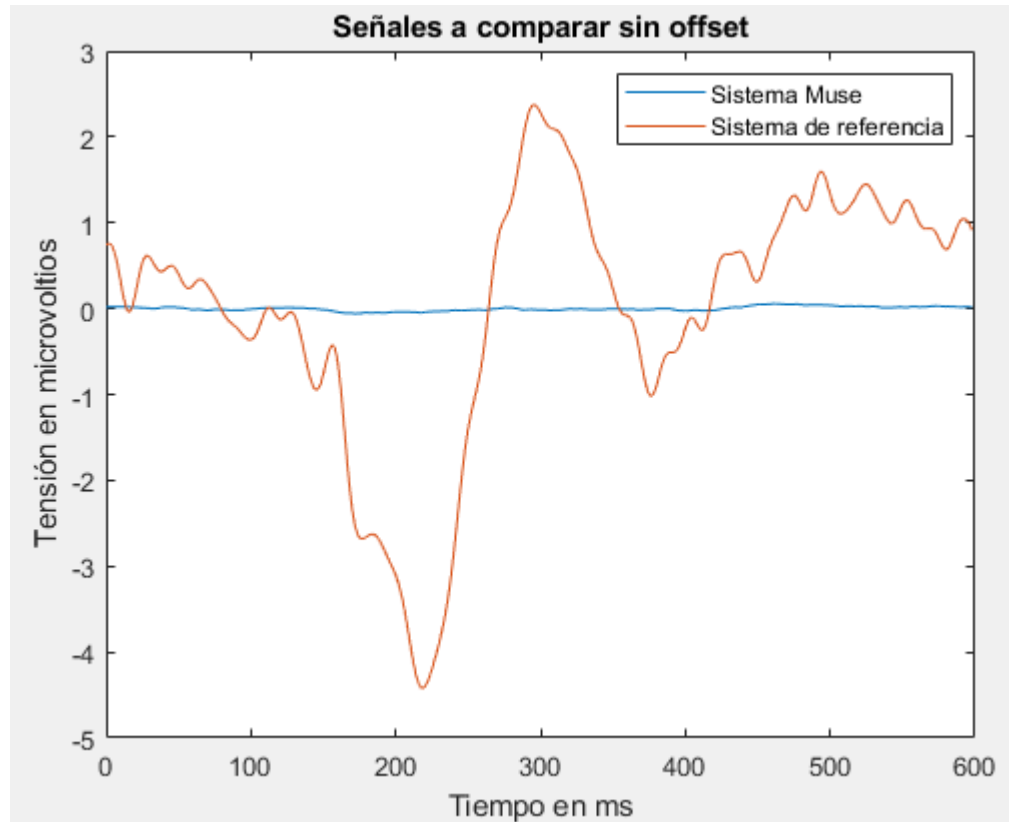
% Señal Muse
vmMMM_suma=0;
for i=1:300
    vmMMM_suma=vmMMM_suma+vmMMM(i);
end
vmMMM_media=vmMMM_suma/300;
vmMMM_no_offset=zeros(300,1);
for i=1:300
    vmMMM_no_offset(i)=vmMMM(i)-vmMMM_media;
end

% Señal del sistema tradicional
vmMCM_suma=0;
for i=1:300
    vmMCM_suma=vmMCM_suma+vmMCM(i);
end
vmMCM_media=vmMCM_suma/300;
vmMCM_no_offset=zeros(300,1);
for i=1:300
    vmMCM_no_offset(i)=vmMCM(i)-vmMCM_media;
end

```

*Figura 36: Eliminación del offset de las señales  
representativas de ambos sistemas*

Tras eliminar el offset, se procede a representar ambas señales (vmMMM\_no\_offset y vmMCM\_no\_offset) para ver su apariencia antes de aplicar el código de comparación del primer filtro (figura 37).



*Figura 37: Señales representativas de ambos sistemas  
tras la supresión del offset original*

Cada vez se hace más evidente el rechazo de la hipótesis basada en que ambos sistemas sean equivalentes. No obstante, se procede a ejecutar el código de comparación del primer filtro.

Primero, se fija el error límite. Si el error cometido entre el sistema externo, en este caso el sistema Muse, y el sistema de referencia excede el valor del error límite, no se podrá aceptar la hipótesis basada en que ambos sistemas sean equivalentes. El código encargado de fijar el error límite se muestra a continuación en la figura 38.

*CAPÍTULO 5: IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE VERIFICACIÓN DE  
DISPOSITIVOS DE ADQUISICIÓN DE DATOS CEREBRALES*

```

vmMCM_r_no_offset=vmMCM_no_offset+normrnd(0,0.2,size(tc));

ecm_no_offset_limite=0;
for i=1:300
    ecm_no_offset_limite=ecm_no_offset_limite+...
        (vmMCM_r_no_offset(i)-vmMCM_no_offset(i))^2;
end
MUESTRAS=300;
em_no_offset_limite=(sqrt(ecm_no_offset_limite))/MUESTRAS;

```

*Figura 38: Código encargado de fijar el error límite  
de comparación del primer filtro*

Después de fijar el error límite, se procede a ejecutar el código a través del cual se concluirá si es posible aceptar la hipótesis de equivalencia (figura 39).

```

ecm_no_offset=0;
for i=1:300
    ecm_no_offset=ecm_no_offset+(vmMMM_no_offset(i)-vmMCM_no_offset(i))^2;
end
em_no_offset=(sqrt(ecm_no_offset))/MUESTRAS;

if em_no_offset>em_no_offset_limite
    disp('Las señales comparadas no se pueden considerar equivalentes');
else
    disp('Prosiga con el segundo filtro');
end

```

*Figura 39: Verificación de aceptación  
de la hipótesis de equivalencia*

Tras la ejecución del código encargado de verificar la hipótesis de equivalencia, se confirma el rechazo de dicha hipótesis. En el caso de que el error cometido fuera menor que el error límite fijado previamente (figura 38), se procedería a ejecutar el código de comparación del segundo filtro. Dicho código es igual que el implementado en el primer filtro, pero trabajando con las señales representativas de cada sistema con el offset original. Si de nuevo, el error cometido es menor que el error límite, se aceptará la hipótesis de equivalencia entre ambos sistemas. Sin embargo, si el error cometido supera el error límite,

*CAPÍTULO 5: IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE VERIFICACIÓN DE DISPOSITIVOS DE ADQUISICIÓN DE DATOS CEREBRALES*

se indicará que las señales representativas de cada sistema difieren en el offset. A continuación, se muestra en la figura 40 el código completo ejecutado en el segundo filtro.

```

vmMCM_r=vmMCM+normrnd(0,0.2,size(tc));

ecm_limite=0;
for i=1:300
    ecm_limite=ecm_limite+(vmMCM_r(i)-vmMCM(i))^2;
end
em_limite=sqrt(ecm_no_offset_limite)/MUESTRAS;

% Verificación de equivalencia en primera instancia

ecm=0;
for i=1:300
    ecm=ecm+(vmMMM(i)-vmMCM(i))^2;
end
em=(sqrt(ecm))/MUESTRAS;

if em>em_limite
    disp('Las señales difieren el el offset');
else
    disp('Las señales pueden considerarse equivalentes');
end

```

*Figura 40: Código implementado en el segundo filtro*

Para un análisis más específico del código, vaya al anexo II, donde se encuentra el algoritmo completo implementado.

## **6. CAPÍTULO 6: CONCLUSIONES FINALES**

En este último capítulo se exponen y desarrollan las conclusiones del proyecto, así como el planteamiento de posibles trabajos futuros en post de continuar avanzando hacia el objetivo principal del proyecto de mayor envergadura en el que este se enmarca (apartado 1.1)

### **6.1. CONCLUSIONES**

Tras ahondar en los trastornos y enfermedades cerebrales, analizando sus consecuencias y las terapias de rehabilitación más utilizadas, se puede concluir que el concepto de HBR puede ser el inicio de una forma de entender la rehabilitación totalmente revolucionaria, que podría mejorar a pasos agigantados la calidad de vida del paciente. En especial, en la actualidad cambiante en la que se encuentra toda la población a nivel mundial. Esta actualidad, que limita mucho más la movilidad del paciente, pone de manifiesto precisamente la necesidad de desarrollar terapias que el paciente pueda llevar a cabo en su propio domicilio, sin tener que desplazarse al centro de rehabilitación correspondiente.

El proyecto desarrollado constituye un paso más en el desarrollo de terapias basadas en el concepto de HBR, especialmente necesarias en este momento de tanta incertidumbre. A través del algoritmo implementado, se posibilita la comparación de sistemas de obtención de señales EEG de forma simplificada, de fácil uso y rápida ejecución.

Respecto a las especificaciones técnicas, el tiempo estimado de ejecución del algoritmo depende en gran medida de los datos de partida y de la velocidad del usuario al interactuar con el algoritmo, en la fase de elección de componentes principales (apartado 5.2.1). Para los datos de partida descritos en el apartado 5.3.1, suponiendo que el usuario ya ha seleccionado adecuadamente las componentes principales de los nuevos espacios de cada muestra y extrayendo las representaciones intermedias de carácter informativo, el tiempo estimado de ejecución del algoritmo desarrollado es de 17,53 segundos. Además, se puede

concluir que, para poder ejecutar con fluidez el algoritmo desarrollado es necesario disponer de un ordenador con, al menos, 1 GB de memoria RAM, siendo recomendable 4 GB.

Cabe destacar también el carácter genérico del algoritmo. Lo cual posibilita realizar comparaciones entre sistemas de obtención de señales EEG de cualquier tipo. Por tanto, el algoritmo desarrollado puede ser de gran utilidad en muchos de los proyectos vinculados al análisis de señales cerebrales, tanto de los que se encuentran en desarrollo actualmente como los que se desarrollarán en un futuro.

Por último, es importante resaltar que, para aplicar el algoritmo en un caso práctico, con el objetivo de verificar su correcto funcionamiento, ha sido necesario analizar en profundidad el sistema Muse (capítulo 4) y los datos extraídos por el mismo. Tras haber realizado el análisis del sistema y de los datos extraídos del mismo, se puede concluir que el sistema en cuestión se encuentra en una fase muy primitiva en lo que a extracción de señales cerebrales se refiere. La aplicación Muse Direct ha sido creada hace relativamente poco tiempo. De hecho, actualmente se encuentra en un segundo proceso de desarrollo, tras su reciente incorporación al mercado. No obstante, este sistema tiene una serie de ventajas con respecto a otros sistemas de extracción de señales más complejos que no se pueden pasar por alto. Por lo tanto, sería conveniente asegurarse de si el sistema Muse podría ser utilizado en proyectos de gran envergadura de manera fiable.

## ***6.2. TRABAJOS FUTUROS***

Como se comenta al final del apartado 5.3.1, los datos de partida utilizados como caso práctico para verificar el correcto funcionamiento del algoritmo han sido tomados en distintos momentos y a distintos individuos. Esto ha sido debido a la situación pandémica que ha imposibilitado la planificación inicial de toma de datos con la diadema y el sistema EEG en el campus de Cantoblanco. Aunque se ha tratado de reconducir satisfactoriamente el desarrollo del trabajo, esto implica que, tras la aplicación del algoritmo desarrollado partiendo de los datos definidos en el apartado 5.3.1, sea necesario realizar una serie de experimentos adicionales para poder extraer conclusiones más fiables acerca de la

equivalencia entre el sistema Muse y el sistema de referencia. Además, como se menciona en el apartado 6.1, la aplicación Muse Direct, esencial para la extracción de datos del sistema Muse, se encuentra actualmente en un proceso de actualización, en el que los desarrolladores de esta están realizando modificaciones técnicas con el objetivo de mejorar su funcionamiento.

Por tanto, cabe destacar dos trabajos futuros que constituirían un paso más hacia el objetivo principal del proyecto en el que éste se enmarca.

En primer lugar, convendría realizar varias extracciones de señales cerebrales a través del nuevo sistema Muse a modo de prueba, tras la reincorporación de la aplicación Muse Direct al mercado. A partir de ellas, se podrán analizar los datos obtenidos y comparar el nuevo sistema con el sistema Muse descrito en el capítulo 4. De esta manera, se podrán extraer conclusiones orientativas acerca de las mejoras introducidas por los desarrolladores y de la robustez del sistema Muse actualizado.

En segundo lugar, será necesario realizar una verificación de fiabilidad, partiendo del algoritmo desarrollado en este proyecto, que permita asegurar la equivalencia y precisión del sistema Muse. Para ello, será necesario extraer como mínimo 10 muestras tanto del sistema de referencia como del sistema Muse, registradas en el mismo instante de tiempo y al mismo individuo. Esto asegurará la fiabilidad de las conclusiones extraídas tras la aplicación del algoritmo, con los datos de partida obtenidos como se ha mencionado previamente.



## **BIBLIOGRAFÍA**

- ABC. (9 de 8 de 2020). Obtenido de [https://www.abc.es/sociedad/abci-mundial-esclerosis-multiple-47000-personas-espana-y-1800-casos-nuevos-cada-201705301320\\_noticia.html?ref=https%3A%2F%2Fwww.google.com%2F](https://www.abc.es/sociedad/abci-mundial-esclerosis-multiple-47000-personas-espana-y-1800-casos-nuevos-cada-201705301320_noticia.html?ref=https%3A%2F%2Fwww.google.com%2F)
- AE. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://www.apicepilepsia.org/sindromes-y-tipos-de-epilepsias/>
- APM. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://www.parkinsonmadrid.org/el-parkinson/el-parkinson-definicion/>
- ASRUID. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <http://radiologosdeelsalvador.com/ventajas-y-desventajas-de-la-resonancia-magnetica/>
- ATP. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://www.psicologosmadridcapital.com/blog/epilepsia-consecuencias-psicologicas-aesthesia-psicologos-madrid/>
- B.Brain. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://www.bitbrain.com/es/blog/rehabilitacion-cognitiva-demencia>
- Balance. (9 de 8 de 2020). Obtenido de [https://www.balancesociosanitario.com/Importancia-de-la-rehabilitacion-en-parkinson\\_a2109.html](https://www.balancesociosanitario.com/Importancia-de-la-rehabilitacion-en-parkinson_a2109.html)
- Bionic. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://www.bionic.es/producto/espectroscopia-funcional-del-infrarrojo-cercano-fnirs/>
- ChooseMuse. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://choosemuse.com/es/muse-2/>
- CRE. (9 de 8 de 2020). Obtenido de [https://sede.imserso.gob.es/crealzheimier\\_01/terapias\\_no\\_farmacologicas/psicoestimulacion/index.htm](https://sede.imserso.gob.es/crealzheimier_01/terapias_no_farmacologicas/psicoestimulacion/index.htm)
- ELSEVIER. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://www.elsevier.es/es-revista-radiologia-119-articulo-resonancia-magnetica-funcional-principios-basicos-S0033833818300067>
- eSalud. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://laesalud.com/congreso/2018/ehealth-congress/terapias-virtuales-pacientes-neurologicos/>

FEP. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://www.esparkinson.es/diamundialdelparkinson/>

GAEM. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://fundaciongaem.org/que-es-la-esclerosis-multiple/>

GAEM.R. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://fundaciongaem.org/terapias-rehabilitacion-en-esclerosis-multiple/>

GAEM.RC. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://fundaciongaem.org/rehabilitacion-cognitiva-esclerosis-multiple/>

GS. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://portal.guiasalud.es/egpc/pacientes-parkinson-tratamiento/>

IJARCSSE. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <http://www.ijarcsse.com/index.php/ijarcsse>

Investopedia. (9 de 8 de 2020). Obtenido de [https://www.investopedia.com/terms/a/adl.asp#:~:text=Activities%20of%20daily%20living%20\(A DLs,toileting%2C%20transferring%2C%20and%20continence.](https://www.investopedia.com/terms/a/adl.asp#:~:text=Activities%20of%20daily%20living%20(A DLs,toileting%2C%20transferring%2C%20and%20continence.)

IRF. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://www.irflasalle.es/la-logopedia-trabaja-logopeda-una-unidad-rehabilitacion-neurologica/>

JACCES. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <http://www.jacces.org/index.php/jacces/article/view/52>

LaEpilepsia. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://www.apicepilepsia.org/tratamiento-de-la-epilepsia/diagnosticode-%20la-epilepsia.%20Consultado%20por%20%C3%BAltima%20vez%20en%20mayo%202018>

MC. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/alzheimers-disease/symptoms-causes/syc-20350447>

MC.EEG. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://www.mayoclinic.org/es-es/tests-procedures/eeg/about/pac-20393875>

MM. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://lamenteesmaravillosa.com/tipos-de-ondas-cerebrales/>

Montesino, E. (9 de 8 de 2020). Diseño y análisis de métodos de correlación entre señales. Madrid, Madrid, España.

- MuseDevelopers. (9 de 8 de 2020). Obtenido de [https://web.archive.org/web/20181105231756/http://developer.choosemuse.com/tools/available-data#Absolute\\_Band\\_Powers](https://web.archive.org/web/20181105231756/http://developer.choosemuse.com/tools/available-data#Absolute_Band_Powers)
- NC. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://neurologiaclinica.es/epiteca-31-delta-brush-patron-eeeg/>
- Neural. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://neural.es/la-importancia-la-rehabilitacion-pacientes-dano-cerebral-adquirido-dca/>
- Neural.Fisioterapia. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://neural.es/que-es-la-fisioterapia-neurologica-y-cuales-son-sus-aplicaciones/>
- Neurologia. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://www.neurologia.com/articulo/2017460>
- NeuroRHB. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://neurorhb.com/blog-dano-cerebral/la-hipoterapia/>
- NM. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://www.news-medical.net/health/What-is-fMRI.aspx>
- OMS.Demencia. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/dementia>
- OMS.Epilepsia. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/epilepsy>
- OMS.TNeurológicos. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://www.who.int/features/qa/55/es/>
- PPV. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <http://www.ub.edu/pa1/node/130>
- PsicologosP81. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://psicologosprincesa81.com/blog/la-psicoterapia-en-personas-con-da%C3%B1o-cerebral-I/>
- RI. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=meg>
- Sanitas. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://www.sanitas.es/sanitas/seguros/es/particulares/biblioteca-de-salud/prevencion-salud/rehabilitacion-neurologica.html>
- SF. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://informme.org.au/Resources/Home-based-rehabilitation#:~:text=Home%2Dbased%20or%20domiciliary%20rehabilitation,establishes%20are%20to%20be%20used.>

SS. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://es.slideshare.net/ULSAMED/tx-epilepsia>

T.Ictus. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://www.tratamientoictus.com/lobulos-del-cerebro/?cn-reloaded=1>

Úbeda, E. S. (9 de 8 de 2020). PCA Estadística II. Madrid, Madrid, España.

WFOT. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://www.wfot.org/about/about-occupational-therapy>

WS. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://wearablesensing.com/>

WS.DSI24. (9 de 8 de 2020). Obtenido de <https://wearablesensing.com/products/dsi-24/>

## **ANEXO I: OBJETIVOS DE DESARROLLO SOSTENIBLE**

De entre los diversos objetivos de desarrollo sostenible (ODS), el que más se alinea con este proyecto es el objetivo 3: Salud y bienestar. Este proyecto supone un avance hacia el desarrollo de la HBR, personalizada y ubicua, sin depender del lugar ni de la presencia de expertos clínicos. Esta nueva forma de concebir la rehabilitación podría mejorar a pasos agigantados la calidad de vida del paciente y cobra especial importancia en la actualidad cambiante en la que se encuentra toda la población a nivel mundial.

Este proyecto está enfocado en los pacientes de enfermedades y trastornos cerebrales que se encuentran experimentando una o varias técnicas de rehabilitación. Por tanto, esta actualidad, que limita mucho más la movilidad del paciente, genera la necesidad de desarrollar terapias que el paciente pueda llevar a cabo en su propio domicilio, sin tener que desplazarse al centro de rehabilitación correspondiente.

El proyecto desarrollado constituye un gran avance hacia el objetivo de seguir mejorando la calidad de vida de los pacientes de enfermedades y trastornos cerebrales a través de una rehabilitación completamente adaptada a la situación actual. De esta manera, se reduce en gran medida el impacto que puede tener la crisis sanitaria actual en los pacientes que se encuentran en procesos de rehabilitación que cobran una importancia fundamental para el normal del individuo.

## ANEXO II: ALGORITMO COMPLETO

```
% ANALISIS Y COMPARACIÓN DE SEÑALES CEREBRALES
```

```
%Nota: estos datos son el resultado de un filtrado previo de los datos  
%originales realizado directamente en excel
```

```
% DATOS OBTENIDOS DE LA DIADEMA MUSE
```

```
% Extracción de datos
```

```
MM=xlsread('MM',2);
```

```
a=1;  
MM_1=MM(a:a+299,:);  
a=a+300;  
MM_2=MM(a:a+299,:);  
a=a+300;  
MM_3=MM(a:a+299,:);  
a=a+300;  
MM_4=MM(a:a+299,:);  
a=a+300;  
MM_5=MM(a:a+299,:);  
a=a+300;  
MM_6=MM(a:a+299,:);  
a=a+300;  
MM_7=MM(a:a+299,:);  
a=a+300;  
MM_8=MM(a:a+299,:);  
a=a+300;  
MM_9=MM(a:a+299,:);  
a=a+300;  
MM_10=MM(a:a+299,:);  
a=a+300;  
MM_11=MM(a:a+299,:);  
a=a+300;  
MM_12=MM(a:a+299,:);  
a=a+300;  
MM_13=MM(a:a+299,:);  
a=a+300;  
MM_14=MM(a:a+299,:);  
a=a+300;  
MM_15=MM(a:a+299,:);  
a=a+300;  
MM_16=MM(a:a+299,:);  
a=a+300;  
MM_17=MM(a:a+299,:);
```

```
%% Registro de datos
```

```
tm=MM_1(:,1);
```

```
%MM_1
```

```
vm11=MM_1(:,2);
```

```
vm12=MM_1(:,3);
```

```
vm13=MM_1(:,4);
```

```
vm14=MM_1(:,5);
```

```
%MM_2
```

```
vm21=MM_2(:,2);
```

```
vm22=MM_2(:,3);
```

```
vm23=MM_2(:,4);
```

```
vm24=MM_2(:,5);
```

```
%MM_3
```

```
vm31=MM_3(:,2);
```

```
vm32=MM_3(:,3);
```

```
vm33=MM_3(:,4);
```

```
vm34=MM_3(:,5);
```

```
%MM_4
```

```
vm41=MM_4(:,2);
```

```
vm42=MM_4(:,3);
```

```
vm43=MM_4(:,4);
```

```
vm44=MM_4(:,5);
```

```
%MM_5
```

```
vm51=MM_5(:,2);
```

```
vm52=MM_5(:,3);
```

```
vm53=MM_5(:,4);
```

```
vm54=MM_5(:,5);
```

```
%MM_6
```

```
vm61=MM_6(:,2);
```

```
vm62=MM_6(:,3);
```

```
vm63=MM_6(:,4);
```

```
vm64=MM_6(:,5);
```

```
%MM_7
```

```
vm71=MM_7(:,2);
```

```
vm72=MM_7(:,3);
```

```
vm73=MM_7(:,4);
```

```
vm74=MM_7(:,5);
```

%MM\_8

```
vm81=MM_8(:,2);  
vm82=MM_8(:,3);  
vm83=MM_8(:,4);  
vm84=MM_8(:,5);
```

%MM\_9

```
vm91=MM_9(:,2);  
vm92=MM_9(:,3);  
vm93=MM_9(:,4);  
vm94=MM_9(:,5);
```

%MM\_10

```
vm101=MM_10(:,2);  
vm102=MM_10(:,3);  
vm103=MM_10(:,4);  
vm104=MM_10(:,5);
```

%MM\_11

```
vm111=MM_11(:,2);  
vm112=MM_11(:,3);  
vm113=MM_11(:,4);  
vm114=MM_11(:,5);
```

%MM\_12

```
vm121=MM_12(:,2);  
vm122=MM_12(:,3);  
vm123=MM_12(:,4);  
vm124=MM_12(:,5);
```

%MM\_13

```
vm131=MM_13(:,2);  
vm132=MM_13(:,3);  
vm133=MM_13(:,4);  
vm134=MM_13(:,5);
```

%MM\_14

```
vm141=MM_14(:,2);  
vm142=MM_14(:,3);  
vm143=MM_14(:,4);  
vm144=MM_14(:,5);
```



```

%MM_15

vm151=MM_15(:,2);
vm152=MM_15(:,3);
vm153=MM_15(:,4);
vm154=MM_15(:,5);

%MM_16

vm161=MM_16(:,2);
vm162=MM_16(:,3);
vm163=MM_16(:,4);
vm164=MM_16(:,5);

%MM_17

vm171=MM_17(:,2);
vm172=MM_17(:,3);
vm173=MM_17(:,4);
vm174=MM_17(:,5);

%% Representación inicial de los datos

%% MM_1

figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 1');
grid;
hold on;
plot(tm,vm11,tm,vm12,tm,vm13,tm,vm14);
title('Muestra 1');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');
%% MM_2

figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 2');
grid;
hold on;
plot(tm,vm21,tm,vm22,tm,vm23,tm,vm24);
title('Muestra 2');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');
%% MM_3

figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 3');
grid;
hold on;
plot(tm,vm31,tm,vm32,tm,vm33,tm,vm34);
title('Muestra 3');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');

```

```

%% MM_4

figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 4');
grid;
hold on;
plot(tm,vm41,tm,vm42,tm,vm43,tm,vm44);
title('Muestra 4');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');
%% MM_5

figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 5');
grid;
hold on;
plot(tm,vm51,tm,vm52,tm,vm53,tm,vm54);
title('Muestra 5');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');
%% MM_6

figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 6');
grid;
hold on;
plot(tm,vm61,tm,vm62,tm,vm63,tm,vm64);
title('Muestra 6');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');
%% MM_7

figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 7');
grid;
hold on;
plot(tm,vm71,tm,vm72,tm,vm73,tm,vm74);
title('Muestra 7');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');
%% MM_8

figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 8');
grid;
hold on;
plot(tm,vm81,tm,vm82,tm,vm83,tm,vm84);
title('Muestra 8');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');

```

```

%% MM_9

figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 9');
grid;
hold on;
plot(tm,vm91,tm,vm92,tm,vm93,tm,vm94);
title('Muestra 9');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');
%% MM_10

figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 10');
grid;
hold on;
plot(tm,vm101,tm,vm102,tm,vm103,tm,vm104);
title('Muestra 10');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');
%% MM_11

figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 11');
grid;
hold on;
plot(tm,vm111,tm,vm112,tm,vm113,tm,vm114);
title('Muestra 11');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');
%% MM_12

figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 12');
grid;
hold on;
plot(tm,vm121,tm,vm122,tm,vm123,tm,vm124);
title('Muestra 12');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');
%% MM_13

figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 13');
grid;
hold on;
plot(tm,vm131,tm,vm132,tm,vm133,tm,vm134);
title('Muestra 13');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');
%% MM_14

figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 14');
grid;
hold on;
plot(tm,vm141,tm,vm142,tm,vm143,tm,vm144);
title('Muestra 14');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');

```

```

%% MM_15

figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 15');
grid;
hold on;
plot(tm,vm151,tm,vm152,tm,vm153,tm,vm154);
title('Muestra 15');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');
%% MM_16

figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 16');
grid;
hold on;
plot(tm,vm161,tm,vm162,tm,vm163,tm,vm164);
title('Muestra 16');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');
%% MM_17

figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 17');
grid;
hold on;
plot(tm,vm171,tm,vm172,tm,vm173,tm,vm174);
title('Muestra 17');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');

%% Representación conjunta de los datos iniciales del sistema Muse

figure('Name','Representación matricial conjunta de los datos iniciales
del sistema Muse');

ax(1)=subplot(5,4,1); plot(tm,vm11,tm,vm12,tm,vm13,tm,vm14); title
('Muestra 1');
ax(2)=subplot(5,4,2); plot(tm,vm21,tm,vm22,tm,vm23,tm,vm24); title
('Muestra 2');
ax(3)=subplot(5,4,3); plot(tm,vm31,tm,vm32,tm,vm33,tm,vm34); title
('Muestra 3');
ax(4)=subplot(5,4,4); plot(tm,vm41,tm,vm42,tm,vm43,tm,vm44); title
('Muestra 4');
ax(5)=subplot(5,4,5); plot(tm,vm51,tm,vm52,tm,vm53,tm,vm54); title
('Muestra 5');
ax(6)=subplot(5,4,6); plot(tm,vm61,tm,vm62,tm,vm63,tm,vm64); title
('Muestra 6');
ax(7)=subplot(5,4,7); plot(tm,vm71,tm,vm72,tm,vm73,tm,vm74); title
('Muestra 7');
ax(8)=subplot(5,4,8); plot(tm,vm81,tm,vm82,tm,vm83,tm,vm84); title
('Muestra 8');
ax(9)=subplot(5,4,9); plot(tm,vm91,tm,vm92,tm,vm93,tm,vm94); title
('Muestra 9');
ax(10)=subplot(5,4,10); plot(tm,vm101,tm,vm102,tm,vm103,tm,vm104); title
('Muestra 10');

```

```
ax(11)=subplot(5,4,11); plot(tm,vm111,tm,vm112,tm,vm113,tm,vm114); title
('Muestra 11');
ax(12)=subplot(5,4,12); plot(tm,vm121,tm,vm122,tm,vm123,tm,vm124); title
('Muestra 12');
ax(13)=subplot(5,4,13); plot(tm,vm131,tm,vm132,tm,vm133,tm,vm134); title
('Muestra 13');
ax(14)=subplot(5,4,14); plot(tm,vm141,tm,vm142,tm,vm143,tm,vm144); title
('Muestra 14');
ax(15)=subplot(5,4,15); plot(tm,vm151,tm,vm152,tm,vm153,tm,vm154); title
('Muestra 15');
ax(16)=subplot(5,4,16); plot(tm,vm161,tm,vm162,tm,vm163,tm,vm164); title
('Muestra 16');
ax(17)=subplot(5,4,17); plot(tm,vm171,tm,vm172,tm,vm173,tm,vm174); title
('Muestra 17');
linkaxes(ax,'xy');
```

```
%% PCA Analisis
```

```
% Lectura de datos extrayendo tiempos
```

```
PCA_MM1=MM_1(:,2:5);
PCA_MM2=MM_2(:,2:5);
PCA_MM3=MM_3(:,2:5);
PCA_MM4=MM_4(:,2:5);
PCA_MM5=MM_5(:,2:5);
PCA_MM6=MM_6(:,2:5);
PCA_MM7=MM_7(:,2:5);
PCA_MM8=MM_8(:,2:5);
PCA_MM9=MM_9(:,2:5);
PCA_MM10=MM_10(:,2:5);
PCA_MM11=MM_11(:,2:5);
PCA_MM12=MM_12(:,2:5);
PCA_MM13=MM_13(:,2:5);
PCA_MM14=MM_14(:,2:5);
PCA_MM15=MM_15(:,2:5);
PCA_MM16=MM_16(:,2:5);
PCA_MM17=MM_17(:,2:5);
```

```
%% Exploración de la correlación de los datos de las diversas muestras
```

```
disp('Matriz de correlaciones MM1:');disp(corr(PCA_MM1));
disp('Matriz de correlaciones MM2:');disp(corr(PCA_MM2));
disp('Matriz de correlaciones MM3:');disp(corr(PCA_MM3));
disp('Matriz de correlaciones MM4:');disp(corr(PCA_MM4));
disp('Matriz de correlaciones MM5:');disp(corr(PCA_MM5));
disp('Matriz de correlaciones MM6:');disp(corr(PCA_MM6));
disp('Matriz de correlaciones MM7:');disp(corr(PCA_MM7));
disp('Matriz de correlaciones MM8:');disp(corr(PCA_MM8));
disp('Matriz de correlaciones MM9:');disp(corr(PCA_MM9));
disp('Matriz de correlaciones MM10:');disp(corr(PCA_MM10));
disp('Matriz de correlaciones MM11:');disp(corr(PCA_MM11));
disp('Matriz de correlaciones MM12:');disp(corr(PCA_MM12));
disp('Matriz de correlaciones MM13:');disp(corr(PCA_MM13));
disp('Matriz de correlaciones MM14:');disp(corr(PCA_MM14));
```

```

disp('Matriz de correlaciones MM15:');disp(corr(PCA_MM15));
disp('Matriz de correlaciones MM16:');disp(corr(PCA_MM16));
disp('Matriz de correlaciones MM17:');disp(corr(PCA_MM17));

%% Aplicación de PCA

[loadingMM1, scoreMM1, latentMM1,~, explainedMM1, muMM1] = pca(PCA_MM1);
[loadingMM2, scoreMM2, latentMM2,~, explainedMM2, muMM2] = pca(PCA_MM2);
[loadingMM3, scoreMM3, latentMM3,~, explainedMM3, muMM3] = pca(PCA_MM3);
[loadingMM4, scoreMM4, latentMM4,~, explainedMM4, muMM4] = pca(PCA_MM4);
[loadingMM5, scoreMM5, latentMM5,~, explainedMM5, muMM5] = pca(PCA_MM5);
[loadingMM6, scoreMM6, latentMM6,~, explainedMM6, muMM6] = pca(PCA_MM6);
[loadingMM7, scoreMM7, latentMM7,~, explainedMM7, muMM7] = pca(PCA_MM7);
[loadingMM8, scoreMM8, latentMM8,~, explainedMM8, muMM8] = pca(PCA_MM8);
[loadingMM9, scoreMM9, latentMM9,~, explainedMM9, muMM9] = pca(PCA_MM9);
[loadingMM10, scoreMM10, latentMM10,~, explainedMM10, muMM10] =
pca(PCA_MM10);
[loadingMM11, scoreMM11, latentMM11,~, explainedMM11, muMM11] =
pca(PCA_MM11);
[loadingMM12, scoreMM12, latentMM12,~, explainedMM12, muMM12] =
pca(PCA_MM12);
[loadingMM13, scoreMM13, latentMM13,~, explainedMM13, muMM13] =
pca(PCA_MM13);
[loadingMM14, scoreMM14, latentMM14,~, explainedMM14, muMM14] =
pca(PCA_MM14);
[loadingMM15, scoreMM15, latentMM15,~, explainedMM15, muMM15] =
pca(PCA_MM15);
[loadingMM16, scoreMM16, latentMM16,~, explainedMM16, muMM16] =
pca(PCA_MM16);
[loadingMM17, scoreMM17, latentMM17,~, explainedMM17, muMM17] =
pca(PCA_MM17);

%% Análisis a través del gráfico conocido como ScreePlot

%%MM_1
ScreePlot(explainedMM1);
%% MM_2
ScreePlot(explainedMM2);
%% MM_3
ScreePlot(explainedMM3);
%% MM_4
ScreePlot(explainedMM4);
%% MM_5
ScreePlot(explainedMM5);
%% MM_6
ScreePlot(explainedMM6);
%% MM_7
ScreePlot(explainedMM7);
%% MM_8
ScreePlot(explainedMM8);
%% MM_9
ScreePlot(explainedMM9);
%% MM_10
ScreePlot(explainedMM10);

```

```

%% MM_11
ScreePlot(explainedMM1);
%% MM_12
ScreePlot(explainedMM12);
%% MM_13
ScreePlot(explainedMM13);
%% MM_14
ScreePlot(explainedMM14);
%% MM_15
ScreePlot(explainedMM15);
%% MM_16
ScreePlot(explainedMM16);
%% MM_17
ScreePlot(explainedMM17);

%% Reconstrucción de datos

%NOTA: Analizar previamente el gráfico Screeplot para seleccionar el
número de componentes principales adecuado

nCompMM1=2;
R_MM1 = scoreMM1(:,1:nCompMM1) * loadingMM1(:,1:nCompMM1)';
R_MM1 =[tm bsxfun(@plus, R_MM1, muMM1)];

nCompMM2=2;
R_MM2 = scoreMM2(:,1:nCompMM2) * loadingMM2(:,1:nCompMM2)';
R_MM2 =[tm bsxfun(@plus, R_MM2, muMM2)];

nCompMM3=2;
R_MM3 = scoreMM3(:,1:nCompMM3) * loadingMM3(:,1:nCompMM3)';
R_MM3 =[tm bsxfun(@plus, R_MM3, muMM3)];

nCompMM4=2;
R_MM4 = scoreMM4(:,1:nCompMM4) * loadingMM4(:,1:nCompMM4)';
R_MM4 =[tm bsxfun(@plus, R_MM4, muMM4)];

nCompMM5=2;
R_MM5 = scoreMM5(:,1:nCompMM5) * loadingMM5(:,1:nCompMM5)';
R_MM5 =[tm bsxfun(@plus, R_MM5, muMM5)];

nCompMM6=2;
R_MM6 = scoreMM6(:,1:nCompMM6) * loadingMM6(:,1:nCompMM6)';
R_MM6 =[tm bsxfun(@plus, R_MM6, muMM6)];

nCompMM7=2;
R_MM7 = scoreMM7(:,1:nCompMM7) * loadingMM7(:,1:nCompMM7)';
R_MM7 =[tm bsxfun(@plus, R_MM7, muMM7)];

nCompMM8=2;
R_MM8 = scoreMM8(:,1:nCompMM8) * loadingMM8(:,1:nCompMM8)';
R_MM8 =[tm bsxfun(@plus, R_MM8, muMM8)];

```

```

nCompMM9=2;
R_MM9 = scoreMM9(:,1:nCompMM9) * loadingMM9(:,1:nCompMM9)';
R_MM9 =[tm bsxfun(@plus, R_MM9, muMM9)];

nCompMM10=2;
R_MM10 = scoreMM10(:,1:nCompMM10) * loadingMM10(:,1:nCompMM10)';
R_MM10 =[tm bsxfun(@plus, R_MM10, muMM10)];

nCompMM11=2;
R_MM11 = scoreMM11(:,1:nCompMM11) * loadingMM11(:,1:nCompMM11)';
R_MM11 =[tm bsxfun(@plus, R_MM11, muMM11)];

nCompMM12=2;
R_MM12 = scoreMM12(:,1:nCompMM12) * loadingMM12(:,1:nCompMM12)';
R_MM12 =[tm bsxfun(@plus, R_MM12, muMM12)];

nCompMM13=2;
R_MM13 = scoreMM13(:,1:nCompMM13) * loadingMM13(:,1:nCompMM13)';
R_MM13 =[tm bsxfun(@plus, R_MM13, muMM13)];

nCompMM14=2;
R_MM14 = scoreMM14(:,1:nCompMM14) * loadingMM14(:,1:nCompMM14)';
R_MM14 =[tm bsxfun(@plus, R_MM14, muMM14)];

nCompMM15=2;
R_MM15 = scoreMM15(:,1:nCompMM15) * loadingMM15(:,1:nCompMM15)';
R_MM15 =[tm bsxfun(@plus, R_MM15, muMM15)];

nCompMM16=2;
R_MM16 = scoreMM16(:,1:nCompMM16) * loadingMM16(:,1:nCompMM16)';
R_MM16 =[tm bsxfun(@plus, R_MM16, muMM16)];

nCompMM17=2;
R_MM17 = scoreMM17(:,1:nCompMM17) * loadingMM17(:,1:nCompMM17)';
R_MM17 =[tm bsxfun(@plus, R_MM17, muMM17)];

% Registro de los datos reconstruidos

%MM_1

vrm11=R_MM1(:,2);
vrm12=R_MM1(:,3);
vrm13=R_MM1(:,4);
vrm14=R_MM1(:,5);

% MM_2

vrm21=R_MM2(:,2);
vrm22=R_MM2(:,3);
vrm23=R_MM2(:,4);
vrm24=R_MM2(:,5);

```



```
% MM_3

vrm31=R_MM3(:,2);
vrm32=R_MM3(:,3);
vrm33=R_MM3(:,4);
vrm34=R_MM3(:,5);

% MM_4

vrm41=R_MM4(:,2);
vrm42=R_MM4(:,3);
vrm43=R_MM4(:,4);
vrm44=R_MM4(:,5);

% MM_5

vrm51=R_MM5(:,2);
vrm52=R_MM5(:,3);
vrm53=R_MM5(:,4);
vrm54=R_MM5(:,5);

% MM_6

vrm61=R_MM6(:,2);
vrm62=R_MM6(:,3);
vrm63=R_MM6(:,4);
vrm64=R_MM6(:,5);

% MM_7

vrm71=R_MM7(:,2);
vrm72=R_MM7(:,3);
vrm73=R_MM7(:,4);
vrm74=R_MM7(:,5);

% MM_8

vrm81=R_MM8(:,2);
vrm82=R_MM8(:,3);
vrm83=R_MM8(:,4);
vrm84=R_MM8(:,5);

% MM_9

vrm91=R_MM9(:,2);
vrm92=R_MM9(:,3);
vrm93=R_MM9(:,4);
vrm94=R_MM9(:,5);
```

```
% MM_10

vrm101=R_MM10(:,2);
vrm102=R_MM10(:,3);
vrm103=R_MM10(:,4);
vrm104=R_MM10(:,5);

% MM_11

vrm111=R_MM11(:,2);
vrm112=R_MM11(:,3);
vrm113=R_MM11(:,4);
vrm114=R_MM11(:,5);

% MM_12

vrm121=R_MM12(:,2);
vrm122=R_MM12(:,3);
vrm123=R_MM12(:,4);
vrm124=R_MM12(:,5);

% MM_13

vrm131=R_MM13(:,2);
vrm132=R_MM13(:,3);
vrm133=R_MM13(:,4);
vrm134=R_MM13(:,5);

% MM_14

vrm141=R_MM14(:,2);
vrm142=R_MM14(:,3);
vrm143=R_MM14(:,4);
vrm144=R_MM14(:,5);

% MM_15

vrm151=R_MM15(:,2);
vrm152=R_MM15(:,3);
vrm153=R_MM15(:,4);
vrm154=R_MM15(:,5);

% MM_16

vrm161=R_MM16(:,2);
vrm162=R_MM16(:,3);
vrm163=R_MM16(:,4);
vrm164=R_MM16(:,5);
```

```
% MM_17

vrm171=R_MM17(:,2);
vrm172=R_MM17(:,3);
vrm173=R_MM17(:,4);
vrm174=R_MM17(:,5);

%% Representación de las señales reconstruidas

%MM_1

figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra
1');
grid;
hold on;
plot(tm,vrm11,tm,vrm12,tm,vrm13,tm,vrm14);
title('Muestra 1 reconstruida');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');

%% MM_2

figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra
2');
grid;
hold on;
plot(tm,vrm21,tm,vrm22,tm,vrm23,tm,vrm24);
title('Muestra 2 reconstruida');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');

%% MM_3

figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra
3');
grid;
hold on;
plot(tm,vrm31,tm,vrm32,tm,vrm33,tm,vrm34);
title('Muestra 3 reconstruida');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');

%% MM_4

figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra
4');
grid;
hold on;
plot(tm,vrm41,tm,vrm42,tm,vrm43,tm,vrm44);
title('Muestra 4 reconstruida');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');
```

```
%% MM_5

figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra
5');
grid;
hold on;
plot(tm,vrm51,tm,vrm52,tm,vrm53,tm,vrm54);
title('Muestra 5 reconstruida');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');

%% MM_6

figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra
6');
grid;
hold on;
plot(tm,vrm61,tm,vrm62,tm,vrm63,tm,vrm64);
title('Muestra 6 reconstruida');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');

%% MM_7

figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra
7');
grid;
hold on;
plot(tm,vrm71,tm,vrm72,tm,vrm73,tm,vrm74);
title('Muestra 7 reconstruida');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');

%% MM_8

figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra
8');
grid;
hold on;
plot(tm,vrm81,tm,vrm82,tm,vrm83,tm,vrm84);
title('Muestra 8 reconstruida');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');
```

```
%% MM_9

figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra
9');
grid;
hold on;
plot(tm,vrm91,tm,vrm92,tm,vrm93,tm,vrm94);
title('Muestra 9 reconstruida');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');

%% MM_10

figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra
10');
grid;
hold on;
plot(tm,vrm101,tm,vrm102,tm,vrm103,tm,vrm104);
title('Muestra 10 reconstruida');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');

%% MM_11

figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra
11');
grid;
hold on;
plot(tm,vrm111,tm,vrm112,tm,vrm113,tm,vrm114);
title('Muestra 11 reconstruida');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');

%% MM_12

figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra
12');
grid;
hold on;
plot(tm,vrm121,tm,vrm122,tm,vrm123,tm,vrm124);
title('Muestra 12 reconstruida');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');
```

```
%% MM_13
```

```
figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra  
13');  
grid;  
hold on;  
plot(tm,vrm131,tm,vrm132,tm,vrm133,tm,vrm134);  
title('Muestra 13 reconstruida');  
xlabel('Señal en microvoltios');  
ylabel('Tiempo en ms');
```

```
%% MM_14
```

```
figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra  
14');  
grid;  
hold on;  
plot(tm,vrm141,tm,vrm142,tm,vrm143,tm,vrm144);  
title('Muestra 14 reconstruida');  
xlabel('Señal en microvoltios');  
ylabel('Tiempo en ms');
```

```
%% MM_15
```

```
figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra  
15');  
grid;  
hold on;  
plot(tm,vrm151,tm,vrm152,tm,vrm153,tm,vrm154);  
title('Muestra 15 reconstruida');  
xlabel('Señal en microvoltios');  
ylabel('Tiempo en ms');
```

```
%% MM_16
```

```
figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra  
16');  
grid;  
hold on;  
plot(tm,vrm161,tm,vrm162,tm,vrm163,tm,vrm164);  
title('Muestra 16 reconstruida');  
xlabel('Señal en microvoltios');  
ylabel('Tiempo en ms');
```

```

%% MM_17

figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra
17');
grid;
hold on;
plot(tm,vrm171,tm,vrm172,tm,vrm173,tm,vrm174);
title('Muestra 17 reconstruida');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');

%% Representación general de las muestras tras la aplicación de PCA

figure('Name','Representación matricial conjunta de las muestras tras la
aplicación de PCA');

ax(1)=subplot(5,4,1); plot(tm,vrm11,tm,vrm12,tm,vrm13,tm,vrm14); title
('MM1 Reconstruido');
ax(2)=subplot(5,4,2); plot(tm,vrm21,tm,vrm22,tm,vrm23,tm,vrm24); title
('MM2 Reconstruido');
ax(3)=subplot(5,4,3); plot(tm,vrm31,tm,vrm32,tm,vrm33,tm,vrm34); title
('MM3 Reconstruido');
ax(4)=subplot(5,4,4); plot(tm,vrm41,tm,vrm42,tm,vrm43,tm,vrm44); title
('MM4 Reconstruido');
ax(5)=subplot(5,4,5); plot(tm,vrm51,tm,vrm52,tm,vrm53,tm,vrm54); title
('MM5 Reconstruido');
ax(6)=subplot(5,4,6); plot(tm,vrm61,tm,vrm62,tm,vrm63,tm,vrm64); title
('MM6 Reconstruido');
ax(7)=subplot(5,4,7); plot(tm,vrm71,tm,vrm72,tm,vrm73,tm,vrm74); title
('MM7 Reconstruido');
ax(8)=subplot(5,4,8); plot(tm,vrm81,tm,vrm82,tm,vrm83,tm,vrm84); title
('MM8 Reconstruido');
ax(9)=subplot(5,4,9); plot(tm,vrm91,tm,vrm92,tm,vrm93,tm,vrm94); title
('MM9 Reconstruido');
ax(10)=subplot(5,4,10); plot(tm,vrm101,tm,vrm102,tm,vrm103,tm,vrm104);
title ('MM10 Reconstruido');
ax(11)=subplot(5,4,11); plot(tm,vrm111,tm,vrm112,tm,vrm113,tm,vrm114);
title ('MM11 Reconstruido');
ax(12)=subplot(5,4,12); plot(tm,vrm121,tm,vrm122,tm,vrm123,tm,vrm124);
title ('MM12 Reconstruido');
ax(13)=subplot(5,4,13); plot(tm,vrm131,tm,vrm132,tm,vrm133,tm,vrm134);
title ('MM13 Reconstruido');
ax(14)=subplot(5,4,14); plot(tm,vrm141,tm,vrm142,tm,vrm143,tm,vrm144);
title ('MM14 Reconstruido');
ax(15)=subplot(5,4,15); plot(tm,vrm151,tm,vrm152,tm,vrm153,tm,vrm154);
title ('MM15 Reconstruido');
ax(16)=subplot(5,4,16); plot(tm,vrm161,tm,vrm162,tm,vrm163,tm,vrm164);
title ('MM16 Reconstruido');
ax(17)=subplot(5,4,17); plot(tm,vrm171,tm,vrm172,tm,vrm173,tm,vrm174);
title ('MM17 Reconstruido');
linkaxes(ax,'xy');

```

```
%% Aproximación a una señal representativa de la muestra mediante la
media

NM=5;

%MM_1

sumMM1=0;

for i=2:NM
    sumMM1=sumMM1+R_MM1(:,i);
end

vmMM1=sumMM1/(NM-1);

% MM_2

sumMM2=0;

for i=2:NM
    sumMM2=sumMM2+R_MM2(:,i);
end

vmMM2=sumMM2/(NM-1);

% MM_3

sumMM3=0;

for i=2:NM
    sumMM3=sumMM3+R_MM3(:,i);
end

vmMM3=sumMM3/(NM-1);

% MM_4

sumMM4=0;

for i=2:NM
    sumMM4=sumMM4+R_MM4(:,i);
end

vmMM4=sumMM4/(NM-1);
```



```
% MM_5

sumMM5=0;

for i=2:NM
    sumMM5=sumMM5+R_MM5(:,i);
end

vmMM5=sumMM5/(NM-1);

% MM_6

sumMM6=0;

for i=2:NM
    sumMM6=sumMM6+R_MM6(:,i);
end

vmMM6=sumMM6/(NM-1);

% MM_7

sumMM7=0;

for i=2:NM
    sumMM7=sumMM7+R_MM7(:,i);
end

vmMM7=sumMM7/(NM-1);

% MM_8

sumMM8=0;

for i=2:NM
    sumMM8=sumMM8+R_MM8(:,i);
end

vmMM8=sumMM8/(NM-1);

% MM_9

sumMM9=0;

for i=2:NM
    sumMM9=sumMM9+R_MM9(:,i);
end

vmMM9=sumMM9/(NM-1);
```

```
% MM_10

sumMM10=0;

for i=2:NM
    sumMM10=sumMM10+R_MM10(:,i);
end

vmMM10=sumMM10/(NM-1);

% MM_11

sumMM11=0;

for i=2:NM
    sumMM11=sumMM11+R_MM11(:,i);
end

vmMM11=sumMM11/(NM-1);

% MM_12

sumMM12=0;

for i=2:NM
    sumMM12=sumMM12+R_MM12(:,i);
end

vmMM12=sumMM12/(NM-1);

% MM_13

sumMM13=0;

for i=2:NM
    sumMM13=sumMM13+R_MM13(:,i);
end

vmMM13=sumMM13/(NM-1);

% MM_14

sumMM14=0;

for i=2:NM
    sumMM14=sumMM14+R_MM14(:,i);
end

vmMM14=sumMM14/(NM-1);
```

```

% MM_15

sumMM15=0;

for i=2:NM
    sumMM15=sumMM15+R_MM15(:,i);
end

vmMM15=sumMM15/(NM-1);

% MM_16

sumMM16=0;

for i=2:NM
    sumMM16=sumMM16+R_MM16(:,i);
end

vmMM16=sumMM16/(NM-1);

% MM_17

sumMM17=0;

for i=2:NM
    sumMM17=sumMM17+R_MM17(:,i);
end

vmMM17=sumMM17/(NM-1);

%% Representación de la señal media obtenida

%MM_1
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra
1');
grid;
plot(tm,vmMM1);
%% MM_2
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra
1');
grid;
plot(tm,vmMM2);
%% MM_3
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra
1');
grid;
plot(tm,vmMM3);

```

```

%% MM_4
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra
1');
grid;
plot(tm,vmMM4);
%% MM_5
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra
1');
grid;
plot(tm,vmMM5);
%% MM_6
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra
1');
grid;
plot(tm,vmMM6);
%% MM_7
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra
1');
grid;
plot(tm,vmMM7);
%% MM_8
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra
1');
grid;
plot(tm,vmMM8);
%% MM_9
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra
1');
grid;
plot(tm,vmMM9);
%% MM_10
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra
1');
grid;
plot(tm,vmMM10);
%% MM_11
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra
1');
grid;
plot(tm,vmMM11);
%% MM_12
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra
1');
grid;
plot(tm,vmMM12);
%% MM_13
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra
1');
grid;
plot(tm,vmMM13);
%% MM_14
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra
1');
grid;
plot(tm,vmMM14);

```

```

%% MM_15
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra
1');
grid;
plot(tm,vmMM15);
%% MM_16
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra
1');
grid;
plot(tm,vmMM16);
%% MM_17
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra
1');
grid;
plot(tm,vmMM17);

%% Representación conjunta de las señales de todas las muestras

figure('Name','Representación conjunta de las señales medias obtenidas de
cada muestra');
grid on;
hold on;
plot(tm,vmMM1,tm,vmMM2,tm,vmMM3,tm,vmMM4,tm,vmMM5,tm,vmMM6,tm,vmMM7,tm,vm
MM8,tm,vmMM9,tm,vmMM10);
plot(tm,vmMM11,tm,vmMM12,tm,vmMM13,tm,vmMM14,tm,vmMM15,tm,vmMM16,tm,vmMM1
7);
%%
figure('Name','Representación matricial conjunta de las señales medias
obtenidas de cada muestra');
ax(1)=subplot(5,4,1); plot(tm,vmMM1); title ('Señal media MM1');
ax(2)=subplot(5,4,2); plot(tm,vmMM2); title ('Señal media MM2');
ax(3)=subplot(5,4,3); plot(tm,vmMM3); title ('Señal media MM3');
ax(4)=subplot(5,4,4); plot(tm,vmMM4); title ('Señal media MM4');
ax(5)=subplot(5,4,5); plot(tm,vmMM5); title ('Señal media MM5');
ax(6)=subplot(5,4,6); plot(tm,vmMM6); title ('Señal media MM6');
ax(7)=subplot(5,4,7); plot(tm,vmMM7); title ('Señal media MM7');
ax(8)=subplot(5,4,8); plot(tm,vmMM8); title ('Señal media MM8');
ax(9)=subplot(5,4,9); plot(tm,vmMM9); title ('Señal media MM9');
ax(10)=subplot(5,4,10); plot(tm,vmMM10); title ('Señal media MM10');
ax(11)=subplot(5,4,11); plot(tm,vmMM11); title ('Señal media MM11');
ax(12)=subplot(5,4,12); plot(tm,vmMM12); title ('Señal media MM12');
ax(13)=subplot(5,4,13); plot(tm,vmMM13); title ('Señal media MM13');
ax(14)=subplot(5,4,14); plot(tm,vmMM14); title ('Señal media MM14');
ax(15)=subplot(5,4,15); plot(tm,vmMM15); title ('Señal media MM15');
ax(16)=subplot(5,4,16); plot(tm,vmMM16); title ('Señal media MM16');
ax(17)=subplot(5,4,17); plot(tm,vmMM17); title ('Señal media MM17');
linkaxes(ax,'xy');

```

```
%% Aproximación a una señal representativa de la máquina tradicional
mediante la media
```

```
MMM=[vmMM1 vmMM2 vmMM3 vmMM4 vmMM5 vmMM6...
      vmMM7 vmMM8 vmMM9 vmMM10 vmMM11 vmMM12 ...
      vmMM13 vmMM14 vmMM15 vmMM16 vmMM17];
```

```
Nm=17;
```

```
sumMMM=0;
for i=1:Nm
    sumMMM=sumMMM+MMM(:,i);
end
```

```
vmMMM=sumMMM/Nm;
```

```
%% Representación de la señal final obtenida
```

```
figure('Name','Representación de la señal final');
grid;
plot(tc,vmMMM);
title('Señal representativa del sistema Muse');
xlabel('Tiempo en ms');
ylabel('Tensión en microvoltios');
```

```
%% DATOS OBTENIDOS DEL SISTEMA TRADICIONAL
```

```
%Extracción de datos
```

```
MC1=xlsread('MN_1');
MC2=xlsread('MN_2');
MC3=xlsread('MN_3');
MC4=xlsread('MN_4');
MC5=xlsread('MN_5');
MC6=xlsread('MN_6');
MC7=xlsread('MN_7');
MC8=xlsread('MN_8');
MC9=xlsread('MN_9');
MC10=xlsread('MN_10');
MC11=xlsread('MN_11');
MC12=xlsread('MN_12');
MC13=xlsread('MN_13');
MC14=xlsread('MN_14');
MC15=xlsread('MN_15');
MC16=xlsread('MN_16');
MC17=xlsread('MN_17');
```

```
%% Registro de datos
```

```
tc=MC1(:,1);
```

**%MC1**

```
vc11=MC1 (:, 2);  
vc12=MC1 (:, 3);  
vc13=MC1 (:, 4);  
vc14=MC1 (:, 5);  
vc15=MC1 (:, 6);  
vc16=MC1 (:, 7);  
vc17=MC1 (:, 8);  
vc18=MC1 (:, 9);  
vc19=MC1 (:, 10);  
vc110=MC1 (:, 11);  
vc111=MC1 (:, 12);  
vc112=MC1 (:, 13);  
vc113=MC1 (:, 14);  
vc114=MC1 (:, 15);  
vc115=MC1 (:, 16);  
vc116=MC1 (:, 17);  
vc117=MC1 (:, 18);  
vc118=MC1 (:, 19);  
vc119=MC1 (:, 20);  
vc120=MC1 (:, 21);  
vc121=MC1 (:, 22);
```

**%MC2**

```
vc21=MC2 (:, 2);  
vc22=MC2 (:, 3);  
vc23=MC2 (:, 4);  
vc24=MC2 (:, 5);  
vc25=MC2 (:, 6);  
vc26=MC2 (:, 7);  
vc27=MC2 (:, 8);  
vc28=MC2 (:, 9);  
vc29=MC2 (:, 10);  
vc210=MC2 (:, 11);  
vc211=MC2 (:, 12);  
vc212=MC2 (:, 13);  
vc213=MC2 (:, 14);  
vc214=MC2 (:, 15);  
vc215=MC2 (:, 16);  
vc216=MC2 (:, 17);  
vc217=MC2 (:, 18);  
vc218=MC2 (:, 19);  
vc219=MC2 (:, 20);  
vc220=MC2 (:, 21);  
vc221=MC2 (:, 22);
```

**%MC3**

```
vc31=MC3 (:, 2);  
vc32=MC3 (:, 3);  
vc33=MC3 (:, 4);  
vc34=MC3 (:, 5);
```

```
vc35=MC3 (:, 6);  
vc36=MC3 (:, 7);  
vc37=MC3 (:, 8);  
vc38=MC3 (:, 9);  
vc39=MC3 (:, 10);  
vc310=MC3 (:, 11);  
vc311=MC3 (:, 12);  
vc312=MC3 (:, 13);  
vc313=MC3 (:, 14);  
vc314=MC3 (:, 15);  
vc315=MC3 (:, 16);  
vc316=MC3 (:, 17);  
vc317=MC3 (:, 18);  
vc318=MC3 (:, 19);  
vc319=MC3 (:, 20);  
vc320=MC3 (:, 21);  
vc321=MC3 (:, 22);
```

**%MC4**

```
vc41=MC4 (:, 2);  
vc42=MC4 (:, 3);  
vc43=MC4 (:, 4);  
vc44=MC4 (:, 5);  
vc45=MC4 (:, 6);  
vc46=MC4 (:, 7);  
vc47=MC4 (:, 8);  
vc48=MC4 (:, 9);  
vc49=MC4 (:, 10);  
vc410=MC4 (:, 11);  
vc411=MC4 (:, 12);  
vc412=MC4 (:, 13);  
vc413=MC4 (:, 14);  
vc414=MC4 (:, 15);  
vc415=MC4 (:, 16);  
vc416=MC4 (:, 17);  
vc417=MC4 (:, 18);  
vc418=MC4 (:, 19);  
vc419=MC4 (:, 20);  
vc420=MC4 (:, 21);  
vc421=MC4 (:, 22);
```

**%MC5**

```
vc51=MC5 (:, 2);  
vc52=MC5 (:, 3);  
vc53=MC5 (:, 4);  
vc54=MC5 (:, 5);  
vc55=MC5 (:, 6);  
vc56=MC5 (:, 7);  
vc57=MC5 (:, 8);  
vc58=MC5 (:, 9);  
vc59=MC5 (:, 10);  
vc510=MC5 (:, 11);
```



```
vc511=MC5 (:, 12);  
vc512=MC5 (:, 13);  
vc513=MC5 (:, 14);  
vc514=MC5 (:, 15);  
vc515=MC5 (:, 16);  
vc516=MC5 (:, 17);  
vc517=MC5 (:, 18);  
vc518=MC5 (:, 19);  
vc519=MC5 (:, 20);  
vc520=MC5 (:, 21);  
vc521=MC5 (:, 22);
```

*%MC6*

```
vc61=MC6 (:, 2);  
vc62=MC6 (:, 3);  
vc63=MC6 (:, 4);  
vc64=MC6 (:, 5);  
vc65=MC6 (:, 6);  
vc66=MC6 (:, 7);  
vc67=MC6 (:, 8);  
vc68=MC6 (:, 9);  
vc69=MC6 (:, 10);  
vc610=MC6 (:, 11);  
vc611=MC6 (:, 12);  
vc612=MC6 (:, 13);  
vc613=MC6 (:, 14);  
vc614=MC6 (:, 15);  
vc615=MC6 (:, 16);  
vc616=MC6 (:, 17);  
vc617=MC6 (:, 18);  
vc618=MC6 (:, 19);  
vc619=MC6 (:, 20);  
vc620=MC6 (:, 21);  
vc621=MC6 (:, 22);
```

*%MC7*

```
vc71=MC7 (:, 2);  
vc72=MC7 (:, 3);  
vc73=MC7 (:, 4);  
vc74=MC7 (:, 5);  
vc75=MC7 (:, 6);  
vc76=MC7 (:, 7);  
vc77=MC7 (:, 8);  
vc78=MC7 (:, 9);  
vc79=MC7 (:, 10);  
vc710=MC7 (:, 11);  
vc711=MC7 (:, 12);  
vc712=MC7 (:, 13);  
vc713=MC7 (:, 14);  
vc714=MC7 (:, 15);  
vc715=MC7 (:, 16);  
vc716=MC7 (:, 17);
```

```
vc717=MC7 (:, 18);  
vc718=MC7 (:, 19);  
vc719=MC7 (:, 20);  
vc720=MC7 (:, 21);  
vc721=MC7 (:, 22);
```

**%MC8**

```
vc81=MC8 (:, 2);  
vc82=MC8 (:, 3);  
vc83=MC8 (:, 4);  
vc84=MC8 (:, 5);  
vc85=MC8 (:, 6);  
vc86=MC8 (:, 7);  
vc87=MC8 (:, 8);  
vc88=MC8 (:, 9);  
vc89=MC8 (:, 10);  
vc810=MC8 (:, 11);  
vc811=MC8 (:, 12);  
vc812=MC8 (:, 13);  
vc813=MC8 (:, 14);  
vc814=MC8 (:, 15);  
vc815=MC8 (:, 16);  
vc816=MC8 (:, 17);  
vc817=MC8 (:, 18);  
vc818=MC8 (:, 19);  
vc819=MC8 (:, 20);  
vc820=MC8 (:, 21);  
vc821=MC8 (:, 22);
```

**%MC9**

```
vc91=MC9 (:, 2);  
vc92=MC9 (:, 3);  
vc93=MC9 (:, 4);  
vc94=MC9 (:, 5);  
vc95=MC9 (:, 6);  
vc96=MC9 (:, 7);  
vc97=MC9 (:, 8);  
vc98=MC9 (:, 9);  
vc99=MC9 (:, 10);  
vc910=MC9 (:, 11);  
vc911=MC9 (:, 12);  
vc912=MC9 (:, 13);  
vc913=MC9 (:, 14);  
vc914=MC9 (:, 15);  
vc915=MC9 (:, 16);  
vc916=MC9 (:, 17);  
vc917=MC9 (:, 18);  
vc918=MC9 (:, 19);  
vc919=MC9 (:, 20);  
vc920=MC9 (:, 21);  
vc921=MC9 (:, 22);
```

%MC10

```
vc101=MC10(:,2);  
vc102=MC10(:,3);  
vc103=MC10(:,4);  
vc104=MC10(:,5);  
vc105=MC10(:,6);  
vc106=MC10(:,7);  
vc107=MC10(:,8);  
vc108=MC10(:,9);  
vc109=MC10(:,10);  
vc1010=MC10(:,11);  
vc1011=MC10(:,12);  
vc1012=MC10(:,13);  
vc1013=MC10(:,14);  
vc1014=MC10(:,15);  
vc1015=MC10(:,16);  
vc1016=MC10(:,17);  
vc1017=MC10(:,18);  
vc1018=MC10(:,19);  
vc1019=MC10(:,20);  
vc1020=MC10(:,21);  
vc1021=MC10(:,22);
```

%MC11

```
vc111=MC11(:,2);  
vc112=MC11(:,3);  
vc113=MC11(:,4);  
vc114=MC11(:,5);  
vc115=MC11(:,6);  
vc116=MC11(:,7);  
vc117=MC11(:,8);  
vc118=MC11(:,9);  
vc119=MC11(:,10);  
vc1110=MC11(:,11);  
vc1111=MC11(:,12);  
vc1112=MC11(:,13);  
vc1113=MC11(:,14);  
vc1114=MC11(:,15);  
vc1115=MC11(:,16);  
vc1116=MC11(:,17);  
vc1117=MC11(:,18);  
vc1118=MC11(:,19);  
vc1119=MC11(:,20);  
vc1120=MC11(:,21);  
vc1121=MC11(:,22);
```

%MC12

```
vc121=MC12(:,2);  
vc122=MC12(:,3);  
vc123=MC12(:,4);  
vc124=MC12(:,5);
```

```
vc125=MC12 (:, 6);  
vc126=MC12 (:, 7);  
vc127=MC12 (:, 8);  
vc128=MC12 (:, 9);  
vc129=MC12 (:, 10);  
vc1210=MC12 (:, 11);  
vc1211=MC12 (:, 12);  
vc1212=MC12 (:, 13);  
vc1213=MC12 (:, 14);  
vc1214=MC12 (:, 15);  
vc1215=MC12 (:, 16);  
vc1216=MC12 (:, 17);  
vc1217=MC12 (:, 18);  
vc1218=MC12 (:, 19);  
vc1219=MC12 (:, 20);  
vc1220=MC12 (:, 21);  
vc1221=MC12 (:, 22);
```

**%MC13**

```
vc131=MC13 (:, 2);  
vc132=MC13 (:, 3);  
vc133=MC13 (:, 4);  
vc134=MC13 (:, 5);  
vc135=MC13 (:, 6);  
vc136=MC13 (:, 7);  
vc137=MC13 (:, 8);  
vc138=MC13 (:, 9);  
vc139=MC13 (:, 10);  
vc1310=MC13 (:, 11);  
vc1311=MC13 (:, 12);  
vc1312=MC13 (:, 13);  
vc1313=MC13 (:, 14);  
vc1314=MC13 (:, 15);  
vc1315=MC13 (:, 16);  
vc1316=MC13 (:, 17);  
vc1317=MC13 (:, 18);  
vc1318=MC13 (:, 19);  
vc1319=MC13 (:, 20);  
vc1320=MC13 (:, 21);  
vc1321=MC13 (:, 22);
```

**%MC14**

```
vc141=MC14 (:, 2);  
vc142=MC14 (:, 3);  
vc143=MC14 (:, 4);  
vc144=MC14 (:, 5);  
vc145=MC14 (:, 6);  
vc146=MC14 (:, 7);  
vc147=MC14 (:, 8);  
vc148=MC14 (:, 9);  
vc149=MC14 (:, 10);  
vc1410=MC14 (:, 11);
```

```
vc1411=MC14(:,12);  
vc1412=MC14(:,13);  
vc1413=MC14(:,14);  
vc1414=MC14(:,15);  
vc1415=MC14(:,16);  
vc1416=MC14(:,17);  
vc1417=MC14(:,18);  
vc1418=MC14(:,19);  
vc1419=MC14(:,20);  
vc1420=MC14(:,21);  
vc1421=MC14(:,22);
```

*%MC15*

```
vc151=MC15(:,2);  
vc152=MC15(:,3);  
vc153=MC15(:,4);  
vc154=MC15(:,5);  
vc155=MC15(:,6);  
vc156=MC15(:,7);  
vc157=MC15(:,8);  
vc158=MC15(:,9);  
vc159=MC15(:,10);  
vc1510=MC15(:,11);  
vc1511=MC15(:,12);  
vc1512=MC15(:,13);  
vc1513=MC15(:,14);  
vc1514=MC15(:,15);  
vc1515=MC15(:,16);  
vc1516=MC15(:,17);  
vc1517=MC15(:,18);  
vc1518=MC15(:,19);  
vc1519=MC15(:,20);  
vc1520=MC15(:,21);  
vc1521=MC15(:,22);
```

*%MC16*

```
vc161=MC16(:,2);  
vc162=MC16(:,3);  
vc163=MC16(:,4);  
vc164=MC16(:,5);  
vc165=MC16(:,6);  
vc166=MC16(:,7);  
vc167=MC16(:,8);  
vc168=MC16(:,9);  
vc169=MC16(:,10);  
vc1610=MC16(:,11);  
vc1611=MC16(:,12);  
vc1612=MC16(:,13);  
vc1613=MC16(:,14);  
vc1614=MC16(:,15);  
vc1615=MC16(:,16);  
vc1616=MC16(:,17);
```

```
vc1617=MC16(:,18);
vc1618=MC16(:,19);
vc1619=MC16(:,20);
vc1620=MC16(:,21);
vc1621=MC16(:,22);
```

```
%MC17
```

```
vc171=MC17(:,2);
vc172=MC17(:,3);
vc173=MC17(:,4);
vc174=MC17(:,5);
vc175=MC17(:,6);
vc176=MC17(:,7);
vc177=MC17(:,8);
vc178=MC17(:,9);
vc179=MC17(:,10);
vc1710=MC17(:,11);
vc1711=MC17(:,12);
vc1712=MC17(:,13);
vc1713=MC17(:,14);
vc1714=MC17(:,15);
vc1715=MC17(:,16);
vc1716=MC17(:,17);
vc1717=MC17(:,18);
vc1718=MC17(:,19);
vc1719=MC17(:,20);
vc1720=MC17(:,21);
vc1721=MC17(:,22);
```

```
%% Representación inicial de los datos
```

```
%% MC1
```

```
figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 1');
grid;
hold on;
plot(tc,vc11,tc,vc12,tc,vc13,tc,vc14,tc,vc15,tc,vc16,tc,vc17,tc,vc18,tc,vc19,tc,vc110);
plot(tc,vc111,tc,vc112,tc,vc113,tc,vc114,tc,vc115,tc,vc116,tc,vc117,tc,vc118,tc,vc119,tc,vc120,tc,vc121);
title('Muestra 1');
xlabel('Señal en microvoltios');
ylabel('Tiempo en ms');
```

```
%% MC2
```

```
figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 2');  
grid;  
hold on;  
plot(tc,vc21,tc,vc22,tc,vc23,tc,vc24,tc,vc25,tc,vc26,tc,vc27,tc,vc28,tc,vc29,tc,vc210);  
plot(tc,vc211,tc,vc212,tc,vc213,tc,vc214,tc,vc215,tc,vc216,tc,vc217,tc,vc218,tc,vc219,tc,vc220,tc,vc221);  
title('Muestra 2');  
xlabel('Señal en microvoltios');  
ylabel('Tiempo en ms');
```

```
%% MC3
```

```
figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 3');  
grid;  
hold on;  
plot(tc,vc31,tc,vc32,tc,vc33,tc,vc34,tc,vc35,tc,vc36,tc,vc37,tc,vc38,tc,vc39,tc,vc310);  
plot(tc,vc311,tc,vc312,tc,vc313,tc,vc314,tc,vc315,tc,vc316,tc,vc317,tc,vc318,tc,vc319,tc,vc320,tc,vc321);  
title('Muestra 3');  
xlabel('Señal en microvoltios');  
ylabel('Tiempo en ms');
```

```
%% MC4
```

```
figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 4');  
grid;  
hold on;  
plot(tc,vc41,tc,vc42,tc,vc43,tc,vc44,tc,vc45,tc,vc46,tc,vc47,tc,vc48,tc,vc49,tc,vc410);  
plot(tc,vc411,tc,vc412,tc,vc413,tc,vc414,tc,vc415,tc,vc416,tc,vc417,tc,vc418,tc,vc419,tc,vc420,tc,vc421);  
title('Muestra 4');  
xlabel('Señal en microvoltios');  
ylabel('Tiempo en ms');
```

```
%% MC5
```

```
figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 5');  
grid;  
hold on;  
plot(tc,vc51,tc,vc52,tc,vc53,tc,vc54,tc,vc55,tc,vc56,tc,vc57,tc,vc58,tc,vc59,tc,vc510);  
plot(tc,vc511,tc,vc512,tc,vc513,tc,vc514,tc,vc515,tc,vc516,tc,vc517,tc,vc518,tc,vc519,tc,vc520,tc,vc521);  
title('Muestra 5');  
xlabel('Señal en microvoltios');  
ylabel('Tiempo en ms');
```

```
%% MC6
```

```
figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 6');  
grid;  
hold on;  
plot(tc,vc61,tc,vc62,tc,vc63,tc,vc64,tc,vc65,tc,vc66,tc,vc67,tc,vc68,tc,vc69,tc,vc610);  
plot(tc,vc611,tc,vc612,tc,vc613,tc,vc614,tc,vc615,tc,vc616,tc,vc617,tc,vc618,tc,vc619,tc,vc620,tc,vc621);  
title('Muestra 6');  
xlabel('Señal en microvoltios');  
ylabel('Tiempo en ms');
```

```
%% MC7
```

```
figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 7');  
grid;  
hold on;  
plot(tc,vc71,tc,vc72,tc,vc73,tc,vc74,tc,vc75,tc,vc76,tc,vc77,tc,vc78,tc,vc79,tc,vc710);  
plot(tc,vc711,tc,vc712,tc,vc713,tc,vc714,tc,vc715,tc,vc716,tc,vc717,tc,vc718,tc,vc719,tc,vc720,tc,vc721);  
title('Muestra 7');  
xlabel('Señal en microvoltios');  
ylabel('Tiempo en ms');
```

```
%% MC8
```

```
figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 8');  
grid;  
hold on;  
plot(tc,vc81,tc,vc82,tc,vc83,tc,vc84,tc,vc85,tc,vc86,tc,vc87,tc,vc88,tc,vc89,tc,vc810);  
plot(tc,vc811,tc,vc812,tc,vc813,tc,vc814,tc,vc815,tc,vc816,tc,vc817,tc,vc818,tc,vc819,tc,vc820,tc,vc821);  
title('Muestra 8');  
xlabel('Señal en microvoltios');  
ylabel('Tiempo en ms');
```

```
%% MC9
```

```
figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 9');  
grid;  
hold on;  
plot(tc,vc91,tc,vc92,tc,vc93,tc,vc94,tc,vc95,tc,vc96,tc,vc97,tc,vc98,tc,vc99,tc,vc910);  
plot(tc,vc911,tc,vc912,tc,vc913,tc,vc914,tc,vc915,tc,vc916,tc,vc917,tc,vc918,tc,vc919,tc,vc920,tc,vc921);  
title('Muestra 9');  
xlabel('Señal en microvoltios');  
ylabel('Tiempo en ms');
```



```
%% MC10
```

```
figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 10');  
grid;  
hold on;  
plot(tc,vc101,tc,vc102,tc,vc103,tc,vc104,tc,vc105,tc,vc106,tc,vc107,tc,vc  
108,tc,vc109,tc,vc1010);  
plot(tc,vc1011,tc,vc1012,tc,vc1013,tc,vc1014,tc,vc1015,tc,vc1016,tc,vc101  
7,tc,vc1018,tc,vc1019,tc,vc1020,tc,vc1021);  
title('Muestra 10');  
xlabel('Señal en microvoltios');  
ylabel('Tiempo en ms');
```

```
%% MC11
```

```
figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 11');  
grid;  
hold on;  
plot(tc,vc111,tc,vc112,tc,vc113,tc,vc114,tc,vc115,tc,vc116,tc,vc117,tc,vc  
118,tc,vc119,tc,vc1110);  
plot(tc,vc1111,tc,vc1112,tc,vc1113,tc,vc1114,tc,vc1115,tc,vc1116,tc,vc111  
7,tc,vc1118,tc,vc1119,tc,vc1120,tc,vc1121);  
title('Muestra 11');  
xlabel('Señal en microvoltios');  
ylabel('Tiempo en ms');
```

```
%% MC12
```

```
figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 12');  
grid;  
hold on;  
plot(tc,vc121,tc,vc122,tc,vc123,tc,vc124,tc,vc125,tc,vc126,tc,vc127,tc,vc  
128,tc,vc129,tc,vc1210);  
plot(tc,vc1211,tc,vc1212,tc,vc1213,tc,vc1214,tc,vc1215,tc,vc1216,tc,vc121  
7,tc,vc1218,tc,vc1219,tc,vc1220,tc,vc1221);  
title('Muestra 12');  
xlabel('Señal en microvoltios');  
ylabel('Tiempo en ms');
```

```
%% MC13
```

```
figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 13');  
grid;  
hold on;  
plot(tc,vc131,tc,vc132,tc,vc133,tc,vc134,tc,vc135,tc,vc136,tc,vc137,tc,vc  
138,tc,vc139,tc,vc1310);  
plot(tc,vc1311,tc,vc1312,tc,vc1313,tc,vc1314,tc,vc1315,tc,vc1316,tc,vc131  
7,tc,vc1318,tc,vc1319,tc,vc1320,tc,vc1321);  
title('Muestra 13');  
xlabel('Señal en microvoltios');  
ylabel('Tiempo en ms');
```

```
%% MC14
```

```
figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 14');  
grid;  
hold on;  
plot(tc,vc141,tc,vc142,tc,vc143,tc,vc144,tc,vc145,tc,vc146,tc,vc147,tc,vc  
148,tc,vc149,tc,vc1410);  
plot(tc,vc1411,tc,vc1412,tc,vc1413,tc,vc1414,tc,vc1415,tc,vc1416,tc,vc141  
7,tc,vc1418,tc,vc1419,tc,vc1420,tc,vc1421);  
title('Muestra 14');  
xlabel('Señal en microvoltios');  
ylabel('Tiempo en ms');
```

```
%% MC15
```

```
figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 15');  
grid;  
hold on;  
plot(tc,vc71,tc,vc72,tc,vc73,tc,vc74,tc,vc75,tc,vc76,tc,vc77,tc,vc78,tc,v  
c79,tc,vc710);  
plot(tc,vc711,tc,vc712,tc,vc713,tc,vc714,tc,vc715,tc,vc716,tc,vc717,tc,vc  
718,tc,vc719,tc,vc720,tc,vc721);  
title('Muestra 15');  
xlabel('Señal en microvoltios');  
ylabel('Tiempo en ms');
```

```
%% MC16
```

```
figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 16');  
grid;  
hold on;  
plot(tc,vc161,tc,vc162,tc,vc163,tc,vc164,tc,vc165,tc,vc166,tc,vc167,tc,vc  
168,tc,vc169,tc,vc1610);  
plot(tc,vc1611,tc,vc1612,tc,vc1613,tc,vc1614,tc,vc1615,tc,vc1616,tc,vc161  
7,tc,vc1618,tc,vc1619,tc,vc1620,tc,vc1621);  
title('Muestra 16');  
xlabel('Señal en microvoltios');  
ylabel('Tiempo en ms');
```

```
%% MC17
```

```
figure('Name','Representación inicial de las señales de la muestra 17');  
grid;  
hold on;  
plot(tc,vc171,tc,vc172,tc,vc173,tc,vc174,tc,vc175,tc,vc176,tc,vc177,tc,vc  
178,tc,vc179,tc,vc1710);  
plot(tc,vc1711,tc,vc1712,tc,vc1713,tc,vc1714,tc,vc1715,tc,vc1716,tc,vc171  
7,tc,vc1718,tc,vc1719,tc,vc1720,tc,vc1721);  
title('Muestra 17');  
xlabel('Señal en microvoltios');  
ylabel('Tiempo en ms');
```

```

%% Representación conjunta de los datos iniciales del sistema de
referencia

figure('Name','Representación matricial conjunta de los datos iniciales
del sistema de referencia');

ax(1)=subplot(5,4,1);
plot(tc,vc11,tc,vc12,tc,vc13,tc,vc14,tc,vc15,tc,vc16,tc,vc17,tc,vc18,tc,vc19,tc,vc110,tc,vc111,tc,vc112,tc,vc113,tc,vc114,tc,vc115,tc,vc116,tc,vc117,tc,vc118,tc,vc119,tc,vc120,tc,vc121); title ('Muestra 1');
ax(2)=subplot(5,4,2);
plot(tc,vc21,tc,vc22,tc,vc23,tc,vc24,tc,vc25,tc,vc26,tc,vc27,tc,vc28,tc,vc29,tc,vc210,tc,vc211,tc,vc212,tc,vc213,tc,vc214,tc,vc215,tc,vc216,tc,vc217,tc,vc218,tc,vc219,tc,vc220,tc,vc221); title ('Muestra 2');
ax(3)=subplot(5,4,3);
plot(tc,vc31,tc,vc32,tc,vc33,tc,vc34,tc,vc35,tc,vc36,tc,vc37,tc,vc38,tc,vc39,tc,vc310,tc,vc311,tc,vc312,tc,vc313,tc,vc314,tc,vc315,tc,vc316,tc,vc317,tc,vc318,tc,vc319,tc,vc320,tc,vc321); title ('Muestra 3');
ax(4)=subplot(5,4,4);
plot(tc,vc41,tc,vc42,tc,vc43,tc,vc44,tc,vc45,tc,vc46,tc,vc47,tc,vc48,tc,vc49,tc,vc410,tc,vc411,tc,vc412,tc,vc413,tc,vc414,tc,vc415,tc,vc416,tc,vc417,tc,vc418,tc,vc419,tc,vc420,tc,vc421); title ('Muestra 4');
ax(5)=subplot(5,4,5);
plot(tc,vc51,tc,vc52,tc,vc53,tc,vc54,tc,vc55,tc,vc56,tc,vc57,tc,vc58,tc,vc59,tc,vc510,tc,vc511,tc,vc512,tc,vc513,tc,vc514,tc,vc515,tc,vc516,tc,vc517,tc,vc518,tc,vc519,tc,vc520,tc,vc521); title ('Muestra 5');
ax(6)=subplot(5,4,6);
plot(tc,vc61,tc,vc62,tc,vc63,tc,vc64,tc,vc65,tc,vc66,tc,vc67,tc,vc68,tc,vc69,tc,vc610,tc,vc611,tc,vc612,tc,vc613,tc,vc614,tc,vc615,tc,vc616,tc,vc617,tc,vc618,tc,vc619,tc,vc620,tc,vc621); title ('Muestra 6');
ax(7)=subplot(5,4,7);
plot(tc,vc71,tc,vc72,tc,vc73,tc,vc74,tc,vc75,tc,vc76,tc,vc77,tc,vc78,tc,vc79,tc,vc710,tc,vc711,tc,vc712,tc,vc713,tc,vc714,tc,vc715,tc,vc716,tc,vc717,tc,vc718,tc,vc719,tc,vc720,tc,vc721); title ('Muestra 7');
ax(8)=subplot(5,4,8);
plot(tc,vc81,tc,vc82,tc,vc83,tc,vc84,tc,vc85,tc,vc86,tc,vc87,tc,vc88,tc,vc89,tc,vc810,tc,vc811,tc,vc812,tc,vc813,tc,vc814,tc,vc815,tc,vc816,tc,vc817,tc,vc818,tc,vc819,tc,vc820,tc,vc821); title ('Muestra 8');
ax(9)=subplot(5,4,9);
plot(tc,vc91,tc,vc92,tc,vc93,tc,vc94,tc,vc95,tc,vc96,tc,vc97,tc,vc98,tc,vc99,tc,vc910,tc,vc911,tc,vc912,tc,vc913,tc,vc914,tc,vc915,tc,vc916,tc,vc917,tc,vc918,tc,vc919,tc,vc920,tc,vc921); title ('Muestra 9');
ax(10)=subplot(5,4,10);
plot(tc,vc101,tc,vc102,tc,vc103,tc,vc104,tc,vc105,tc,vc106,tc,vc107,tc,vc108,tc,vc109,tc,vc1010,tc,vc1011,tc,vc1012,tc,vc1013,tc,vc1014,tc,vc1015,tc,vc1016,tc,vc1017,tc,vc1018,tc,vc1019,tc,vc1020,tc,vc1021); title ('Muestra 10');
ax(11)=subplot(5,4,11);
plot(tc,vc111,tc,vc112,tc,vc113,tc,vc114,tc,vc115,tc,vc116,tc,vc117,tc,vc118,tc,vc119,tc,vc1110,tc,vc1111,tc,vc1112,tc,vc1113,tc,vc1114,tc,vc1115,tc,vc1116,tc,vc1117,tc,vc1118,tc,vc1119,tc,vc1120,tc,vc1121); title ('Muestra 11');

```

```

ax(12)=subplot(5,4,12);
plot(tc,vc121,tc,vc122,tc,vc123,tc,vc124,tc,vc125,tc,vc126,tc,vc127,tc,vc
128,tc,vc129,tc,vc1210,tc,vc1211,tc,vc1212,tc,vc1213,tc,vc1214,tc,vc1215,
tc,vc1216,tc,vc1217,tc,vc1218,tc,vc1219,tc,vc1220,tc,vc1221); title
('Muestra 12');
ax(13)=subplot(5,4,13);
plot(tc,vc131,tc,vc132,tc,vc133,tc,vc134,tc,vc135,tc,vc136,tc,vc137,tc,vc
138,tc,vc139,tc,vc1310,tc,vc1311,tc,vc1312,tc,vc1313,tc,vc1314,tc,vc1315,
tc,vc1316,tc,vc1317,tc,vc1318,tc,vc1319,tc,vc1320,tc,vc1321); title
('Muestra 13');
ax(14)=subplot(5,4,14);
plot(tc,vc141,tc,vc142,tc,vc143,tc,vc144,tc,vc145,tc,vc146,tc,vc147,tc,vc
148,tc,vc149,tc,vc1410,tc,vc1411,tc,vc1412,tc,vc1413,tc,vc1414,tc,vc1415,
tc,vc1416,tc,vc1417,tc,vc1418,tc,vc1419,tc,vc1420,tc,vc1421); title
('Muestra 14');
ax(15)=subplot(5,4,15);
plot(tc,vc151,tc,vc152,tc,vc153,tc,vc154,tc,vc155,tc,vc156,tc,vc157,tc,vc
158,tc,vc159,tc,vc1510,tc,vc1511,tc,vc1512,tc,vc1513,tc,vc1514,tc,vc1515,
tc,vc1516,tc,vc1517,tc,vc1518,tc,vc1519,tc,vc1520,tc,vc1521); title
('Muestra 15');
ax(16)=subplot(5,4,16);
plot(tc,vc161,tc,vc162,tc,vc163,tc,vc164,tc,vc165,tc,vc166,tc,vc167,tc,vc
168,tc,vc169,tc,vc1610,tc,vc1611,tc,vc1612,tc,vc1613,tc,vc1614,tc,vc1615,
tc,vc1616,tc,vc1617,tc,vc1618,tc,vc1619,tc,vc1620,tc,vc1621); title
('Muestra 16');
ax(17)=subplot(5,4,17);
plot(tc,vc171,tc,vc172,tc,vc173,tc,vc174,tc,vc175,tc,vc176,tc,vc177,tc,vc
178,tc,vc179,tc,vc1710,tc,vc1711,tc,vc1712,tc,vc1713,tc,vc1714,tc,vc1715,
tc,vc1716,tc,vc1717,tc,vc1718,tc,vc1719,tc,vc1720,tc,vc1721); title
('Muestra 17');
linkaxes(ax,'xy');

%% PCA Analisis

% Lectura de datos extrayendo tiempos

PCA_MC1=MC1(:,2:22);
PCA_MC2=MC2(:,2:22);
PCA_MC3=MC3(:,2:22);
PCA_MC4=MC4(:,2:22);
PCA_MC5=MC5(:,2:22);
PCA_MC6=MC6(:,2:22);
PCA_MC7=MC7(:,2:22);
PCA_MC8=MC8(:,2:22);
PCA_MC9=MC9(:,2:22);
PCA_MC10=MC10(:,2:22);
PCA_MC11=MC11(:,2:22);
PCA_MC12=MC12(:,2:22);
PCA_MC13=MC13(:,2:22);
PCA_MC14=MC14(:,2:22);
PCA_MC15=MC15(:,2:22);
PCA_MC16=MC15(:,2:22);
PCA_MC17=MC16(:,2:22);
PCA_MC18=MC17(:,2:22);

```

```
%% Exploración de la correlación de los datos de las diversas muestras
```

```
disp('Matriz de correlaciones MC1:');disp(corr(PCA_MC1));
disp('Matriz de correlaciones MC2:');disp(corr(PCA_MC2));
disp('Matriz de correlaciones MC3:');disp(corr(PCA_MC3));
disp('Matriz de correlaciones MC4:');disp(corr(PCA_MC4));
disp('Matriz de correlaciones MC5:');disp(corr(PCA_MC5));
disp('Matriz de correlaciones MC6:');disp(corr(PCA_MC6));
disp('Matriz de correlaciones MC7:');disp(corr(PCA_MC7));
disp('Matriz de correlaciones MC8:');disp(corr(PCA_MC8));
disp('Matriz de correlaciones MC9:');disp(corr(PCA_MC9));
disp('Matriz de correlaciones MC10:');disp(corr(PCA_MC10));
disp('Matriz de correlaciones MC11:');disp(corr(PCA_MC11));
disp('Matriz de correlaciones MC12:');disp(corr(PCA_MC12));
disp('Matriz de correlaciones MC13:');disp(corr(PCA_MC13));
disp('Matriz de correlaciones MC14:');disp(corr(PCA_MC14));
disp('Matriz de correlaciones MC15:');disp(corr(PCA_MC15));
disp('Matriz de correlaciones MC16:');disp(corr(PCA_MC16));
disp('Matriz de correlaciones MC17:');disp(corr(PCA_MC17));
```

```
%% Aplicación de PCA
```

```
[loadingMC1, scoreMC1, latentMC1,~, explainedMC1, muMC1] = pca(PCA_MC1);
[loadingMC2, scoreMC2, latentMC2,~, explainedMC2, muMC2] = pca(PCA_MC2);
[loadingMC3, scoreMC3, latentMC3,~, explainedMC3, muMC3] = pca(PCA_MC3);
[loadingMC4, scoreMC4, latentMC4,~, explainedMC4, muMC4] = pca(PCA_MC4);
[loadingMC5, scoreMC5, latentMC5,~, explainedMC5, muMC5] = pca(PCA_MC5);
[loadingMC6, scoreMC6, latentMC6,~, explainedMC6, muMC6] = pca(PCA_MC6);
[loadingMC7, scoreMC7, latentMC7,~, explainedMC7, muMC7] = pca(PCA_MC7);
[loadingMC8, scoreMC8, latentMC8,~, explainedMC8, muMC8] = pca(PCA_MC8);
[loadingMC9, scoreMC9, latentMC9,~, explainedMC9, muMC9] = pca(PCA_MC9);
[loadingMC10, scoreMC10, latentMC10,~, explainedMC10, muMC10] =
pca(PCA_MC10);
[loadingMC11, scoreMC11, latentMC11,~, explainedMC11, muMC11] =
pca(PCA_MC11);
[loadingMC12, scoreMC12, latentMC12,~, explainedMC12, muMC12] =
pca(PCA_MC12);
[loadingMC13, scoreMC13, latentMC13,~, explainedMC13, muMC13] =
pca(PCA_MC13);
[loadingMC14, scoreMC14, latentMC14,~, explainedMC14, muMC14] =
pca(PCA_MC14);
[loadingMC15, scoreMC15, latentMC15,~, explainedMC15, muMC15] =
pca(PCA_MC15);
[loadingMC16, scoreMC16, latentMC16,~, explainedMC16, muMC16] =
pca(PCA_MC16);
[loadingMC17, scoreMC17, latentMC17,~, explainedMC17, muMC17] =
pca(PCA_MC17);
```

```
%% Análisis a través del gráfico conocido como ScreePlot
```

```
% MC1
```

```
ScreePlot(explainedMC1);
```

```
%% MC2
```

```
ScreePlot(explainedMC2);
```

```

%% MC3
ScreePlot(explainedMC3);
%% MC4
ScreePlot(explainedMC4);
%% MC5
ScreePlot(explainedMC5);
%% MC6
ScreePlot(explainedMC6);
%% MC7
ScreePlot(explainedMC7);
%% MC8
ScreePlot(explainedMC8);
%% MC9
ScreePlot(explainedMC9);
%% MC10
ScreePlot(explainedMC10);
%% MC11
ScreePlot(explainedMC11);
%% MC12
ScreePlot(explainedMC12);
%% MC13
ScreePlot(explainedMC13);
%% MC14
ScreePlot(explainedMC14);
%% MC15
ScreePlot(explainedMC15);
%% MC16
ScreePlot(explainedMC16);
%% MC17
ScreePlot(explainedMC17);

%% Reconstrucción de datos

%NOTA: Analizar previamente el gráfico Screeplot para seleccionar el
número de componentes principales adecuado

nCompMC1=2;
R_MC1 = scoreMC1(:,1:nCompMC1) * loadingMC1(:,1:nCompMC1)';
R_MC1 =[tc bsxfun(@plus, R_MC1, muMC1)];

nCompMC2=2;
R_MC2 = scoreMC2(:,1:nCompMC2) * loadingMC2(:,1:nCompMC2)';
R_MC2 =[tc bsxfun(@plus, R_MC2, muMC2)];

nCompMC3=2;
R_MC3= scoreMC3(:,1:nCompMC3) * loadingMC3(:,1:nCompMC3)';
R_MC3=[tc bsxfun(@plus, R_MC3, muMC3)];

nCompMC4=2;
R_MC4 = scoreMC4(:,1:nCompMC4) * loadingMC4(:,1:nCompMC4)';
R_MC4 =[tc bsxfun(@plus, R_MC4, muMC4)];

```

```

nCompMC5=2;
R_MC5 = scoreMC5(:,1:nCompMC5) * loadingMC5(:,1:nCompMC5)';
R_MC5 =[tc bsxfun(@plus, R_MC5, muMC5)];

nCompMC6=2;
R_MC6 = scoreMC6(:,1:nCompMC6) * loadingMC6(:,1:nCompMC6)';
R_MC6 =[tc bsxfun(@plus, R_MC6, muMC6)];

nCompMC7=2;
R_MC7 = scoreMC7(:,1:nCompMC7) * loadingMC7(:,1:nCompMC7)';
R_MC7 =[tc bsxfun(@plus, R_MC7, muMC7)];

nCompMC8=3;
R_MC8 = scoreMC8(:,1:nCompMC8) * loadingMC8(:,1:nCompMC8)';
R_MC8 =[tc bsxfun(@plus, R_MC8, muMC8)];

nCompMC9=2;
R_MC9 = scoreMC9(:,1:nCompMC9) * loadingMC9(:,1:nCompMC9)';
R_MC9 =[tc bsxfun(@plus, R_MC9, muMC9)];

nCompMC10=2;
R_MC10 = scoreMC10(:,1:nCompMC10) * loadingMC10(:,1:nCompMC10)';
R_MC10 =[tc bsxfun(@plus, R_MC10, muMC10)];

nCompMC11=2;
R_MC11 = scoreMC11(:,1:nCompMC11) * loadingMC11(:,1:nCompMC11)';
R_MC11 =[tc bsxfun(@plus, R_MC11, muMC11)];

nCompMC12=2;
R_MC12 = scoreMC12(:,1:nCompMC12) * loadingMC12(:,1:nCompMC12)';
R_MC12 =[tc bsxfun(@plus, R_MC12, muMC12)];

nCompMC13=3;
R_MC13 = scoreMC13(:,1:nCompMC13) * loadingMC13(:,1:nCompMC13)';
R_MC13 =[tc bsxfun(@plus, R_MC13, muMC13)];

nCompMC14=2;
R_MC14 = scoreMC14(:,1:nCompMC14) * loadingMC14(:,1:nCompMC14)';
R_MC14 =[tc bsxfun(@plus, R_MC14, muMC14)];

nCompMC15=2;
R_MC15 = scoreMC15(:,1:nCompMC15) * loadingMC15(:,1:nCompMC15)';
R_MC15 =[tc bsxfun(@plus, R_MC15, muMC15)];

nCompMC16=2;
R_MC16 = scoreMC16(:,1:nCompMC16) * loadingMC16(:,1:nCompMC16)';
R_MC16 =[tc bsxfun(@plus, R_MC16, muMC16)];

nCompMC17=2;
R_MC17 = scoreMC17(:,1:nCompMC17) * loadingMC17(:,1:nCompMC17)';
R_MC17 =[tc bsxfun(@plus, R_MC17, muMC17)];

```

```
%% Reconstrucción temporal de los datos
```

```
%% MC1
```

```
vr11=R_MC1(:,2);
vr12=R_MC1(:,3);
vr13=R_MC1(:,4);
vr14=R_MC1(:,5);
vr15=R_MC1(:,6);
vr16=R_MC1(:,7);
vr17=R_MC1(:,8);
vr18=R_MC1(:,9);
vr19=R_MC1(:,10);
vr110=R_MC1(:,11);
vr111=R_MC1(:,12);
vr112=R_MC1(:,13);
vr113=R_MC1(:,14);
vr114=R_MC1(:,15);
vr115=R_MC1(:,16);
vr116=R_MC1(:,17);
vr117=R_MC1(:,18);
vr118=R_MC1(:,19);
vr119=R_MC1(:,20);
vr120=R_MC1(:,21);
vr121=R_MC1(:,22);
```

```
% MC2
```

```
vr21=R_MC2(:,2);
vr22=R_MC2(:,3);
vr23=R_MC2(:,4);
vr24=R_MC2(:,5);
vr25=R_MC2(:,6);
vr26=R_MC2(:,7);
vr27=R_MC2(:,8);
vr28=R_MC2(:,9);
vr29=R_MC2(:,10);
vr210=R_MC2(:,11);
vr211=R_MC2(:,12);
vr212=R_MC2(:,13);
vr213=R_MC2(:,14);
vr214=R_MC2(:,15);
vr215=R_MC2(:,16);
vr216=R_MC2(:,17);
vr217=R_MC2(:,18);
vr218=R_MC2(:,19);
vr219=R_MC2(:,20);
vr220=R_MC2(:,21);
vr221=R_MC2(:,22);
```

```
% MC3
```

```
vr31=R_MC3(:,2);
vr32=R_MC3(:,3);
```



```
vr33=R_MC3(:,4);  
vr34=R_MC3(:,5);  
vr35=R_MC3(:,6);  
vr36=R_MC3(:,7);  
vr37=R_MC3(:,8);  
vr38=R_MC3(:,9);  
vr39=R_MC3(:,10);  
vr310=R_MC3(:,11);  
vr311=R_MC3(:,12);  
vr312=R_MC3(:,13);  
vr313=R_MC3(:,14);  
vr314=R_MC3(:,15);  
vr315=R_MC3(:,16);  
vr316=R_MC3(:,17);  
vr317=R_MC3(:,18);  
vr318=R_MC3(:,19);  
vr319=R_MC3(:,20);  
vr320=R_MC3(:,21);  
vr321=R_MC3(:,22);
```

*% MC4*

```
vr41=R_MC4(:,2);  
vr42=R_MC4(:,3);  
vr43=R_MC4(:,4);  
vr44=R_MC4(:,5);  
vr45=R_MC4(:,6);  
vr46=R_MC4(:,7);  
vr47=R_MC4(:,8);  
vr48=R_MC4(:,9);  
vr49=R_MC4(:,10);  
vr410=R_MC4(:,11);  
vr411=R_MC4(:,12);  
vr412=R_MC4(:,13);  
vr413=R_MC4(:,14);  
vr414=R_MC4(:,15);  
vr415=R_MC4(:,16);  
vr416=R_MC4(:,17);  
vr417=R_MC4(:,18);  
vr418=R_MC4(:,19);  
vr419=R_MC4(:,20);  
vr420=R_MC4(:,21);  
vr421=R_MC4(:,22);
```

*% MC5*

```
vr51=R_MC5(:,2);  
vr52=R_MC5(:,3);  
vr53=R_MC5(:,4);  
vr54=R_MC5(:,5);  
vr55=R_MC5(:,6);  
vr56=R_MC5(:,7);  
vr57=R_MC5(:,8);  
vr58=R_MC5(:,9);
```

```
vr59=R_MC5(:,10);
vr510=R_MC5(:,11);
vr511=R_MC5(:,12);
vr512=R_MC5(:,13);
vr513=R_MC5(:,14);
vr514=R_MC5(:,15);
vr515=R_MC5(:,16);
vr516=R_MC5(:,17);
vr517=R_MC5(:,18);
vr518=R_MC5(:,19);
vr519=R_MC5(:,20);
vr520=R_MC5(:,21);
vr521=R_MC5(:,22);
```

*% MC6*

```
vr61=R_MC6(:,2);
vr62=R_MC6(:,3);
vr63=R_MC6(:,4);
vr64=R_MC6(:,5);
vr65=R_MC6(:,6);
vr66=R_MC6(:,7);
vr67=R_MC6(:,8);
vr68=R_MC6(:,9);
vr69=R_MC6(:,10);
vr610=R_MC6(:,11);
vr611=R_MC6(:,12);
vr612=R_MC6(:,13);
vr613=R_MC6(:,14);
vr614=R_MC6(:,15);
vr615=R_MC6(:,16);
vr616=R_MC6(:,17);
vr617=R_MC6(:,18);
vr618=R_MC6(:,19);
vr619=R_MC6(:,20);
vr620=R_MC6(:,21);
vr621=R_MC6(:,22);
```

*% MC7*

```
vr71=R_MC7(:,2);
vr72=R_MC7(:,3);
vr73=R_MC7(:,4);
vr74=R_MC7(:,5);
vr75=R_MC7(:,6);
vr76=R_MC7(:,7);
vr77=R_MC7(:,8);
vr78=R_MC7(:,9);
vr79=R_MC7(:,10);
vr710=R_MC7(:,11);
vr711=R_MC7(:,12);
vr712=R_MC7(:,13);
vr713=R_MC7(:,14);
vr714=R_MC7(:,15);
```

```
vr715=R_MC7(:,16);
vr716=R_MC7(:,17);
vr717=R_MC7(:,18);
vr718=R_MC7(:,19);
vr719=R_MC7(:,20);
vr720=R_MC7(:,21);
vr721=R_MC7(:,22);
```

*% MC8*

```
vr81=R_MC8(:,2);
vr82=R_MC8(:,3);
vr83=R_MC8(:,4);
vr84=R_MC8(:,5);
vr85=R_MC8(:,6);
vr86=R_MC8(:,7);
vr87=R_MC8(:,8);
vr88=R_MC8(:,9);
vr89=R_MC8(:,10);
vr810=R_MC8(:,11);
vr811=R_MC8(:,12);
vr812=R_MC8(:,13);
vr813=R_MC8(:,14);
vr814=R_MC8(:,15);
vr815=R_MC8(:,16);
vr816=R_MC8(:,17);
vr817=R_MC8(:,18);
vr818=R_MC8(:,19);
vr819=R_MC8(:,20);
vr820=R_MC8(:,21);
vr821=R_MC8(:,22);
```

*% MC9*

```
vr91=R_MC9(:,2);
vr92=R_MC9(:,3);
vr93=R_MC9(:,4);
vr94=R_MC9(:,5);
vr95=R_MC9(:,6);
vr96=R_MC9(:,7);
vr97=R_MC9(:,8);
vr98=R_MC9(:,9);
vr99=R_MC9(:,10);
vr910=R_MC9(:,11);
vr911=R_MC9(:,12);
vr912=R_MC9(:,13);
vr913=R_MC9(:,14);
vr914=R_MC9(:,15);
vr915=R_MC9(:,16);
vr916=R_MC9(:,17);
vr917=R_MC9(:,18);
vr918=R_MC9(:,19);
vr919=R_MC9(:,20);
vr920=R_MC9(:,21);
```

```
vr921=R_MC9(:,22);

% MC10

vr101=R_MC10(:,2);
vr102=R_MC10(:,3);
vr103=R_MC10(:,4);
vr104=R_MC10(:,5);
vr105=R_MC10(:,6);
vr106=R_MC10(:,7);
vr107=R_MC10(:,8);
vr108=R_MC10(:,9);
vr109=R_MC10(:,10);
vr1010=R_MC10(:,11);
vr1011=R_MC10(:,12);
vr1012=R_MC10(:,13);
vr1013=R_MC10(:,14);
vr1014=R_MC10(:,15);
vr1015=R_MC10(:,16);
vr1016=R_MC10(:,17);
vr1017=R_MC10(:,18);
vr1018=R_MC10(:,19);
vr1019=R_MC10(:,20);
vr1020=R_MC10(:,21);
vr1021=R_MC10(:,22);

% MC11

vr111=R_MC11(:,2);
vr112=R_MC11(:,3);
vr113=R_MC11(:,4);
vr114=R_MC11(:,5);
vr115=R_MC11(:,6);
vr116=R_MC11(:,7);
vr117=R_MC11(:,8);
vr118=R_MC11(:,9);
vr119=R_MC11(:,10);
vr1110=R_MC11(:,11);
vr1111=R_MC11(:,12);
vr1112=R_MC11(:,13);
vr1113=R_MC11(:,14);
vr1114=R_MC11(:,15);
vr1115=R_MC11(:,16);
vr1116=R_MC11(:,17);
vr1117=R_MC11(:,18);
vr1118=R_MC11(:,19);
vr1119=R_MC11(:,20);
vr1120=R_MC11(:,21);
vr1121=R_MC11(:,22);

% MC12

vr121=R_MC12(:,2);
```

```
vr122=R_MC12(:,3);
vr123=R_MC12(:,4);
vr124=R_MC12(:,5);
vr125=R_MC12(:,6);
vr126=R_MC12(:,7);
vr127=R_MC12(:,8);
vr128=R_MC12(:,9);
vr129=R_MC12(:,10);
vr1210=R_MC12(:,11);
vr1211=R_MC12(:,12);
vr1212=R_MC12(:,13);
vr1213=R_MC12(:,14);
vr1214=R_MC12(:,15);
vr1215=R_MC12(:,16);
vr1216=R_MC12(:,17);
vr1217=R_MC12(:,18);
vr1218=R_MC12(:,19);
vr1219=R_MC12(:,20);
vr1220=R_MC12(:,21);
vr1221=R_MC12(:,22);
```

*% MC13*

```
vr131=R_MC13(:,2);
vr132=R_MC13(:,3);
vr133=R_MC13(:,4);
vr134=R_MC13(:,5);
vr135=R_MC13(:,6);
vr136=R_MC13(:,7);
vr137=R_MC13(:,8);
vr138=R_MC13(:,9);
vr139=R_MC13(:,10);
vr1310=R_MC13(:,11);
vr1311=R_MC13(:,12);
vr1312=R_MC13(:,13);
vr1313=R_MC13(:,14);
vr1314=R_MC13(:,15);
vr1315=R_MC13(:,16);
vr1316=R_MC13(:,17);
vr1317=R_MC13(:,18);
vr1318=R_MC13(:,19);
vr1319=R_MC13(:,20);
vr1320=R_MC13(:,21);
vr1321=R_MC13(:,22);
```

*% MC14*

```
vr141=R_MC14(:,2);
vr142=R_MC14(:,3);
vr143=R_MC14(:,4);
vr144=R_MC14(:,5);
vr145=R_MC14(:,6);
vr146=R_MC14(:,7);
vr147=R_MC14(:,8);
```

```
vr148=R_MC14(:,9);  
vr149=R_MC14(:,10);  
vr1410=R_MC14(:,11);  
vr1411=R_MC14(:,12);  
vr1412=R_MC14(:,13);  
vr1413=R_MC14(:,14);  
vr1414=R_MC14(:,15);  
vr1415=R_MC14(:,16);  
vr1416=R_MC14(:,17);  
vr1417=R_MC14(:,18);  
vr1418=R_MC14(:,19);  
vr1419=R_MC14(:,20);  
vr1420=R_MC14(:,21);  
vr1421=R_MC14(:,22);
```

*% MC15*

```
vr151=R_MC15(:,2);  
vr152=R_MC15(:,3);  
vr153=R_MC15(:,4);  
vr154=R_MC15(:,5);  
vr155=R_MC15(:,6);  
vr156=R_MC15(:,7);  
vr157=R_MC15(:,8);  
vr158=R_MC15(:,9);  
vr159=R_MC15(:,10);  
vr1510=R_MC15(:,11);  
vr1511=R_MC15(:,12);  
vr1512=R_MC15(:,13);  
vr1513=R_MC15(:,14);  
vr1514=R_MC15(:,15);  
vr1515=R_MC15(:,16);  
vr1516=R_MC15(:,17);  
vr1517=R_MC15(:,18);  
vr1518=R_MC15(:,19);  
vr1519=R_MC15(:,20);  
vr1520=R_MC15(:,21);  
vr1521=R_MC15(:,22);
```

*% MC16*

```
vr161=R_MC16(:,2);  
vr162=R_MC16(:,3);  
vr163=R_MC16(:,4);  
vr164=R_MC16(:,5);  
vr165=R_MC16(:,6);  
vr166=R_MC16(:,7);  
vr167=R_MC16(:,8);  
vr168=R_MC16(:,9);  
vr169=R_MC16(:,10);  
vr1610=R_MC16(:,11);  
vr1611=R_MC16(:,12);  
vr1612=R_MC16(:,13);  
vr1613=R_MC16(:,14);
```

```
vr1614=R_MC16(:,15);
vr1615=R_MC16(:,16);
vr1616=R_MC16(:,17);
vr1617=R_MC16(:,18);
vr1618=R_MC16(:,19);
vr1619=R_MC16(:,20);
vr1620=R_MC16(:,21);
vr1621=R_MC16(:,22);
```

```
% MC17
```

```
vr171=R_MC17(:,2);
vr172=R_MC17(:,3);
vr173=R_MC17(:,4);
vr174=R_MC17(:,5);
vr175=R_MC17(:,6);
vr176=R_MC17(:,7);
vr177=R_MC17(:,8);
vr178=R_MC17(:,9);
vr179=R_MC17(:,10);
vr1710=R_MC17(:,11);
vr1711=R_MC17(:,12);
vr1712=R_MC17(:,13);
vr1713=R_MC17(:,14);
vr1714=R_MC17(:,15);
vr1715=R_MC17(:,16);
vr1716=R_MC17(:,17);
vr1717=R_MC17(:,18);
vr1718=R_MC17(:,19);
vr1719=R_MC17(:,20);
vr1720=R_MC17(:,21);
vr1721=R_MC17(:,22);
```

```
%% Representación de las señales reconstruidas
```

```
%MC1
```

```
figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra 1');
grid;
hold on;
plot(tc, vr11, tc, vr12, tc, vr13, tc, vr14, tc, vr15, tc, vr16, tc, vr17, tc, vr18, tc, vr19, tc, vr110);
plot(tc, vr111, tc, vr112, tc, vr113, tc, vr114, tc, vr115, tc, vr116, tc, vr117, tc, vr118, tc, vr119, tc, vr120, tc, vr121);
```

```

%% MC2

figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra
2');
grid;
hold on;
plot(tc, vr21, tc, vr22, tc, vr23, tc, vr24, tc, vr25, tc, vr26, tc, vr27, tc, vr28, tc, v
r29, tc, vr210);
plot(tc, vr211, tc, vr212, tc, vr213, tc, vr214, tc, vr215, tc, vr216, tc, vr217, tc, vr
218, tc, vr219, tc, vr220, tc, vr221);
%% MC3

figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra
3');
grid;
hold on;
plot(tc, vr31, tc, vr32, tc, vr33, tc, vr34, tc, vr35, tc, vr36, tc, vr37, tc, vr38, tc, v
r39, tc, vr310);
plot(tc, vr311, tc, vr312, tc, vr313, tc, vr314, tc, vr315, tc, vr316, tc, vr317, tc, vr
318, tc, vr319, tc, vr320, tc, vr321);
%% MC4

figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra
4');
grid;
hold on;
plot(tc, vr41, tc, vr42, tc, vr43, tc, vr44, tc, vr45, tc, vr46, tc, vr47, tc, vr48, tc, v
r49, tc, vr410);
plot(tc, vr411, tc, vr412, tc, vr413, tc, vr414, tc, vr415, tc, vr416, tc, vr417, tc, vr
418, tc, vr419, tc, vr420, tc, vr421);
%% MC5

figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra
5');
grid;
hold on;
plot(tc, vr51, tc, vr52, tc, vr53, tc, vr54, tc, vr55, tc, vr56, tc, vr57, tc, vr58, tc, v
r59, tc, vr510);
plot(tc, vr511, tc, vr512, tc, vr513, tc, vr514, tc, vr515, tc, vr516, tc, vr517, tc, vr
518, tc, vr519, tc, vr520, tc, vr521);
%% MC6

figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra
6');
grid;
hold on;
plot(tc, vr61, tc, vr62, tc, vr63, tc, vr64, tc, vr65, tc, vr66, tc, vr67, tc, vr68, tc, v
r69, tc, vr610);
plot(tc, vr611, tc, vr612, tc, vr613, tc, vr614, tc, vr615, tc, vr616, tc, vr617, tc, vr
618, tc, vr619, tc, vr620, tc, vr621);

```



```
%% MC7
```

```
figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra 7');  
grid;  
hold on;  
plot(tc, vr71, tc, vr72, tc, vr73, tc, vr74, tc, vr75, tc, vr76, tc, vr77, tc, vr78, tc, vr79, tc, vr710);  
plot(tc, vr711, tc, vr712, tc, vr713, tc, vr714, tc, vr715, tc, vr716, tc, vr717, tc, vr718, tc, vr719, tc, vr720, tc, vr721);
```

```
%% MC8
```

```
figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra 8');  
grid;  
hold on;  
plot(tc, vr81, tc, vr82, tc, vr83, tc, vr84, tc, vr85, tc, vr86, tc, vr87, tc, vr88, tc, vr89, tc, vr810);  
plot(tc, vr811, tc, vr812, tc, vr813, tc, vr814, tc, vr815, tc, vr816, tc, vr817, tc, vr818, tc, vr819, tc, vr820, tc, vr821);
```

```
%% MC9
```

```
figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra 9');  
grid;  
hold on;  
plot(tc, vr91, tc, vr92, tc, vr93, tc, vr94, tc, vr95, tc, vr96, tc, vr97, tc, vr98, tc, vr99, tc, vr910);  
plot(tc, vr911, tc, vr912, tc, vr913, tc, vr914, tc, vr915, tc, vr916, tc, vr917, tc, vr918, tc, vr919, tc, vr920, tc, vr921);
```

```
%% MC10
```

```
figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra 10');  
grid;  
hold on;  
plot(tc, vr101, tc, vr102, tc, vr103, tc, vr104, tc, vr105, tc, vr106, tc, vr107, tc, vr108, tc, vr109, tc, vr1010);  
plot(tc, vr1011, tc, vr1012, tc, vr1013, tc, vr1014, tc, vr1015, tc, vr1016, tc, vr1017, tc, vr1018, tc, vr1019, tc, vr1020, tc, vr1021);
```

```
%% MC11
```

```
figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra 11');  
grid;  
hold on;  
plot(tc, vr111, tc, vr112, tc, vr113, tc, vr114, tc, vr115, tc, vr116, tc, vr117, tc, vr118, tc, vr119, tc, vr1110);  
plot(tc, vr1111, tc, vr1112, tc, vr1113, tc, vr1114, tc, vr1115, tc, vr1116, tc, vr1117, tc, vr1118, tc, vr1119, tc, vr1120, tc, vr1121);
```

```

%% MC12

figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra
12');
grid;
hold on;
plot(tc, vr121, tc, vr122, tc, vr123, tc, vr124, tc, vr125, tc, vr126, tc, vr127, tc, vr
128, tc, vr129, tc, vr1210);
plot(tc, vr1211, tc, vr1212, tc, vr1213, tc, vr1214, tc, vr1215, tc, vr1216, tc, vr121
7, tc, vr1218, tc, vr1219, tc, vr1220, tc, vr1221);
%% MC13

figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra
13');
grid;
hold on;
plot(tc, vr131, tc, vr132, tc, vr133, tc, vr134, tc, vr135, tc, vr136, tc, vr137, tc, vr
138, tc, vr139, tc, vr1310);
plot(tc, vr1311, tc, vr1312, tc, vr1313, tc, vr1314, tc, vr1315, tc, vr1316, tc, vr131
7, tc, vr1318, tc, vr1319, tc, vr1320, tc, vr1321);
%% MC14

figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra
14');
grid;
hold on;
plot(tc, vr141, tc, vr142, tc, vr143, tc, vr144, tc, vr145, tc, vr146, tc, vr147, tc, vr
148, tc, vr149, tc, vr1410);
plot(tc, vr1411, tc, vr1412, tc, vr1413, tc, vr1414, tc, vr1415, tc, vr1416, tc, vr141
7, tc, vr1418, tc, vr1419, tc, vr1420, tc, vr1421);
%% MC15

figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra
15');
grid;
hold on;
plot(tc, vr151, tc, vr152, tc, vr153, tc, vr154, tc, vr155, tc, vr156, tc, vr157, tc, vr
158, tc, vr159, tc, vr1510);
plot(tc, vr1511, tc, vr1512, tc, vr1513, tc, vr1514, tc, vr1515, tc, vr1516, tc, vr151
7, tc, vr1518, tc, vr1519, tc, vr1520, tc, vr1521);
%% MC16

figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra
16');
grid;
hold on;
plot(tc, vr161, tc, vr162, tc, vr163, tc, vr164, tc, vr165, tc, vr166, tc, vr167, tc, vr
168, tc, vr169, tc, vr1610);
plot(tc, vr1611, tc, vr1612, tc, vr1613, tc, vr1614, tc, vr1615, tc, vr1616, tc, vr161
7, tc, vr1618, tc, vr1619, tc, vr1620, tc, vr1621);

```

```

%% MC17

figure('Name','Representación de las señales reconstruidas de la muestra
17');
grid;
hold on;
plot(tc, vr171, tc, vr172, tc, vr173, tc, vr174, tc, vr175, tc, vr176, tc, vr177, tc, vr
178, tc, vr179, tc, vr1710);
plot(tc, vr1711, tc, vr1712, tc, vr1713, tc, vr1714, tc, vr1715, tc, vr1716, tc, vr171
7, tc, vr1718, tc, vr1719, tc, vr1720, tc, vr1721);

% Representación general de las muestras tras la aplicación de PCA

figure('Name','Representación matricial conjunta de las muestras tras la
aplicación de PCA');

ax(1)=subplot(5,4,1);
plot(tc, vr11, tc, vr12, tc, vr13, tc, vr14, tc, vr15, tc, vr16, tc, vr17, tc, vr18, tc, v
r19, tc, vr110, tc, vr111, tc, vr112, tc, vr113, tc, vr114, tc, vr115, tc, vr116, tc, vr1
17, tc, vr118, tc, vr119, tc, vr120, tc, vr121); title ('MC1 Reconstruido');
ax(2)=subplot(5,4,2);
plot(tc, vr21, tc, vr22, tc, vr23, tc, vr24, tc, vr25, tc, vr26, tc, vr27, tc, vr28, tc, v
r29, tc, vr210, tc, vr211, tc, vr212, tc, vr213, tc, vr214, tc, vr215, tc, vr216, tc, vr2
17, tc, vr218, tc, vr219, tc, vr220, tc, vr221); title ('MC2 Reconstruido');
ax(3)=subplot(5,4,3);
plot(tc, vr31, tc, vr32, tc, vr33, tc, vr34, tc, vr35, tc, vr36, tc, vr37, tc, vr38, tc, v
r39, tc, vr310, tc, vr311, tc, vr312, tc, vr313, tc, vr314, tc, vr315, tc, vr316, tc, vr3
17, tc, vr318, tc, vr319, tc, vr320, tc, vr321); title ('MC3 Reconstruido');
ax(4)=subplot(5,4,4);
plot(tc, vr41, tc, vr42, tc, vr43, tc, vr44, tc, vr45, tc, vr46, tc, vr47, tc, vr48, tc, v
r49, tc, vr410, tc, vr411, tc, vr412, tc, vr413, tc, vr414, tc, vr415, tc, vr416, tc, vr4
17, tc, vr418, tc, vr419, tc, vr420, tc, vr421); title ('MC4 Reconstruido');
ax(5)=subplot(5,4,5);
plot(tc, vr51, tc, vr52, tc, vr53, tc, vr54, tc, vr55, tc, vr56, tc, vr57, tc, vr58, tc, v
r59, tc, vr510, tc, vr511, tc, vr512, tc, vr513, tc, vr514, tc, vr515, tc, vr516, tc, vr5
17, tc, vr518, tc, vr519, tc, vr520, tc, vr521); title ('MC5 Reconstruido');
ax(6)=subplot(5,4,6);
plot(tc, vr61, tc, vr62, tc, vr63, tc, vr64, tc, vr65, tc, vr66, tc, vr67, tc, vr68, tc, v
r69, tc, vr610, tc, vr611, tc, vr612, tc, vr613, tc, vr614, tc, vr615, tc, vr616, tc, vr6
17, tc, vr618, tc, vr619, tc, vr620, tc, vr621); title ('MC6 Reconstruido');
ax(7)=subplot(5,4,7);
plot(tc, vr71, tc, vr72, tc, vr73, tc, vr74, tc, vr75, tc, vr76, tc, vr77, tc, vr78, tc, v
r79, tc, vr710, tc, vr711, tc, vr712, tc, vr713, tc, vr714, tc, vr715, tc, vr716, tc, vr7
17, tc, vr718, tc, vr719, tc, vr720, tc, vr721); title ('MC7 Reconstruido');
ax(8)=subplot(5,4,8);
plot(tc, vr81, tc, vr82, tc, vr83, tc, vr84, tc, vr85, tc, vr86, tc, vr87, tc, vr88, tc, v
r89, tc, vr810, tc, vr811, tc, vr812, tc, vr813, tc, vr814, tc, vr815, tc, vr816, tc, vr8
17, tc, vr818, tc, vr819, tc, vr820, tc, vr821); title ('MC8 Reconstruido');
ax(9)=subplot(5,4,9);
plot(tc, vr91, tc, vr92, tc, vr93, tc, vr94, tc, vr95, tc, vr96, tc, vr97, tc, vr98, tc, v
r99, tc, vr910, tc, vr911, tc, vr912, tc, vr913, tc, vr914, tc, vr915, tc, vr916, tc, vr9
17, tc, vr918, tc, vr919, tc, vr920, tc, vr921); title ('MC9 Reconstruido');

```

```

ax(10)=subplot(5,4,10);
plot(tc, vr101, tc, vr102, tc, vr103, tc, vr104, tc, vr105, tc, vr106, tc, vr107, tc, vr
108, tc, vr109, tc, vr1010, tc, vr1011, tc, vr1012, tc, vr1013, tc, vr1014, tc, vr1015,
tc, vr1016, tc, vr1017, tc, vr1018, tc, vr1019, tc, vr1020, tc, vr1021); title
('MC10 Reconstruido');
ax(11)=subplot(5,4,11);
plot(tc, vr111, tc, vr112, tc, vr113, tc, vr114, tc, vr115, tc, vr116, tc, vr117, tc, vr
118, tc, vr119, tc, vr1110, tc, vr1111, tc, vr1112, tc, vr1113, tc, vr1114, tc, vr1115,
tc, vr1116, tc, vr1117, tc, vr1118, tc, vr1119, tc, vr1120, tc, vr1121); title
('MC11 Reconstruido');
ax(12)=subplot(5,4,12);
plot(tc, vr121, tc, vr122, tc, vr123, tc, vr124, tc, vr125, tc, vr126, tc, vr127, tc, vr
128, tc, vr129, tc, vr1210, tc, vr1211, tc, vr1212, tc, vr1213, tc, vr1214, tc, vr1215,
tc, vr1216, tc, vr1217, tc, vr1218, tc, vr1219, tc, vr1220, tc, vr1221); title
('MC12 Reconstruido');
ax(13)=subplot(5,4,13);
plot(tc, vr131, tc, vr132, tc, vr133, tc, vr134, tc, vr135, tc, vr136, tc, vr137, tc, vr
138, tc, vr139, tc, vr1310, tc, vr1311, tc, vr1312, tc, vr1313, tc, vr1314, tc, vr1315,
tc, vr1316, tc, vr1317, tc, vr1318, tc, vr1319, tc, vr1320, tc, vr1321); title
('MC13 Reconstruido');
ax(14)=subplot(5,4,14);
plot(tc, vr141, tc, vr142, tc, vr143, tc, vr144, tc, vr145, tc, vr146, tc, vr147, tc, vr
148, tc, vr149, tc, vr1410, tc, vr1411, tc, vr1412, tc, vr1413, tc, vr1414, tc, vr1415,
tc, vr1416, tc, vr1417, tc, vr1418, tc, vr1419, tc, vr1420, tc, vr1421); title
('MC14 Reconstruido');
ax(15)=subplot(5,4,15);
plot(tc, vr151, tc, vr152, tc, vr153, tc, vr154, tc, vr155, tc, vr156, tc, vr157, tc, vr
158, tc, vr159, tc, vr1510, tc, vr1511, tc, vr1512, tc, vr1513, tc, vr1514, tc, vr1515,
tc, vr1516, tc, vr1517, tc, vr1518, tc, vr1519, tc, vr1520, tc, vr1521); title
('MC15 Reconstruido');
ax(16)=subplot(5,4,16);
plot(tc, vr161, tc, vr162, tc, vr163, tc, vr164, tc, vr165, tc, vr166, tc, vr167, tc, vr
168, tc, vr169, tc, vr1610, tc, vr1611, tc, vr1612, tc, vr1613, tc, vr1614, tc, vr1615,
tc, vr1616, tc, vr1617, tc, vr1618, tc, vr1619, tc, vr1620, tc, vr1621); title
('MC16 Reconstruido');
ax(17)=subplot(5,4,17);
plot(tc, vr171, tc, vr172, tc, vr173, tc, vr174, tc, vr175, tc, vr176, tc, vr177, tc, vr
178, tc, vr179, tc, vr1710, tc, vr1711, tc, vr1712, tc, vr1713, tc, vr1714, tc, vr1715,
tc, vr1716, tc, vr1717, tc, vr1718, tc, vr1719, tc, vr1720, tc, vr1721); title
('MC17 Reconstruido');
linkaxes(ax, 'xy');

```

*% Aproximación a una señal genérica mediante la media*

N=22;

*% MC1*

```

sumMC1=0;
for i=2:N
    sumMC1=sumMC1+R_MC1(:,i);
end

```

vmMC1=sumMC1/(N-1);

```
% MC2

sumMC2=0;
for i=2:N
    sumMC2=sumMC2+R_MC2(:,i);
end

vmMC2=sumMC2/(N-1);

% MC3

sumMC3=0;
for i=2:N
    sumMC3=sumMC3+R_MC3(:,i);
end

vmMC3=sumMC3/(N-1);

% MC4

sumMC4=0;
for i=2:N
    sumMC4=sumMC4+R_MC4(:,i);
end

vmMC4=sumMC4/(N-1);

% MC5

sumMC5=0;
for i=2:N
    sumMC5=sumMC5+R_MC5(:,i);
end

vmMC5=sumMC5/(N-1);

% MC6

sumMC6=0;
for i=2:N
    sumMC6=sumMC6+R_MC6(:,i);
end

vmMC6=sumMC6/(N-1);
```

```
% MC7

sumMC7=0;
for i=2:N
    sumMC7=sumMC7+R_MC7(:,i);
end

vmMC7=sumMC7/(N-1);

% MC8

sumMC8=0;
for i=2:N
    sumMC8=sumMC8+R_MC8(:,i);
end

vmMC8=sumMC8/(N-1);

% MC9

sumMC9=0;
for i=2:N
    sumMC9=sumMC9+R_MC9(:,i);
end

vmMC9=sumMC9/(N-1);

% MC10

sumMC10=0;
for i=2:N
    sumMC10=sumMC10+R_MC10(:,i);
end

vmMC10=sumMC10/(N-1);

% MC11

sumMC11=0;
for i=2:N
    sumMC11=sumMC11+R_MC11(:,i);
end

vmMC11=sumMC11/(N-1);
```

```
% MC12

sumMC12=0;
for i=2:N
    sumMC12=sumMC12+R_MC12(:,i);
end

vmMC12=sumMC12/(N-1);

% MC13

sumMC13=0;
for i=2:N
    sumMC13=sumMC13+R_MC13(:,i);
end

vmMC13=sumMC13/(N-1);

% MC14

sumMC14=0;
for i=2:N
    sumMC14=sumMC14+R_MC14(:,i);
end

vmMC14=sumMC14/(N-1);

% MC15

sumMC15=0;
for i=2:N
    sumMC15=sumMC15+R_MC15(:,i);
end

vmMC15=sumMC15/(N-1);

% MC16

sumMC16=0;
for i=2:N
    sumMC16=sumMC16+R_MC16(:,i);
end

vmMC16=sumMC16/(N-1);
```

```
% MC17

sumMC17=0;
for i=2:N
    sumMC17=sumMC17+R_MC17(:,i);
end

vmMC17=sumMC17/(N-1);

%% Representación de la señal media obtenida de cada muestra

%MC1
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra 1');
grid;
plot(tc,vmMC1);
%% MC2
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra 2');
grid;
plot(tc,vmMC2);
%% MC3
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra 3');
grid;
plot(tc,vmMC3);
%% MC4
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra 4');
grid;
plot(tc,vmMC4);
%% MC5
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra 5');
grid;
plot(tc,vmMC5);
%% MC6
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra 6');
grid;
plot(tc,vmMC6);
%% MC7
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra 7');
grid;
plot(tc,vmMC7);
%% MC8
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra 8');
grid;
plot(tc,vmMC8);
```



```
%% MC9
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra
9');
grid;
plot(tc,vmMC9);
%% MC10
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra
10');
grid;
plot(tc,vmMC10);
%% MC11
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra
11');
grid;
plot(tc,vmMC11);
%% MC12
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra
12');
grid;
plot(tc,vmMC12);
%% MC13
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra
13');
grid;
plot(tc,vmMC13);
%% MC14
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra
14');
grid;
plot(tc,vmMC14);
%% MC15
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra
15');
grid;
plot(tc,vmMC15);
%% MC16
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra
16');
grid;
plot(tc,vmMC16);
%% MC17
figure('Name','Representación de la señal media obtenida de la muestra
17');
grid;
plot(tc,vmMC17);
```

```

%% Representación conjunta de las señales de todas las muestras

figure('Name','Representación conjunta de las señales medias obtenidas de
cada muestra');
grid on;
hold on;
plot(tc,vmMC1,tc,vmMC2,tc,vmMC3,tc,vmMC4,tc,vmMC5,tc,vmMC6,tc,vmMC7,tc,vm
MC8,tc,vmMC9,tc,vmMC10);
plot(tc,vmMC11,tc,vmMC12,tc,vmMC13,tc,vmMC14,tc,vmMC15,tc,vmMC16,tc,vmMC1
7);
%%
figure('Name','Representación matricial conjunta de las señales medias
obtenidas de cada muestra');
ax(1)=subplot(5,4,1); plot(tc,vmMC1); title ('Señal media MC1');
ax(2)=subplot(5,4,2); plot(tc,vmMC2); title ('Señal media MC2');
ax(3)=subplot(5,4,3); plot(tc,vmMC3); title ('Señal media MC3');
ax(4)=subplot(5,4,4); plot(tc,vmMC4); title ('Señal media MC4');
ax(5)=subplot(5,4,5); plot(tc,vmMC5); title ('Señal media MC5');
ax(6)=subplot(5,4,6); plot(tc,vmMC6); title ('Señal media MC6');
ax(7)=subplot(5,4,7); plot(tc,vmMC7); title ('Señal media MC7');
ax(8)=subplot(5,4,8); plot(tc,vmMC8); title ('Señal media MC8');
ax(9)=subplot(5,4,9); plot(tc,vmMC9); title ('Señal media MC9');
ax(10)=subplot(5,4,10); plot(tc,vmMC10); title ('Señal media MC10');
ax(11)=subplot(5,4,11); plot(tc,vmMC11); title ('Señal media MC11');
ax(12)=subplot(5,4,12); plot(tc,vmMC12); title ('Señal media MC12');
ax(13)=subplot(5,4,13); plot(tc,vmMC13); title ('Señal media MC13');
ax(14)=subplot(5,4,14); plot(tc,vmMC14); title ('Señal media MC14');
ax(15)=subplot(5,4,15); plot(tc,vmMC15); title ('Señal media MC15');
ax(16)=subplot(5,4,16); plot(tc,vmMC16); title ('Señal media MC16');
ax(17)=subplot(5,4,17); plot(tc,vmMC17); title ('Señal media MC17');
linkaxes(ax,'xy');

%% Aproximación a una señal representativa de la máquina tradicional
mediante la media

MCM=[vmMC1 vmMC2 vmMC3 vmMC4 vmMC5 vmMC6 ...
      vmMC7 vmMC8 vmMC9 vmMC10 vmMC11 vmMC12 ...
      vmMC13 vmMC14 vmMC15 vmMC16 vmMC17];

Ncm=17;

sumMCM=0;
for i=1:Ncm
    sumMCM=sumMCM+MCM(:,i);
end

vmMCM=sumMCM/Ncm;

```

```

%% Representación de la señal final obtenida

figure('Name','Representación de la señal final');
grid;
plot(tc,vmMCM);
title('Señal representativa del sistema de referencia');
xlabel('Tiempo en ms');
ylabel('Tensión en microvoltios');

%% COMPARACIÓN DE SEÑALES

%Vistazo inicial de las señales a comparar

%% Señal externa
figure('Name','Señal representativa de la diadema Muse');
grid;
plot(tm,vmMMM);
title('Señal representativa del sistema Muse');
xlabel('Tiempo en ms');
ylabel('Tensión en microvoltios');

%% Señal extraída del sistema tradicional
figure('Name','Señal representativa del sistema tradicional');
grid;
plot(tc,vmMCM);
title('Señal representativa del sistema de referencia');
xlabel('Tiempo en ms');
ylabel('Tensión en microvoltios');

%% Representación conjunta
figure('Name','Señales a comparar');
grid;
plot(tm,vmMMM,tc,vmMCM);
title('Señales representativas de los sistemas a comparar');
xlabel('Tiempo en ms');
ylabel('Tensión en microvoltios');
legend('Sistema Muse','Sistema de referencia')
%%
figure('Name','Representación conjunta de las señales representativas de
cada sistema');
ax(1)=subplot(1,2,1); plot(tm,vmMMM); title ('Señal representativa del
sistema Muse');...
    xlabel('Tiempo en ms'); ylabel('Tensión en microvoltios');
ax(2)=subplot(1,2,2); plot(tc,vmMCM); title ('Señal representativa del
sistema de referencia');...
    xlabel('Tiempo en ms'); ylabel('Tensión en microvoltios');

```

```

%% Suavizado de señal Muse
for i=3:297
vmMMM(i)=(vmMMM(i-2)+vmMMM(i+2)+vmMMM(i-1)+vmMMM(i+1)+vmMMM(i))/5;
end
vmMMM(1)=(vmMMM(1)+vmMMM(2)+vmMMM(3))/3;
vmMMM(2)=(vmMMM(1)+vmMMM(2)+vmMMM(3))/3;
vmMMM(299)=(vmMMM(300)+vmMMM(299)+vmMMM(298))/3;
vmMMM(300)=(vmMMM(300)+vmMMM(299)+vmMMM(298))/3;

%% Forma de onda de las señales

% Eliminación del offset

%Señal Muse
vmMMM_suma=0;
for i=1:300
vmMMM_suma=vmMMM_suma+vmMMM(i);
end
vmMMM_media=vmMMM_suma/300;
vmMMM_no_offset=zeros(300,1);
for i=1:300
vmMMM_no_offset(i)=vmMMM(i)-vmMMM_media;
end

%Señal del sistema tradicional
vmMCM_suma=0;
for i=1:300
vmMCM_suma=vmMCM_suma+vmMCM(i);
end
vmMCM_media=vmMCM_suma/300;
vmMCM_no_offset=zeros(300,1);
for i=1:300
vmMCM_no_offset(i)=vmMCM(i)-vmMCM_media;
end

%% Vistazo de las formas de onda de las señales a comparar
figure('Name','Señales a comparar quitando offset');
grid;
plot(tm,vmMMM_no_offset,tc,vmMCM_no_offset);
title('Señales a comparar sin offset');
xlabel('Tiempo en ms');
ylabel('Tensión en microvoltios');
legend('Sistema Muse','Sistema de referencia')
%% PRIMER FILTRO: ESTUDIO DE LAS SEÑALES CON OFFSET ELIMINADO

%Estableceremos como valor límite de error al existente si comparamos la
%señal del sistema tradicional sin offset con una señal similar a ella
%misma pero
%con un ruido añadido.

vmMCM_r_no_offset=vmMCM_no_offset+normrnd(0,0.2,size(tc));

ecm_no_offset_limite=0;

```

*ANEXO II: ALGORITMO COMPLETO*

```

for i=1:300
    ecm_no_offset_limite=ecm_no_offset_limite+...
        (vmMCM_r_no_offset(i)-vmMCM_no_offset(i))^2;
end
MUESTRAS=300;
em_no_offset_limite=(sqrt(ecm_no_offset_limite))/MUESTRAS;

%NOTA: Dividimos el error entre el número de datos tomados para poder
%comparar errores de dos comparaciones de señales con distinta cantidad %
%de datos registrados

% Verificación de equivalencia en primera instancia

ecm_no_offset=0;
for i=1:300
    ecm_no_offset=ecm_no_offset+(vmMMM_no_offset(i)-vmMCM_no_offset(i))^2;
end
em_no_offset=(sqrt(ecm_no_offset))/MUESTRAS;

if em_no_offset>em_no_offset_limite
    disp('Las señales comparadas no se pueden considerar equivalentes');
else
    disp('Prosiga con el segundo filtro');
end
%% SEGUNDO FILTRO: ESTUDIO DE LAS SEÑALES ORIGINALES

%Estableceremos como valor límite de error al existente si comparamos la
%señal del sistema tradicional con offset
%con una señal similar a ella misma pero
%con un ruido añadido.

vmMCM_r=vmMCM+normrnd(0,0.2,size(tc));

ecm_limite=0;
for i=1:300
    ecm_limite=ecm_limite+(vmMCM_r(i)-vmMCM(i))^2;
end
em_limite=sqrt(ecm_no_offset_limite)/MUESTRAS;

% Verificación de equivalencia en segunda instancia

ecm=0;
for i=1:300
    ecm=ecm+(vmMMM(i)-vmMCM(i))^2;
end
em=(sqrt(ecm))/MUESTRAS;

if em>em_limite
    disp('Las señales difieren en el offset');
else
    disp('Las señales pueden considerarse equivalentes');
end

```

### **Función ScreePlot**

```
function ScreePlot (proportionExplainedVariance)

nPrincComp = length (proportionExplainedVariance);

acumPEV = cumsum (proportionExplainedVariance);

figure;

yyaxis left;
bar (proportionExplainedVariance);
ylabel ('Variance Explained (%)');
ylim ([0 100]);
yyaxis right;
plot (acumPEV, '-o', 'linewidth', 3);
ylabel ('Acumulated variance Explained (%)');
ylim ([0 100]);
xlim ([0.5 nPrincComp+0.5]);

set (gca, 'xtick', 1:nPrincComp);

title ('Scree plot');
xlabel ('Principal Component');

grid on;

return
```