

Proyecto Fin de Grado
Grado en Ingeniería de las Tecnologías de
Telecomunicación

Detección de Crisis Epilépticas a partir del
Electroencefalograma

Autor: Francisco Luis Sanmillán Vidoy

Tutor: Rubén Martín Clemente

Dep. Teoría de la Señal y Comunicaciones
Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Universidad de Sevilla

Sevilla, 2017



Proyecto Fin de Grado
Grado en Ingeniería de las Tecnologías de Telecomunicación

Detección de Crisis Epilépticas a partir del Electroencefalograma

Autor:

Francisco Luis Sanmillán Vidoy

Tutor:

Rubén Martín Clemente

Profesor titular

Dep. de Teoría de la Señal y Comunicaciones

Escuela Técnica Superior de Ingeniería

Universidad de Sevilla

Sevilla, 2017

Trabajo Fin de Grado: Detección de Crisis Epilépticas a partir del Electroencefalograma

Autor: Francisco Luis Sanmillán Vidoy

Tutor: Rubén Martín Clemente

El tribunal nombrado para juzgar el Proyecto arriba indicado, compuesto por los siguientes miembros:

Presidente:

Vocales:

Secretario:

Acuerdan otorgarle la calificación de:

Sevilla, 2017

El Secretario del Tribunal

A mi familia

A mis maestros

Agradecimientos

En primer lugar, quiero agradecer al tutor de este trabajo, Rubén, su paciencia y que, aun estando muy ocupado, siempre haya sacado tiempo para resolver mis numerosas dudas y guiarme en el desarrollo de este trabajo.

Sin lugar a duda, no hubiera llegado hasta aquí de no ser por el apoyo constante de mi hermano Pedro, quien ha convivido conmigo día a día y no ha dejado de animarme en ningún momento.

Desde la distancia, también han sido un gran apoyo, mis abuelos, siempre intentando que dé lo mejor de mí, mi tío Joaquín, guiándome en cómo afrontar cada asignatura, y mi hermano Juan, dando solución a cualquier problema por grande que fuera.

Quiero agradecer a mis amigos el haber compartido conmigo tantos buenos momentos y, por último, a todas aquellas personas con las que he tenido el gusto de compartir la experiencia de estudiar el Grado de Teleco, quienes, en mayor o menor medida, también han contribuido a que esté donde estoy.

Francisco Luis Sanmillán Vidoy

Sevilla, 2017

Resumen

En este trabajo, se tratará de hacer diversas pruebas con señales electroencefalográficas procedentes de pacientes que padecen epilepsia intratable. Estas pruebas estarán orientadas a investigar de qué forma o con qué parámetros, obtenidos de las señales electroencefalográficas (EEGs), se puede detectar un ataque epiléptico con la mayor eficacia posible y de forma temprana. Se tratará de maximizar el tiempo entre la detección de la crisis y el comienzo de la misma, permitiendo así un mayor tiempo de actuación, en el cuál podría aplicarse algún fármaco que reduzca los efectos de dicha crisis.

Abstract

In this work, it will try to make various tests with electroencephalogram signals from patients with intractable epilepsy. These tests will be oriented to investigate how or with what parameters, obtained from electroencephalographic signals (EEGs), an epileptic attack can be detected with the highest possible efficacy and at an early stage. It will try to maximize the time between the detection of the crisis and the beginning of the same, allowing a longer time to act, in which could be applied any medicine that reduces the effects of this crisis.

Agradecimientos.....	ix
Resumen	xi
Abstract	xii
Índice	xiii
Índice de Tablas	xv
Índice de Figuras	xvii
1 Introducción.....	1
2 Conocimientos previos.....	5
2.1 <i>Epilepsia</i>	5
2.1.1 Síntomas	5
2.1.2 Causas	5
2.1.3 Diagnóstico	6
2.1.4 Tratamiento	6
2.1.5 Tipos	7
2.2 <i>Electroencefalograma (EEG)</i>	10
2.2.1 Introducción [3]	10
2.2.2 Anatomía del encéfalo	10
2.2.2.1 Electrogénesis cerebral [6]	13
2.2.2.2 Electrogénesis cortical [6]	14
2.2.3 Señales EEG.....	14
2.2.4 Captación del EEG	15
2.2.4.1 Tipos de electrodos [6]	16
2.2.4.2 Sistema de posicionamiento de electrodos superficiales.....	17
2.2.4.3 Montaje de un EEG	18
2.3 <i>Base de datos</i> [7]	21
2.4 <i>Pre-procesado</i>	22
2.4.1 Obtención de las señales EEG	22
2.4.2 Limpieza de las señales	22
2.4.3 Filtrado de las señales en el rango de 0-30 Hz	23
2.4.4 Filtrado en distintos rangos	23
2.4.5 División en bloques y solapado	23
2.4.6 Cálculo de parámetros.....	23
2.4.7 Visión de conjunto	24
2.5 <i>Máquina de soporte vectorial (SVM)</i>	26
2.5.1 Introducción	26
2.5.2 SVM para clasificación binaria de ejemplos separables linealmente [13] [14]	26
2.5.3 SVM para clasificación binaria de ejemplos linealmente no separables [11] [12]	28
2.5.4 SVM para clasificación binaria de ejemplos no lineales [12] [16].....	29

3	Resultados	33
3.1	<i>Resultados utilizando dos parámetros.....</i>	33
3.2	<i>Resultados utilizando más de dos parámetros.....</i>	65
3.3	<i>Pruebas utilizando grabaciones sin crisis.....</i>	83
4	Conclusiones	88
	Referencias	11
	Glosario	13
	Anexo. Funciones de Matlab utilizadas	14

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 3.1 Resultados de la paciente 1, grabación 3. Caso 1, prueba 1. Crisis	66
Tabla 3.2 Resultados de la paciente 1, grabación 4. Caso 1, prueba 2. Crisis	67
Tabla 3.3 Resultados de la paciente 1, grabación 15. Caso 1, prueba 3. Crisis	67
Tabla 3.4 Resultados de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 4. Crisis	68
Tabla 3.5 Resultados de la paciente 1, grabación 18. Caso 1, prueba 5. Crisis	68
Tabla 3.6 Resultados de la paciente 1, grabación 21. Caso 1, prueba 6. Crisis	69
Tabla 3.7 Resultados de la paciente 1, grabación 26. Caso 1, prueba 7. Crisis	69
Tabla 3.8 Resultados de la paciente 1, grabación 3. Caso 2, prueba 1. Crisis	70
Tabla 3.9 Resultados de la paciente 1, grabación 4. Caso 2, prueba 2. Crisis	71
Tabla 3.10 Resultados de la paciente 1, grabación 15. Caso 2, prueba 3. Crisis	71
Tabla 3.11 Resultados de la paciente 1, grabación 16. Caso 2, prueba 4. Crisis	71
Tabla 3.12 Resultados de la paciente 1, grabación 18. Caso 2, prueba 5. Crisis	71
Tabla 3.13 Resultados de la paciente 3, grabación 36. Caso 1, prueba 1. Crisis	73
Tabla 3.14 Resultados de la paciente 3, grabación 36. Caso 1, prueba 2. Crisis	74
Tabla 3.15 Resultados de la paciente 3, grabación 36. Caso 1, prueba 3. Crisis	74
Tabla 3.16 Resultados de la paciente 3, grabación 36. Caso 1, prueba 4. Crisis	75
Tabla 3.17 Resultados de la paciente 3, grabación 35. Caso 1, prueba 5. Crisis	76
Tabla 3.18 Resultados de la paciente 3, grabación 35. Caso 1, prueba 6. Crisis	76
Tabla 3.19 Resultados de la paciente 3, grabación 35. Caso 1, prueba 7. Crisis	77
Tabla 3.20 Resultados de la paciente 3, grabación 35. Caso 1, prueba 8. Crisis	77
Tabla 3.21 Resultados de la paciente 5, grabación 17. Caso 1, prueba 1. Crisis	79
Tabla 3.22 Resultados de la paciente 5, grabación 17. Caso 1, prueba 2. Crisis	80
Tabla 3.23 Resultados de la paciente 5, grabación 17. Caso 1, prueba 3. Crisis	80
Tabla 3.24 Resultados de la paciente 5, grabación 17. Caso 1, prueba 4. Crisis	81
Tabla 3.25 Resultados de la paciente 5, grabación 17. Caso 1, prueba 5. Crisis	81
Tabla 3.26 Resultados de la paciente 1, grabaciones 18, 21 y 26. Prueba 1. Crisis	83
Tabla 3.27 Resultados de la paciente 1, grabaciones 32, 6 y 5. Prueba 2. No crisis	84
Tabla 3.28 Resultados de la paciente 3, grabaciones 34, 35 y 36. Prueba 1. Crisis	84
Tabla 3.29 Resultados de la paciente 3, grabaciones 30, 24 y 14. Prueba 2. No crisis	84
Tabla 3.30 Resultados de la paciente 5, grabaciones 16, 17 y 22. Prueba 1. Crisis	85
Tabla 3.31 Resultados de la paciente 5, grabaciones 1, 20 y 35. Prueba 2. No crisis	85

Tabla 3.32 Resultados de la paciente 24, grabaciones 15, 17 y 21. Prueba 1. Crisis	86
Tabla 3.33 Resultados de la paciente 24, grabaciones 2, 10 y 20. Prueba 2. No crisis	86

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 Partes del encéfalo	10
Figura 2.2 Lóbulos de la corteza cerebral	12
Figura 2.3 Homúnculos motor y sensorial	13
Figura 2.4 Capas de la corteza cerebral	14
Figura 2.5 Principales tipos de ondas cerebrales	15
Figura 2.6 Electrodo en casco de malla	16
Figura 2.7 Electrodo quirúrgico	17
Figura 2.8 Sistema Internacional 10/20 de colocación de electrodos	18
Figura 2.9 Esquema de montaje para un registro monopolar	19
Figura 2.10 Esquema de montaje para un registro monopolar promediado	19
Figura 2.11 Esquema de montaje para un registro bipolar	19
Figura 2.12 Montajes bipolares longitudinal, o de doble banana, (A) y transversal (B)	20
Figura 2.13 Fichero SUBJECT-INFO con la edad y el género de los sujetos	21
Figura 2.14 Diagrama del pre-procesado aplicado a las señales EEG antes de hacer las pruebas	25
Figura 2.15 Maximización del margen para una clasificación binaria separable linealmente [14]	26
Figura 2.16 Ejemplo de soft-margin	28
Figura 2.17 Transformación del espacio inicial en un espacio de características, donde los datos de entrada ya si se pueden separar mediante un hiperplano [7].	30
Figura 3.1 Canales y sensores utilizados con la paciente 1	33
Figura 3.2 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 1. Crisis	34
Figura 3.3 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 2. No crisis	35
Figura 3.4 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 3. Crisis	36
Figura 3.5 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 4. No crisis	36
Figura 3.6 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 5. Crisis	37
Figura 3.7 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 6. No crisis	37
Figura 3.8 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 7. Crisis	38
Figura 3.9 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 8. No crisis	39
Figura 3.10 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 9. Crisis	40
Figura 3.11 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 10. No crisis	40
Figura 3.12 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 11. Crisis	41
Figura 3.13 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 12. No crisis	41
Figura 3.14 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 13. Crisis	42

Figura 3.15 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 14. No crisis	42
Figura 3.16 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 15. Crisis	43
Figura 3.17 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 16. No crisis	43
Figura 3.18 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 17. Crisis	44
Figura 3.19 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 18. No crisis	45
Figura 3.20 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 19. Crisis	45
Figura 3.21 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 20. No crisis	46
Figura 3.22 Resultado de la paciente 1, grabación 26. Caso 2, prueba 1. Crisis	47
Figura 3.23 Resultado de la paciente 1, grabación 26. Caso 2, prueba 2. No crisis	47
Figura 3.24 Resultado de la paciente 1, grabación 26. Caso 3, prueba 1. Crisis	48
Figura 3.25 Resultado de la paciente 1, grabación 26. Caso 3, prueba 2. No crisis	49
Figura 3.26 Canales y sensores utilizados con la paciente 5	49
Figura 3.27 Resultado de la paciente 5, grabación 17. Caso 1, prueba 1. Crisis	50
Figura 3.28 Resultado de la paciente 5, grabación 17. Caso 1, prueba 2. No crisis	51
Figura 3.29 Resultado de la paciente 5, grabación 17. Caso 1, prueba 3. Crisis	52
Figura 3.30 Resultado de la paciente 5, grabación 17. Caso 1, prueba 4. No crisis	52
Figura 3.31 Resultado de la paciente 5, grabación 22. Caso 2, prueba 1. Crisis	53
Figura 3.32 Resultado de la paciente 5, grabación 22. Caso 2, prueba 2. No crisis	54
Figura 3.33 Resultado de la paciente 5, grabación 17. Caso 3, prueba 1. Crisis	55
Figura 3.34 Resultado de la paciente 5, grabación 6. Caso 4, prueba 1. Crisis	56
Figura 3.35 Resultado de la paciente 5, grabación 13. Caso 4, prueba 2. Crisis	56
Figura 3.36 Resultado de la paciente 5, grabación 16. Caso 4, prueba 3. Crisis	57
Figura 3.37 Resultado de la paciente 5, grabación 17. Caso 4, prueba 4. Crisis	57
Figura 3.38 Canales y sensores utilizados con la paciente 14	59
Figura 3.39 Resultado de la paciente 14, grabación 18. Caso 1, prueba 1. Crisis	60
Figura 3.40 Resultado de la paciente 14, grabación 18. Caso 1, prueba 2. No crisis	61
Figura 3.41 Resultado de la paciente 14, grabación 27. Caso 2, prueba 1. Crisis	62
Figura 3.42 Resultado de la paciente 14, grabación 27. Caso 2, prueba 2. No crisis	62
Figura 3.43 Resultado de la paciente 14, grabación 4. Caso 3, prueba 1. Crisis	63
Figura 3.44 Resultado de la paciente 14, grabación 4. Caso 3, prueba 2. No crisis	64
Figura 3.45 Canales y sensores utilizados con la paciente 1	65
Figura 3.46 Canales y sensores utilizados con la paciente 3	72
Figura 3.47 Canales y sensores utilizados con la paciente 5	78

1 INTRODUCCIÓN

El verdadero progreso es el que pone la tecnología al alcance de todos.

Henry Ford

En este trabajo se lleva a cabo un método de detección de crisis epilépticas y se intenta analizar en qué condiciones se obtiene la mejor detección posible y con la mayor anticipación. Para conseguir esto último se realizarán diversas pruebas usando señales electroencefalográficas (EEG) bajo distintas condiciones, como pueden ser filtrar las señales EEG en distintos rangos de frecuencia o utilizar distintas medidas de las señales, tales como la potencia, la skewness o la kurtosis.

Antes de comenzar con las pruebas se hace necesario introducir los distintos contenidos que se tratan en este trabajo, así como explicar la procedencia y tratamiento que se hace a las señales y presentar las distintas extensiones de Matlab usadas. La estructura del trabajo será la siguiente:

1. **Introducción:** En la cual se explican los objetivos y el alcance del trabajo y se presenta la estructura del mismo.
2. **Epilepsia:** En este apartado se explicará con detalle en qué consiste la epilepsia y de qué diferentes formas puede afectar a los pacientes. Entender bien en que consiste y cómo afecta la epilepsia a los distintos pacientes será fundamental a la hora de analizar resultados en este trabajo, puesto que es un trastorno bastante peculiar.
3. **Electroencefalogramas (EEG):** Se explicará en qué consiste la encefalografía, como se obtienen las señales y las distintas formas estipuladas de posicionamiento de sensores para obtener dichas señales.
4. **Procedencia de las señales EEG:** Base de datos de la cual se han extraído las señales y explicación de dónde y cómo se obtuvieron las señales EEG que se utilizarán en este trabajo.
5. **Tratamiento de las señales EEG antes de la detección:** Apartado importante en el cuál se describen los distintos tratamientos que se le darán a todas las señales EEG antes de hacer la detección de la crisis. En el anexo se incluirán los códigos de las funciones de Matlab utilizadas.
6. **Detección con la Máquina de Soporte Vectorial (SVM):** Nos permitirá clasificar o detectar si el vector o vectores que se pasan como muestras a la SVM son de justo antes de una crisis epiléptica o no. En este apartado se detallará cómo funciona la Máquina de Soporte Vectorial

y que la hace tan interesante como para utilizarla en este trabajo.

7. Tablas de resultados: Se incluirán varias tablas con los diferentes resultados obtenidos. Estas tablas constarán de la probabilidad de que se vaya a producir una crisis epiléptica para distintas condiciones, que se detallarán.
8. Conclusiones: Para finalizar se analizarán los aspectos relevantes que se obtengan a partir de las tablas de resultados y se tratará de vislumbrar qué implicaciones pueden tener.

2 CONOCIMIENTOS PREVIOS

2.1 Epilepsia

La epilepsia es un trastorno crónico del sistema nervioso central que origina una predisposición a sufrir crisis epilépticas repetidas. La epilepsia no es tan solo una enfermedad, sino una familia de trastornos neurológicos crónicos que tienen en común las convulsiones recurrentes o convulsiones epilépticas. Estas convulsiones epilépticas, que pueden aparecer en cualquier momento y duran unos segundos o minutos, son el resultado de una actividad transitoria, excesiva y anormal de las células nerviosas en la corteza cerebral.

Cincuenta millones de personas en todo el mundo tienen epilepsia, cuatrocientas mil de ellas en España. Es el tercer trastorno neurológico más común tras el Alzheimer y el accidente cerebrovascular.

Uno coma dos millones de individuos afectados sigue padeciendo convulsiones aun tomando medicación antiepiléptica. A las convulsiones padecidas por este subconjunto de pacientes se las conoce como convulsiones epilépticas intratables. En este trabajo, las señales que se usarán serán de pacientes con este tipo de convulsiones.

Para este apartado se han utilizado las referencias [1] y [2].

2.1.1 Síntomas

Durante un ataque epiléptico el afectado puede tener sensaciones y emociones extrañas o comportamientos poco comunes, tales como espasmos musculares violentos, pérdida del conocimiento o alucinaciones sensoriales.

Estos ataques epilépticos, que en cada persona son diferentes y que dependen de la zona del cerebro afectada y las causas de la epilepsia, son intermitentes y constituyen el único síntoma de este trastorno.

Las convulsiones suponen un gran riesgo de lesión y limitan la independencia y la movilidad del afectado.

La mayor parte de los afectados son plenamente capaces en los periodos en los que no están padeciendo un ataque. Aun así, existe un mayor riesgo de muerte o discapacidad grave asociado con la epilepsia.

2.1.2 Causas

La epilepsia puede desarrollarse por una mutación heredada del comportamiento neuronal, es decir,

por factores genéticos, o por algún traumatismo en la cabeza que dañe el tejido cerebral, o, incluso, podría desarrollarse a partir de otra enfermedad que dañe, destruya o afecte al tejido cerebral, como en el caso de un tumor cerebral o de una infección, como la meningitis.

También se dan casos de epilepsia en niños que tienen un mal desarrollo cerebral debido a problemas antes del nacimiento.

En la mitad de los casos la causa de la epilepsia es desconocida.

2.1.3 Diagnóstico

Para diagnosticar la epilepsia se realizan pruebas como electroencefalogramas, resonancias magnéticas craneales, TACs y análisis de sangre. Todas las pruebas anteriores junto a la historia clínica del paciente permiten no solo diagnosticar la epilepsia, sino también saber de qué tipo es (se explicarán más adelante los distintos tipos de epilepsia), y, en ciertos casos, conocer la causa de la epilepsia.

En algunos afectados, no se detecta nada en las pruebas anteriores, teniendo resultados completamente normales. En estos casos el diagnóstico se basará en la historia clínica del afectado.

2.1.4 Tratamiento

No hay cura para la epilepsia, pero los medicamentos pueden controlar las convulsiones para la mayoría de las personas. Cuando los medicamentos no funcionan bien, la cirugía o los dispositivos implantados, como los estimuladores del nervio vago, pueden ayudar. También dietas especiales pueden tratar con eficacia ciertos tipos de epilepsia. Es importante comenzar el tratamiento de inmediato, tras ser diagnosticada la epilepsia.

En el caso de que los medicamentos no funcionen bien y el paciente tenga que someterse a cirugía, se pueden distinguir distintos tipos de intervenciones quirúrgicas, como los siguientes:

- Cirugía para extirpar el foco epiléptico, en la cual se extrae la zona del cerebro donde se produce la crisis epiléptica. Se conoce como lobectomía o lesionectomía.
- Otro tipo de cirugía se da cuando el foco epiléptico se encuentra en una zona del cerebro que no se puede extirpar. En este caso, lo que se hace es realizar una serie de cortes diseñados para impedir que las crisis se propaguen a otras partes del cerebro, dejando intactas las capacidades normales de la persona.
- La callosotomía, que es el corte de las conexiones neuronales entre hemisferios. Se hace en niños con crisis graves que se propagan de un hemisferio a otro. Puede eliminar crisis como las crisis de caída.
- Una cirugía muy radical, que se usa como última opción, es la hemisferectomía y la hemisferotomía, que consisten en retirar la mitad de la corteza cerebral. Este tipo de cirugía se usa para casos como el de la encefalitis de Rasmussen.

Para los afectados que son resistentes a la medicación y no pueden ser sometidos a cirugía, puede resultar interesante el uso de dispositivos estimuladores, como, por ejemplo, los siguientes:

- El estimulador del nervio vago, que se implanta bajo la piel del pecho y se adhiere al nervio vago en la parte inferior del pecho, envía descargas de energía eléctrica al cerebro

a través del nervio vago, reduciendo así entre un 20 y un 40 por ciento las crisis.

- El estimulador para la neuroestimulación reactiva, que se implanta para analizar los patrones de la actividad cerebral y detectar una próxima crisis. Una vez detectada una crisis, el dispositivo manda una descarga eléctrica o administra un medicamento, para impedir la crisis. Analizar las detecciones de una próxima crisis de forma eficiente es el objetivo de este trabajo.

2.1.5 Tipos

Según el NINDS (National Institute of Neurological Disorders and Stroke), a grandes rasgos se distinguen dos tipos de crisis: las generalizadas, que afectan a toda la superficie del cerebro y provocan la pérdida de conocimiento y las crisis parciales o focales, donde la descarga comienza en una zona concreta que puede extenderse al resto de la corteza cerebral. Sin embargo, dentro de cada una de estas dos categorías hay muchos tipos de crisis. Los médicos han llegado a describir más de 30 tipos de crisis epilépticas [2].

Algunos tipos de epilepsia son los siguientes [1]:

- *Crisis generalizadas*: en las cuales, como se ha mencionado antes, la descarga epiléptica afecta al mismo tiempo a toda la superficie del cerebro. Los tipos de crisis epilépticas generalizadas más frecuentes son:
 1. *Crisis generalizadas tónicas*: causan rigidez muscular, sobre todo, en la espalda, en los brazos y en las piernas.
 2. *Crisis generalizadas clónicas*: causan movimientos bruscos repetidos de los músculos del cuerpo.
 3. *Crisis generalizadas tónico-clónica*: Se da cuando hay una pérdida brusca del conocimiento, cayendo el afectado al suelo si está de pie. Hay una fase tónica, que produce rigidez en el cuerpo en un primer momento, y, una fase clónica, que produce movimientos rítmicos por todo el cuerpo. Este tipo es una de las crisis epilépticas de mayor seriedad, ya que se pueden producir lesiones. No obstante, este tipo de epilepsia se controla bien con medicación.
 4. *Crisis generalizada de ausencia*: En las que, la persona permanece absorta e inmóvil durante diez o quince segundos. No revisten gravedad, pero puede ocasionar déficit de atención al afectado, puesto que, los ataques de este tipo son muy frecuentes.
 5. *Crisis generalizada mioclónica*: Se produce una sacudida brusca en todo el cuerpo o bien tan solo en una parte, durante un instante. Suele ocasionar caída al suelo del afectado o la caída de los objetos que tenga en las manos. No son graves y suelen pasar desapercibidas.
 6. *Crisis generalizadas atónicas*: El afectado cae de forma brusca al perder la conciencia. Dura un instante y la recuperación también es muy rápida. Suele ir acompañada de otros tipos de epilepsia.

- *Crisis focales o parciales*: Según el sitio de la superficie del cerebro donde se produzcan las convulsiones tendremos un tipo de crisis epiléptica local u otro, habiendo muchas variantes. El 60 por ciento de las personas afectadas por epilepsia padecen crisis focales. Las crisis focales más importantes son las siguientes:
1. *Sin alteración del conocimiento (crisis parciales simples)*: algunas de estas crisis producen sacudidas rítmicas de una parte del cuerpo durante segundos o minutos. Otras producen sensaciones anormales, tales como hormigueos que se extienden de forma brusca o alucinaciones visuales o, incluso, pueden producirse sensaciones de déjà vu, que solo nota quien padece la crisis
 2. *Con alteraciones del conocimiento (crisis epiléptica parcial compleja)*: el afectado unas veces pierde el conocimiento, quedándose inmóvil sin responder durante varios segundos o pocos minutos, pero sin perder el tono muscular. Otras veces sí que se mueve, pero tiene una actuación extraña y no responde o lo hace de forma incoherente. Recupera el conocimiento poco a poco
 3. *Evolucionando a crisis convulsiva bilateral (crisis bilateral con generalización secundaria)*: se da cuando una crisis focal simple o compleja se extiende desde el foco epiléptico a toda la superficie cerebral.
 4. *Espasmos epilépticos*: Se producen en niños de meses de edad y es raro que se produzcan en niños mayores de dos años. Consisten en una flexión o extensión brusca del cuerpo y de la cabeza durante varios segundos.

Así como hay distintos tipos de crisis epilépticas, también hay muchos tipos diferentes de epilepsia. Se han identificado cientos de síndromes epilépticos diferentes. Algunos de ellos son los siguientes [1]:

1. *La epilepsia de ausencia*: en la que se producen crisis repetidas que causan pérdidas momentáneas del conocimiento. Suelen ser causadas por factores genéticos. Algunas personas pueden realizar movimientos sin sentido, otras no muestran síntomas evidentes, excepto momentos breves en los que parecen estar perdidos en el espacio. Inmediatamente después de pasar la crisis el afectado puede seguir con lo que estaba haciendo. No obstante, estas crisis pueden ocurrir tan frecuentemente que la persona no se pueda concentrar en lo que esté haciendo.
2. *La epilepsia del lóbulo frontal*: se da cuando se producen crisis focales breves que pueden ocurrir en serie. Involucra las crisis que pueden causar movimientos anormales descontrolados. Normalmente ocurren cuando la persona está dormida, pero también pueden aparecer cuando está despierta.
3. *La epilepsia del lóbulo temporal*: es el más común entre los que tienen crisis focales. Estas crisis se asocian con sensaciones de náuseas, de miedo, de déjà vu o con cambios inusuales del gusto y del olfato. Esta alteración puede aparecer como un episodio de mirar fijamente al vacío, un estado de ensueño o automatismos repetidos.
4. *La epilepsia neocortical*: se caracteriza por crisis originadas en la capa exterior del cerebro, en la corteza cerebral. Pueden ser tanto focales como generalizadas.

Dependiendo del lugar donde se originen las crisis en el cerebro tendrá distintos síntomas.

Hay muchos otros tipos de epilepsia, como, por ejemplo, los siguientes: el síndrome de Lennox-Gastaut, la encefalitis de Rasmussen, la epilepsia mioclónica juvenil, el síndrome de Dravet o el hamartoma hipotalámico.

2.2 Electroencefalograma (EEG)

2.2.1 Introducción

El electroencefalograma es una técnica de monitoreo electrofísico que permite registrar la actividad bioeléctrica cerebral usando el electroencefalógrafo, un equipo especial formado por un conjunto de electrodos capaces de medir la actividad eléctrica procedente de la corteza cerebral. Las señales captadas por los electrodos son mínimas, por lo que tienen que ser ampliadas para que puedan ser representadas y fácilmente observables [3].

El electroencefalograma es una técnica diagnóstica fácil de realizar, barata y no invasiva, al colocarse los electrodos sobre el cuero cabelludo. Se utiliza en pacientes en condiciones de reposo, en vigilia o sueño, o bajo algunas estimulaciones, como estimulaciones luminosas [3].

El electroencefalograma es especialmente útil en el diagnóstico de epilepsia, al hacer muy evidente la visualización de una actividad eléctrica cerebral anormal y brusca. Con esta técnica también es posible ver el tipo de crisis que tiene el afectado, lo que facilita el tratamiento de la epilepsia.

Para este *apartado 2.2* se han utilizado las referencias [4] , [5] y [6], entre otras.

2.2.2 Anatomía del encéfalo

El encéfalo es la parte superior y la de mayor masa del sistema nervioso central, formado también por la médula espinal. Se encuentra en el interior del cráneo. Es el centro de control de casi todas las actividades vitales necesarias para la supervivencia. También controla las emociones y se encarga de recibir e interpretar numerosas señales que llegan del propio organismo o del exterior.

El encéfalo está dividido en tres partes: el tronco del encéfalo, el cerebelo y el cerebro. Estas partes se muestran en la *Figura 2.1*.

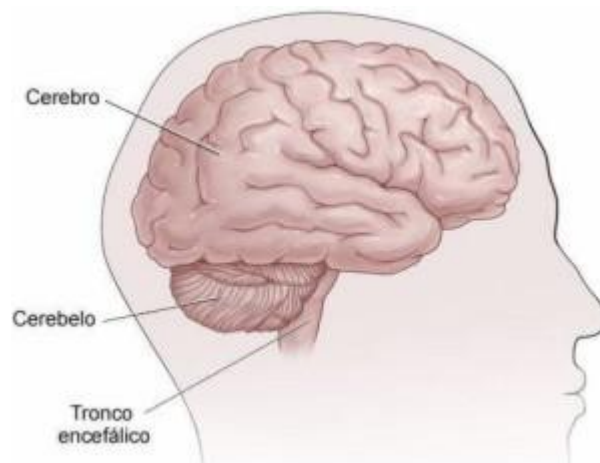


Figura 2.1 Partes del encéfalo

El tronco del encéfalo limita por debajo con la médula espinal, por detrás tiene el cerebelo y por encima tiene el diencefalo, conectándolos entre sí. Es la parte evolutiva más antigua del encéfalo. Tiene funciones sensoriales, recibiendo impulsos eléctricos de las extremidades, del tronco, de los órganos y del cráneo. También tiene funciones motoras, como controlar los actos motores reflejos y controlar los ritmos cardíaco y respiratorio. El tronco del encéfalo está formado por las siguientes partes [4]:

- Mesencéfalo: es la parte del tronco situada más cerca del centro del encéfalo, por lo que se la conoce como “cerebro medio”, y establece comunicación directa con muchas de las partes del sistema nervioso central. Une el tronco del encéfalo con el diencefalo y partes de la corteza cerebral y en su parte inferior tiene la protuberancia. Está formado principalmente por el tálamo y el hipotálamo. Consta de un conducto por donde circula el líquido cefalorraquídeo, encargado de proporcionar estabilidad mecánica al organismo. Contiene el nervio oculomotor y también se encarga de transmitir los impulsos eléctricos en los dos sentidos.
- Protuberancia o puente troncoencefálico: se encuentra posicionado entre el bulbo raquídeo y el mesencéfalo, conectándolos. En la protuberancia podemos encontrar una serie núcleos centrales, que se dividen en núcleos propios y núcleos asociados a nervios craneales, así como la línea trigémino-facial. Contiene en su núcleo una porción de la formación reticular, teniendo así una función importante en el sueño y en el estado de alerta. Actúa como puente de transmisión de impulsos cerebrales y trabaja en conjunto con el cerebelo y otras estructuras para permitir la coordinación automática e inconsciente de grupos de músculos, permitiendo así, por ejemplo, mantener el equilibrio en posición erguida.
- Bulbo raquídeo: interconecta la médula espinal con el puente troncoencefálico. Presenta la forma de un cono truncado de vértice inferior. Esta estructura neuronal controla funciones cardíacas, respiratorias, gastrointestinales y vasoconstrictoras, y constituye una parte fundamental para conectar el cerebro con la médula espinal.

El cerebelo se encuentra en la parte posterior del encéfalo. La función principal del cerebelo es integrar las vías sensitivas y las vías motoras. Actúa como coordinador de las actividades motoras que se inician en otras partes del sistema nervioso y hacen que los movimientos sean uniformes.

El cerebro es la parte más voluminosa del encéfalo. Está dividido en dos hemisferios separados y en su mayor parte está constituido por la corteza cerebral, la cual se encuentra plegada. Dentro del cráneo, el cerebro flota en el líquido cefalorraquídeo, que tiene funciones de protección tanto físicas como inmunológicas. Está formado por millones de neuronas que permiten regular todas las funciones del cuerpo y de la mente. El cerebro está formado a su vez por estructuras corticales, del córtex cerebral, y por estructuras subcorticales, bajo el córtex. Entre las estructuras subcorticales podemos encontrar, por ejemplo, el cuerpo caloso que une los dos hemisferios, los ganglios basales, la amígdala, el hipocampo o los cuerpos mamilares. El córtex cerebral aparece dividido en los siguientes lóbulos (como se muestra en la *Figura 2.2*) [4]:

- Lóbulo frontal: Este lóbulo controla varias funciones como la resolución de problemas, pensamiento creativo, juicio, intelecto, atención, comportamiento, reacciones físicas, pensamiento abstracto, movimientos coordinados, músculos coordinados y personalidad.
- Lóbulo parietal: En este lóbulo se pueden encontrar el córtex motor, que permite controlar el movimiento del cuerpo, y el córtex sensorial, el cual recibe información de la postura y como se mueven distintas partes del cuerpo y transmite información del sentido del tacto. Debido a esto último, este lóbulo, se centra en el movimiento, cálculo, orientación y ciertos tipos de reconocimiento.
- Lóbulo occipital: es la parte del cerebro que controla la visión y donde se procesan las imágenes. Es uno de los lóbulos más pequeños y se encuentra en la parte trasera del encéfalo. Hay dos estructuras occipitales, una en cada hemisferio. Algunas de sus funciones son:

interpretación de las imágenes, controlar la visión, reconocimiento espacial y discriminación del movimiento y los colores.

- **Lóbulo temporal:** controla la memoria visual, la auditiva y la comprensión del habla y la escucha. Contiene el área de Wernicke que se encuentra alrededor del córtex auditivo y formula y entiende el habla.

Existen otras zonas como el giro cingulado, el cual envuelve parcialmente al cuerpo caloso y se encuentra involucrado en la formación de emociones, en el procesamiento de datos básicos referidos a la conducta, el aprendizaje y la memoria, o, como, la corteza insular, que se encuentra ubicada profundamente en la superficie lateral del cerebro y entre algunas de sus funciones, se encarga de los estímulos gustativos, el peristaltismo, la presión arterial, de la información somatosensorial y de algunas funciones del lenguaje.

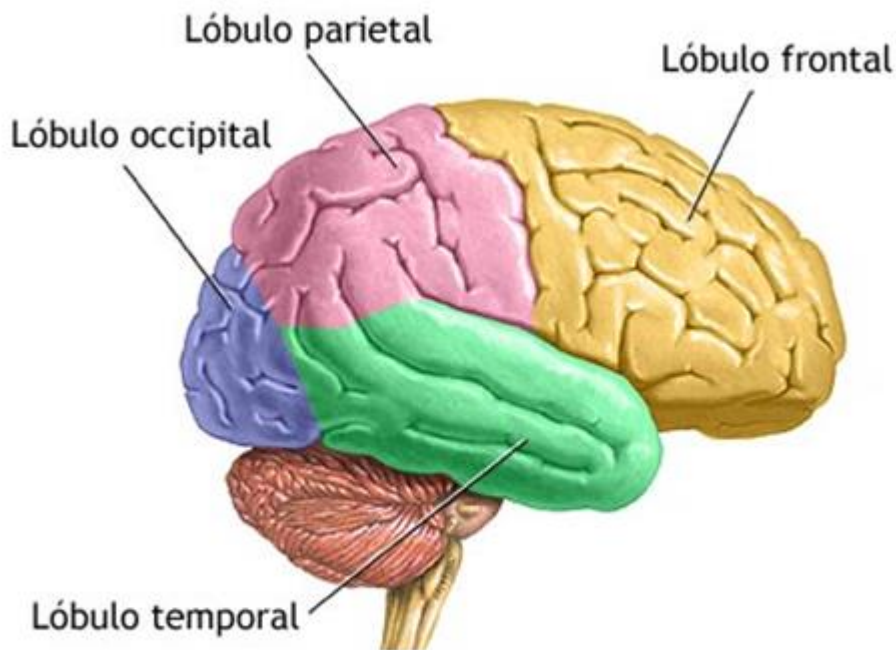


Figura 2.2 Lóbulos de la corteza cerebral

Existe una forma de representación de las zonas del cerebro en función de las partes del cuerpo que controla. Esta representación se conoce como el homúnculo cortical y representa las partes del cuerpo correspondiéndolas con la zona de la corteza motora primaria, homúnculo motor, y con la corteza somastésica primaria, homúnculo sensorial, que controlan dichas partes del cuerpo. Esta representación puede observarse en la *Figura 2.3* [6].

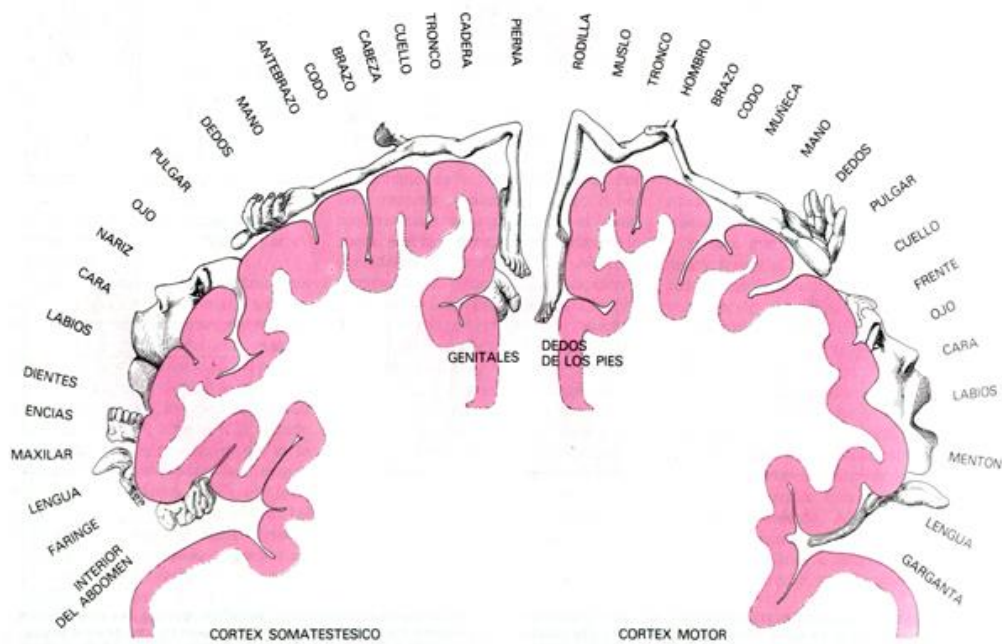


Figura 2.3 Homúnculos motor y sensorial

Para el electroencefalograma es necesario saber cómo y dónde se generan las señales bioeléctricas, es decir, la electrogénesis, para la cual, podemos distinguir entre electrogénesis cerebral y electrogénesis cortical.

2.2.2.1 Electrogénesis cerebral

Todo el sistema nervioso tiene capacidad electrogénica, esto es, la capacidad de generar potenciales eléctricos. Sin embargo, para el electroencefalograma tan solo nos va a interesar la corteza cerebral y las partes cercanas a la misma. La corteza cerebral está formada por distintas capas, que se pueden observar en la *Figura 2.4*. Estas son [6]:

- Capa molecular o plexiforme: es la parte más exterior de la corteza. Tiene una red densa de fibras nerviosas orientadas tangencialmente.
- Capa granular externa: se encuentra bajo la capa molecular y contiene una gran cantidad de células piramidales y estrelladas. Las células de esta capa son receptoras.
- Capa piramidal externa: formada por células piramidales y presenta una forma irregular, incrementándose su tamaño al profundizar en la capa. Las células de esta capa son efectoras.
- Capa granular interna: compuesta de células estrelladas de forma muy compacta y tiene una elevada concentración de fibras horizontales. Las células de esta capa son receptoras.
- Capa ganglionar o capa piramidal interna: contiene células piramidales grandes y medianas, y un elevado número de fibras horizontales. Las células de esta capa son efectoras.
- Capa multiforme: contiene células fusiformes.

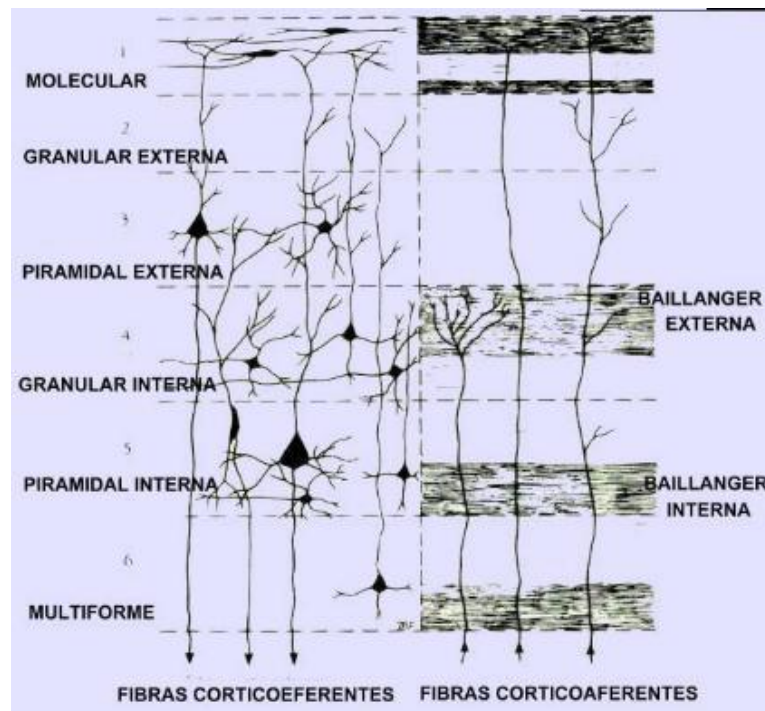


Figura 2.4 Capas de la corteza cerebral

2.2.2.2 Electrogénesis cortical

Una porción de tejido cortical aislado emite actividad eléctrica espontánea. Llamamos generador a cada una de estas porciones que es capaz de emitir actividad eléctrica espontánea. Se distinguen 3 tipos de generadores corticales [6]:

- Generador A: Situado a unas 500 micras de la superficie cortical está producido por la despolarización de las dendritas apicales de las células piramidales. Su actividad produce ondas negativas en la superficie de la corteza. No tiene relación con la descarga de potenciales de acción de las células.
- Generador B: Situado a 900 micras de profundidad está formado por las despolarizaciones de los somas de las células piramidales. Produce ondas positivas en la superficie cortical y su actividad coincide con la aparición de potenciales de acción en las células.
- Generador C: Está situado también a 900 micras, pero su actividad determina ondas negativas en la superficie cortical y es el resultado de la hiperpolarización de las células. Su actividad coincide con una interrupción de la descarga de potenciales de acción en las células piramidales.

De forma general, una tensión positiva en la superficie cortical traduce una despolarización en las capas más profundas de la corteza. En cambio, una tensión negativa puede ser resultado, bien de una despolarización superficial, o de una hiperpolarización profunda.

2.2.3 Señales EEG

Las señales EEG tienen una magnitud de 5 a 300 μV y un ancho de banda que va desde los 0.5 Hz hasta los 100 Hz, aunque normalmente se usa hasta los 70 Hz.

Las ondas emitidas por el cerebro, que pueden captarse mediante el EEG, se pueden clasificar en distintos tipos, dependiendo de la frecuencia. Los principales tipos de ondas cerebrales son los siguientes:

- Ondas Delta: son las ondas que provienen del cerebro y que ocupan el rango de frecuencias entre 0.5 y 4 Hz. Estas ondas delta suceden en situación de sueño profundo, cuando se está durmiendo sin sonar.
- Ondas Theta: son las que ocupan el rango de frecuencias entre 4 y 7 Hz. Relacionadas con las primeras etapas del sueño y se generan tras la interacción entre los lóbulos temporal y frontal.
- Ondas Alpha: son las que ocupan el rango de frecuencias entre 8 y 12 Hz. Se originan en el lóbulo occipital en periodos de relajación estando despierto.
- Ondas Beta: son las que ocupan el rango de frecuencias entre 13 y 30 Hz. Están asociadas a cuando se está despierto y consciente.
- Ondas Gamma: son las que ocupan el rango de frecuencias entre 30 y 100 Hz. Están asociadas a situaciones de gran estrés o de gran concentración.

Un ejemplo de estas ondas puede observarse en la *Figura 2.5* [5].

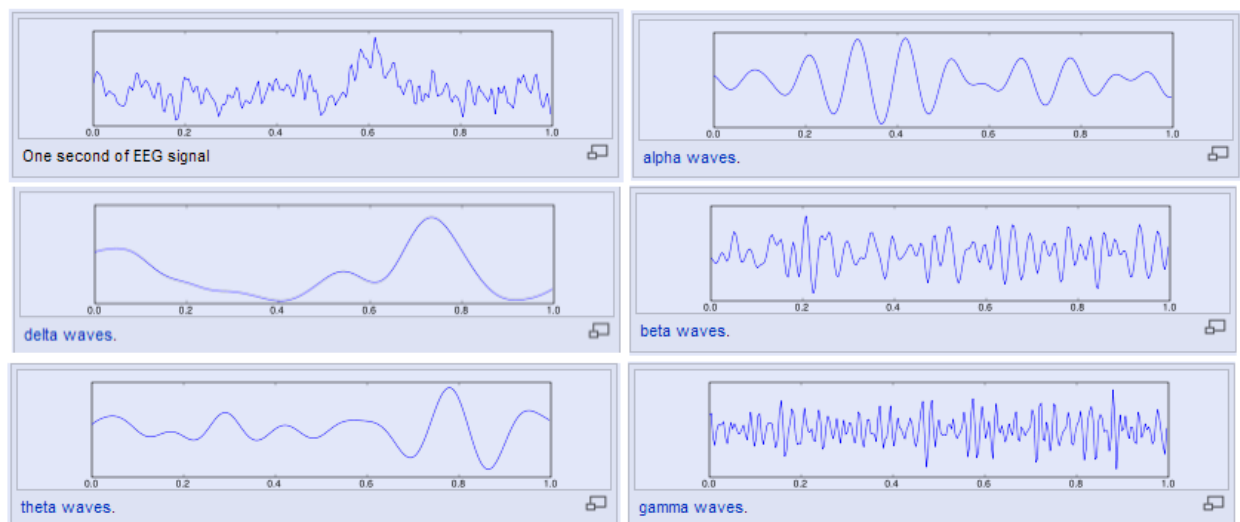


Figura 2.5 Principales tipos de ondas cerebrales

2.2.4 Captación del EEG

La actividad bioeléctrica puede captarse mediante diversos procedimientos:

- Sobre el cuero cabelludo.
- En la base del cráneo.
- En el cerebro expuesto.
- En localizaciones cerebrales profundas.

2.2.4.1 Tipos de electrodos

Existen distintos tipos de electrodos [6]:

- Electrodos superficiales: se aplican sobre el cuero cabelludo y se dividen en varios tipos a su vez:
 - 1) Adheridos: Son pequeños discos metálicos de 5 mm de diámetro. Se adhieren con pasta conductora y se fijan con colodión que es aislante. Aplicados correctamente dan resistencias de contacto muy bajas (1-2 kilo ohmios).
 - 2) De contacto: Consisten en pequeños tubos de plata clorurada roscados a soportes de plástico. En su extremo de contacto se colocan una almohadilla que se humedece con solución conductora. Se sujetan al cráneo con bandas elásticas y se conectan con pinzas de “cocodrilo”. Son de colocación muy fácil, pero incómodos para el paciente. Por esto no permiten registros de larga duración.
 - 3) En casco de malla: Los electrodos están incluidos en una especie de casco elástico. Existen cascos de diferentes tamaños, dependiendo de la talla del paciente. Se sujetan con cintas a una banda torácica. Como características más importantes presentan la comodidad de colocación, la comodidad para el paciente en registros de larga duración, su gran inmunidad a los artefactos y la precisión de su colocación, lo que los hace muy útiles en estudios comparativos, aunque para sacar provecho de esta característica es precisa una técnica muy depurada. Este tipo de electrodo se puede observar en la *Figura 2.6*.



Figura 2.6 Electrodo en casco de malla

- 4) De aguja. Su uso es muy limitado y solo se emplean en recién nacidos y en UCI. Pueden ser desechables o de uso múltiple, en los que, su esterilización y manipulación deben ser muy cuidadosos.
- Electrodos basales: los electrodos descritos hasta aquí registran solamente la convexidad

superior de la corteza. Para el estudio de la cara basal del encéfalo se utilizan electrodos especiales como el faríngeo, el esfenoidal, y el timpánico. Estos electrodos son semi-invasivos, requieren de cirugía menor con anestesia local. Los esfenoidales recogen información de la actividad en la región media temporal y se pueden dejar fijos durante varias semanas sin tener efectos secundarios.

- **Electrodos quirúrgicos:** Se utilizan durante el acto quirúrgico y son manipulados exclusivamente por el neurocirujano. Pueden ser duros, corticales o intracerebrales. Este tipo de electrodos se pueden observar en la *Figura 2.7*.

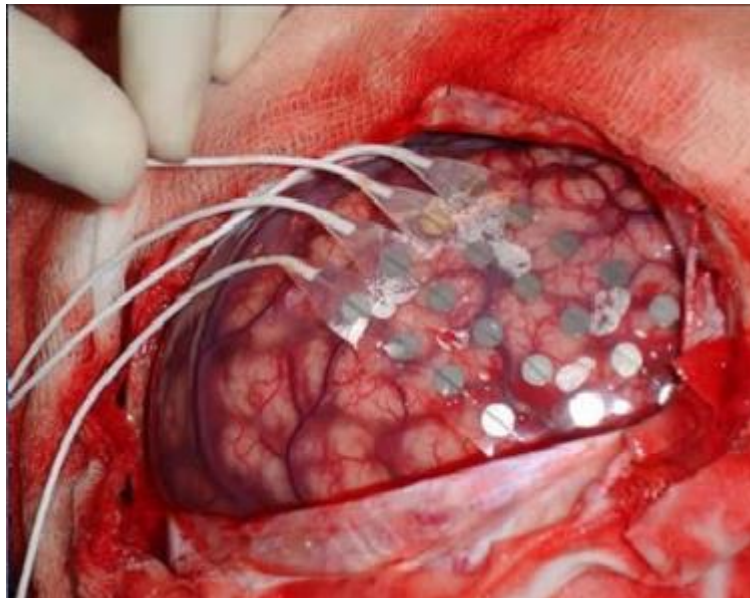


Figura 2.7 Electrodos quirúrgicos

Si utilizamos electrodos de superficie o basales obtendremos el electroencefalograma (EEG). Sin embargo, si usamos electrodos quirúrgicos en la superficie de la corteza obtendremos el electrocorticograma (ECoG), y si usamos electrodos quirúrgicos de aplicación profunda obtendremos el estereo electroencefalograma (E-EEG).

2.2.4.2 Sistema de posicionamiento de electrodos superficiales

La colocación de los electrodos se realiza normalmente siguiendo el sistema internacional 10-20, que emplea cuatro referencias anatómicas de la cabeza del paciente: nasión, inión y puntos pre-auriculares izquierdo y derecho. Es un método reconocido internacionalmente para describir y aplicar la ubicación de los electrodos en el cuero cabelludo en el contexto de una prueba EEG. Este método fue desarrollado para asegurar la reproducibilidad estandarizada para que los estudios de un sujeto pudieran compararse para distintas pruebas de EEG y los estudios de distintos sujetos pudieran compararse entre sí. Este sistema se basa en la relación entre la ubicación de un electrodo y el área subyacente de la corteza cerebral. El sistema 10/20 hace referencia a la manera de colocar los electrodos en la cabeza siguiendo una proporción (10% y 20%) respecto a la medida de la distancia nasion-inion.

Cada zona tiene una letra para identificar el lóbulo y un número para identificar la ubicación del hemisferio. Las letras F, T, C, P y O representan los lóbulos frontal, temporal, central, parietal y occipital, respectivamente. Los números pares (2,4,6,8) se refieren a las posiciones de los electrodos en el hemisferio derecho, mientras que los números impares (1,3,5,7) se refieren a las del hemisferio izquierdo. La "z" (zero) se refiere a un electrodo colocado en la línea media. Además de estas combinaciones, los códigos de letras A y Fp identifican los lóbulos de las orejas y del frontal, respectivamente.

Se utilizan dos puntos de referencia anatómicos para el posicionamiento de los electrodos EEG: en primer lugar, el nasion, que es el área entre los ojos, justo por encima del puente de la nariz; En segundo lugar, el inion, que es el punto más bajo del cráneo de la parte posterior de la cabeza, normalmente marcado por un gran bulto. Este sistema puede observarse en la *Figura 2.8*.

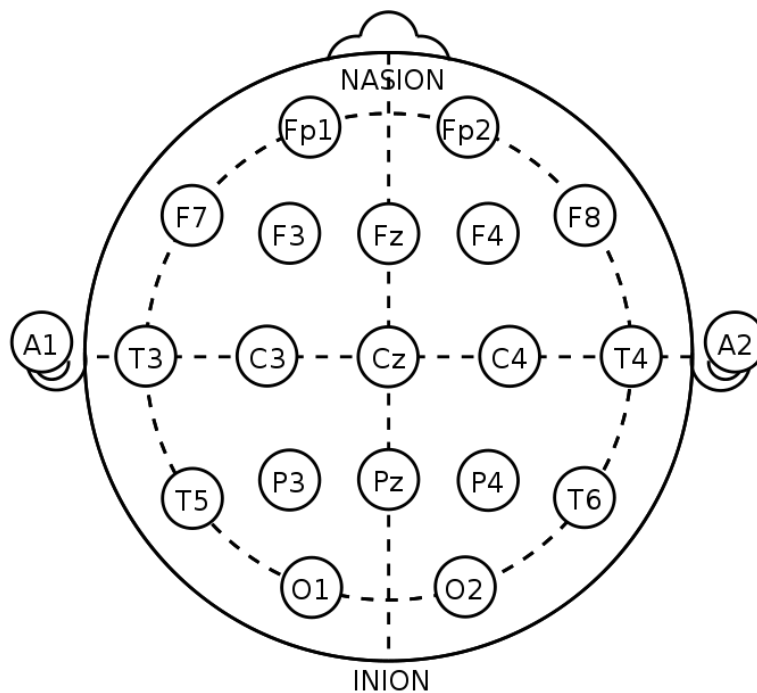


Figura 2.8 Sistema Internacional 10/20 de colocación de electrodos

2.2.4.3 Montaje de un EEG

Cada electrodo conectado en el cuero cabelludo constituye un punto de registro. Para realizar este registro es necesario disponer de dos terminales para establecer una diferencia de potencial. Según el propósito de la prueba a realizar y el número de canales disponibles habrá que seleccionar de que electrodos queremos realizar el registro. En primer lugar, hay que seleccionar entre registro monopolar o registro bipolar.

En los registros monopolares se toma el registro de cada electrodo de forma independiente a los demás, usando un electrodo activo, que es el que está conectado al registro, y un electrodo referencial, con el que establecer la diferencia de potencial. En este tipo de registros lo ideal es poner el electrodo a un

potencial de cero voltios, pero en la realidad no hay seguridad de que ese sea el potencial, por ello, lo que se hace es conectar el electrodo de referencia en el lóbulo de la oreja o en el mentón, para obtener un valor aproximado (Esto se muestra en la *Figura 2.9*). Otra forma es usar como electrodo de referencia un electrodo conectado a la suma de los demás electodos, suma que será cero (Esto se muestra en la *Figura 2.10*).

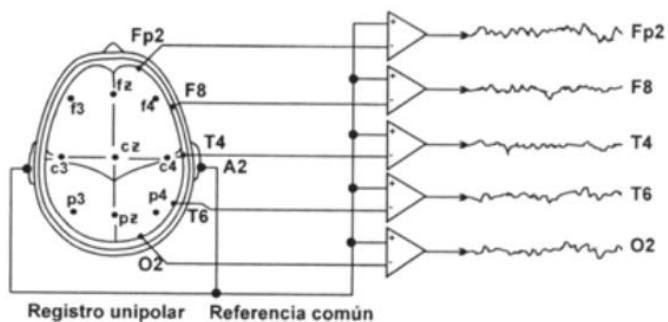


Figura 2.9 Esquema de montaje para un registro monopolar

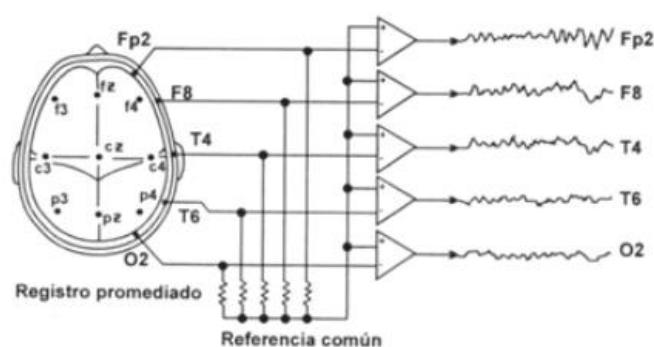


Figura 2.10 Esquema de montaje para un registro monopolar promediado

En el montaje de la *Figura 2.10* se hace uso de sistema Wilson, al realizar la interconexión entre todos los electodos usando resistencias de valor bajo, entre 1 y 1'5 Mohmios. Este sistema permite tomar tantos registros como se desee, tan solo dependiendo del número de canales disponibles.

También se pueden tomar otro tipo de referencias, con el objetivo de eliminar ciertas interferencias. Esto se aplica, por ejemplo, para el caso de atenuar los artefactos debidos a los parpadeos o, también, para los debidos a pulsaciones cardiacas. Para estos casos se sitúan dos o más electodos en los párpados, para el caso de los parpadeos, o en zonas cercanas al corazón, para el caso de las pulsaciones cardiacas. Así se consigue que en estos electodos se cortocircuite la señal de los parpadeos o la cardiaca, atenuándose la señal en gran medida.

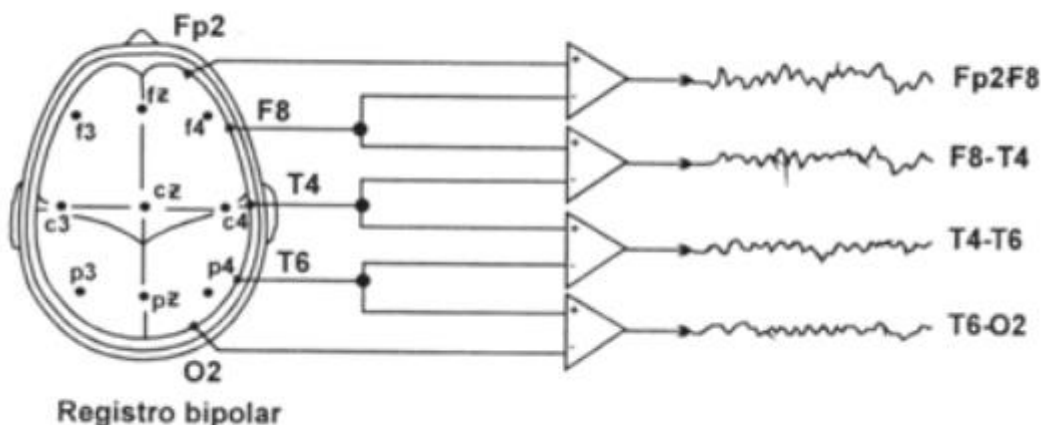


Figura 2.11 Esquema de montaje para un registro bipolar

En la *Figura 2.11*, se puede observar que se toman parejas de electrodos activos, midiéndose la diferencia de potencial entre cada par. Esto se conoce como registro bipolar y permite obtener un número enorme de combinaciones entre electrodos en grupos de 8, de 12, de 16 o más, según el número de canales. Al haber tantas combinaciones posibles, es necesario indicar que combinaciones tendrán mayor interés. A cada una de estas combinaciones se le llama montaje.

Se puede distinguir entre montajes de largas distancias o de cortas distancias, dependiendo si se usan parejas de electrodos alejados o de electrodos vecinos. Sin embargo, los montajes también han sido clasificados por la Federación Internacional de EEG y Neurofisiología en longitudinales y transversales, que se pueden observar en la *Figura 2.12*.

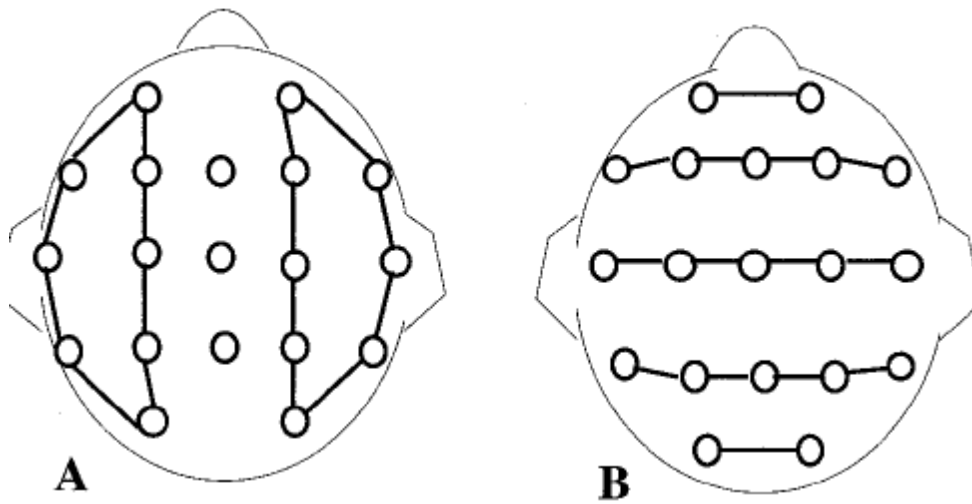


Figura 2.12 Montajes bipolares longitudinal, o de doble banana, (A) y transversal (B)

Además, hay otros montajes, como el temporal ring o las Zetas del Standard Cero o, también, las triangulaciones.

En el diseño de montajes se recomienda usar como mínimo 8 canales, utilizar el sistema 10-20 de posicionamiento de electrodos y se recomienda también que cada sesión rutinaria incluya uno de los montajes de los tres tipos principales: referencial, longitudinal bipolar y transversal bipolar.

2.3 Base de datos

La base de datos, que se usará en este trabajo, fue recogida en el Children's Hospital Boston y está formada por registros EEG de sujetos pediátricos con crisis intratable. Los sujetos fueron monitorizados hasta varios días después de la retirada de la medicación antiepiléptica, para caracterizar sus crisis y evaluar la posibilidad de intervención quirúrgica [7].

Se obtuvieron grabaciones, agrupadas en 24 casos, de 23 sujetos (5 varones, de edades entre 3 y 22 años, y 17 mujeres, de edades entre 1,5 y 19 años). El caso chb21 se obtuvo 1,5 años después del caso chb01 y pertenecen al mismo sujeto [7].

En cada sujeto se tienen entre 9 y 42 grabaciones en ficheros de extensión '. Edf' continuos. Casi todas estas grabaciones tienen duración de una hora, menos en el caso chb10 que duran dos horas y cuatro horas en los casos chb04, chb06, chb07, chb09 y chb23 [7].

Todas las señales se digitalizaron a 256 muestras por segundo con una resolución de 16 bits. La mayoría de los archivos contienen 23 señales EEG (24 o 26 en algún caso). Se utilizó el Sistema Internacional 10-20 para posicionar los electrodos [7].

Para cada sujeto se dispone de un fichero llamado chbnn.summary.txt, en el cual se indica el montaje utilizado, la hora en la que se realizaron las distintas grabaciones e, incluso, se indica en que segundo empiezan y en cual acaban las crisis epilépticas que se produzcan [7].

A continuación, en la *Figura 2.13*, se incluye el contenido del fichero SUBJECT-INFO, en el que se informa de la edad y el sexo de los sujetos, excepto del caso chb24.

Case	Gender	Age (years)
chb01	F	11
chb02	M	11
chb03	F	14
chb04	M	22
chb05	F	7
chb06	F	1.5
chb07	F	14.5
chb08	M	3.5
chb09	F	10
chb10	M	3
chb11	F	12
chb12	F	2
chb13	F	3
chb14	F	9
chb15	M	16
chb16	F	7
chb17	F	12
chb18	F	18
chb19	F	19
chb20	F	6
chb21	F	13
chb22	F	9
chb23	F	6

Figura 2.13 Fichero SUBJECT-INFO con la edad y el género de los sujetos

2.4 Pre-procesado

El procesado aplicado a las señales EEG antes de hacer las pruebas se muestra en la *Figura 2.14*. En los siguientes apartados se explica paso a paso dicho procesado.

2.4.1 Obtención de las señales EEG

Las señales EEG se han obtenido en la página web ‘physionet.org’, utilizando, para ello, el toolbox PhysioBank ATM (PhysioBank’s Automated Teller Machine). Este toolbox viene incorporado en la propia página web y permite seleccionar fácilmente una entrada entre un conjunto amplio de bases de datos, así como, seleccionar opciones del fichero que se obtendrá a la salida, tales como, la longitud de la señal que se desea o el formato, y, por último, también se dispone de varias funciones a realizar, como pueden ser, dibujar las formas de ondas y, entre otras, exportar las señales a distintos formatos, entre los que se encuentra el formato ‘.mat’, que es el que se usará para poder tratar las señales con Matlab.

La base de datos que se ha usado en este trabajo, ya explicada en el *apartado 2.3*, viene referida en el toolbox como: “CHB-MIT Scalp EEG Database (chbmit)”. Tras seleccionar esta base de datos, se seleccionará al paciente y la grabación que se desea exportar.

Por último, se seleccionarán el formato y el tamaño deseado y la función a realizar. La función para la obtención de las señales en formato ‘.mat’ viene como: “Export signals as .mat”.

Por ejemplo, el comando usado por este toolbox para exportar a ‘.mat’ la primera grabación del primer paciente entera, sería el siguiente:

```
wfdb2mat -r chbmit/chb01/chb01_01.edf -f 0 -t 3600 -l s1000000  
>chb01_01_edfm.info
```

Además del fichero ‘.mat’, este comando nos genera un fichero ‘.info’, que contiene información de las señales, como el nombre de los distintos sensores del montaje del electroencefalograma.

2.4.2 Limpieza de las señales

En la base de datos que se está usando no se dispone, en las distintas grabaciones, de una señal con el registro de los latidos cardiacos, por lo que, no podremos eliminar este artefacto. En este trabajo, únicamente se procederá a eliminar el efecto de los parpadeos, que es el artefacto que más afecta.

Una de las mejores formas de eliminar estos parpadeos es usando ICA (Independent Component Analysis), que es una técnica que permite separar las señales EEG en componentes independientes. Esta separación no solo permite obtener componentes relacionados con la actividad cerebral, sino también componentes relacionados con movimientos musculares o parpadeos, que vienen entremezclados en las señales EEG. Una vez realizada esta separación de componentes resulta fácil eliminar aquellas componentes que no provienen de la actividad cerebral [8].

Hay un problema con ICA que hace que no sea una opción tan interesante de utilizar. A pesar de su buen funcionamiento, ICA es un proceso muy lento debido a su gran complejidad computacional. Por este motivo, en este trabajo se ha decidido eliminar los parpadeos de la forma habitual, que consiste básicamente en ir eliminando las épocas o trozos de señal donde aparezcan parpadeos uno a uno. A priori, teniendo en cuenta que en este trabajo se utilizan grabaciones de una o más horas, puede parecer tedioso, sin embargo, no es necesario eliminar todos los parpadeos de las señales, tan solo será necesario eliminarlos en las zonas de interés, lo cual reduce ampliamente la labor a realizar al tener que eliminar tan solo los parpadeos de varios minutos en cada grabación.

Para quitar las partes o épocas de las señales se utilizará un toolbox llamado Eeglab, que permite

manejar fácilmente las señales EEG. Este toolbox permite, en primer lugar, importar las señales desde distintos formatos, incluido el formato ‘.mat’, que es el que interesa para este trabajo. En segundo lugar, permite visualizar las señales EEG e, incluso, recortar o eliminar las épocas que se deseen quitar de forma rápida, lo que permite, por tanto, eliminar las épocas con parpadeos. Por último, permite realizar el Análisis de Componentes Independientes o ICA, función que no se usará en este trabajo, como se ha mencionado más arriba. Eeglab tiene otras muchas opciones, pero estas anteriores son las más interesantes.

Una vez eliminados los parpadeos de las zonas de interés, Eeglab permite exportar los datos en dos ficheros, uno de formato ‘.set’ y otro de formato ‘.fdt’. No permite exportar directamente a ‘.mat’, por lo que, para ello, se utilizará el toolbox Brainstorm, que permite importar las grabaciones recortadas procedentes de Eeglab. Tras esto último, se exportarán como ‘.mat’, para poder trabajar con dichas grabaciones en Matlab.

2.4.3 Filtrado de las señales en el rango de 0-30 Hz

Se aplica un filtrado inicial entre 0 y 30 Hz para evitar interferencias y efectos no deseados de otras frecuencias.

Se filtra en este rango porque este es el rango de las señales que nos interesan para este trabajo. Estas señales se explicaron en la *sección 2.2.3*, y se utilizarán todas ellas excepto las señales Gamma, que son de frecuencias superiores a los 30 Hz. Esto se debe a que la mayor parte de la potencia de las señales que se utilizarán se encuentra a frecuencias bajas, sobre todo, en el rango de frecuencias Delta, que va desde los 0.5 Hz a los 4 Hz.

La función que se ha utilizado para realizar este filtrado se denomina “*filtro30*”, la cual se incluye y explica en el *Anexo*.

2.4.4 Filtrado en distintos rangos

Tras el filtrado inicial se realizarán otros cuatro filtrados. Cada uno de estos filtrados pertenece a un rango de frecuencia distinto. Estos cuatro rangos de frecuencias son los correspondientes a los cuatro rangos de interés: Delta (0.5-4 Hz), Theta (4-8 Hz), Alpha (8-13 Hz) y Beta (13-30 Hz). A la salida de estos filtros se obtendrán cuatro señales de la misma longitud pertenecientes cada una a un rango de frecuencias distinto.

Estos filtrados se realizan con la función “*filtro*”, que se incluye y explica en el *Anexo*.

2.4.5 División en bloques y solapado

Tras los filtrados se procederá a dividir cada una de las cuatro señales en bloques con la duración que se prefiera, normalmente esta duración será de 1 segundo.

Aparte de dividir las señales en bloques de 1 segundo, cabe la posibilidad de añadir solape entre los bloques, pudiendo elegir el tanto por ciento de solape que se desea. Esto puede ser interesante en determinados casos.

El caso genérico será el de dividir las señales en bloques de 1 segundo y sin solape.

Para realizar esto última se ha utilizado una función llamada “*Bloques*”, la cual se incluye y explica en el *Anexo*.

2.4.6 Cálculo de parámetros

Tras dividir las distintas señales, pertenecientes a distintos rangos de frecuencia, en bloques, se calculan varios parámetros a cada bloque. Generalmente, en este trabajo se calcularán tres parámetros, que son: la potencia, la kurtosis y la skewness o coeficiente de asimetría.

La función para calcular estos tres parámetros se llama “*param*” y se incluye y explica en el *Anexo*.

2.4.7 Visión de conjunto

Todos estos pasos anteriores se han automatizado usando un script de Matlab. Dicho script se llama “*auto*” y también se incluye en el *Anexo*.

Las grabaciones que se han usado en este trabajo tienen 23 señales procedentes de 23 sensores colocados a los distintos pacientes durante el electroencefalograma. En la base de datos hay otras grabaciones que tienen más de 23 señales y, alguna otra, menos de 23, pero no se han utilizado para conseguir una mayor uniformidad.

El script es, básicamente, un bucle for que recorre, una a una, las 23 señales de la grabación, la cual se ha cargado previamente y filtrado en el rango entre 0 y 30 Hz. En cada vuelta del bucle, usando anidación de funciones, se calculan, con los filtros, las 4 señales correspondientes a los 4 rangos de frecuencia explicados más arriba, se divide en bloques cada una de las 4 señales por separado y se calculan los 3 parámetros a cada bloque de las 4 señales. Esto último hace que se obtengan 4 matrices, una por cada rango de frecuencia, cuyos tamaños serán de 3 filas, una por cada parámetro, y de 1 columna por bloque. Por ejemplo, si se tuvieran señales que, al dividir las en bloques, nos dieran 200 bloques, estas matrices serían matrices 3x200, esto es, de 3 filas y 200 columnas. (Generalmente, al ser grabaciones de 1 hora, el número de bloques que se obtendrán será de unos 3600 bloques)

Siguiendo con el ejemplo propuesto de 200 bloques, una vez calculadas estas 4 matrices 3x200, lo siguiente es apilarlas en una matriz mayor, que sería de 12x200. El orden de apilado siempre es el mismo. Primero la matriz de frecuencias Delta (0.5-4 Hz), después la de frecuencias Theta (4-8 Hz), después la matriz Alpha (8-13 Hz) y, por último, la matriz Beta (13-30 Hz).

En la siguiente vuelta del bucle se volvería a realizar lo mismo, obteniendo otra matriz de 12x200, que se apilaría a la anterior, obteniendo así una matriz 24x200. El proceso seguiría así hasta recorrer las 23 señales, obteniendo, para este ejemplo, una matriz de 276 filas (23 señales por 12 filas cada una) y 200 columnas.

El orden que seguir siempre será este. Para mayor claridad, en la matriz final, en cada columna o bloque, el orden será el siguiente: primero los 3 parámetros (en este orden: potencia, skewness y kurtosis) de la primera señal de la grabación en el rango Delta, después los 3 parámetros de la misma señal pero para el rango Theta, después los 3 parámetros del rango Alpha y los 3 del rango Beta, después lo mismo, los 3 parámetros de los 4 rangos de frecuencia en el mismo orden, pero para la segunda señal de la grabación, y, así, hasta la última señal de la grabación, la número 23.

Todo este proceso se realizará a todas las grabaciones a analizar, las que se han recortado eliminando los parpadeos en las zonas de interés, antes de usar la máquina de soporte vectorial (SVM), que se explicará en la *sección 2.5*.

Este proceso se muestra en forma de esquema a continuación [9].

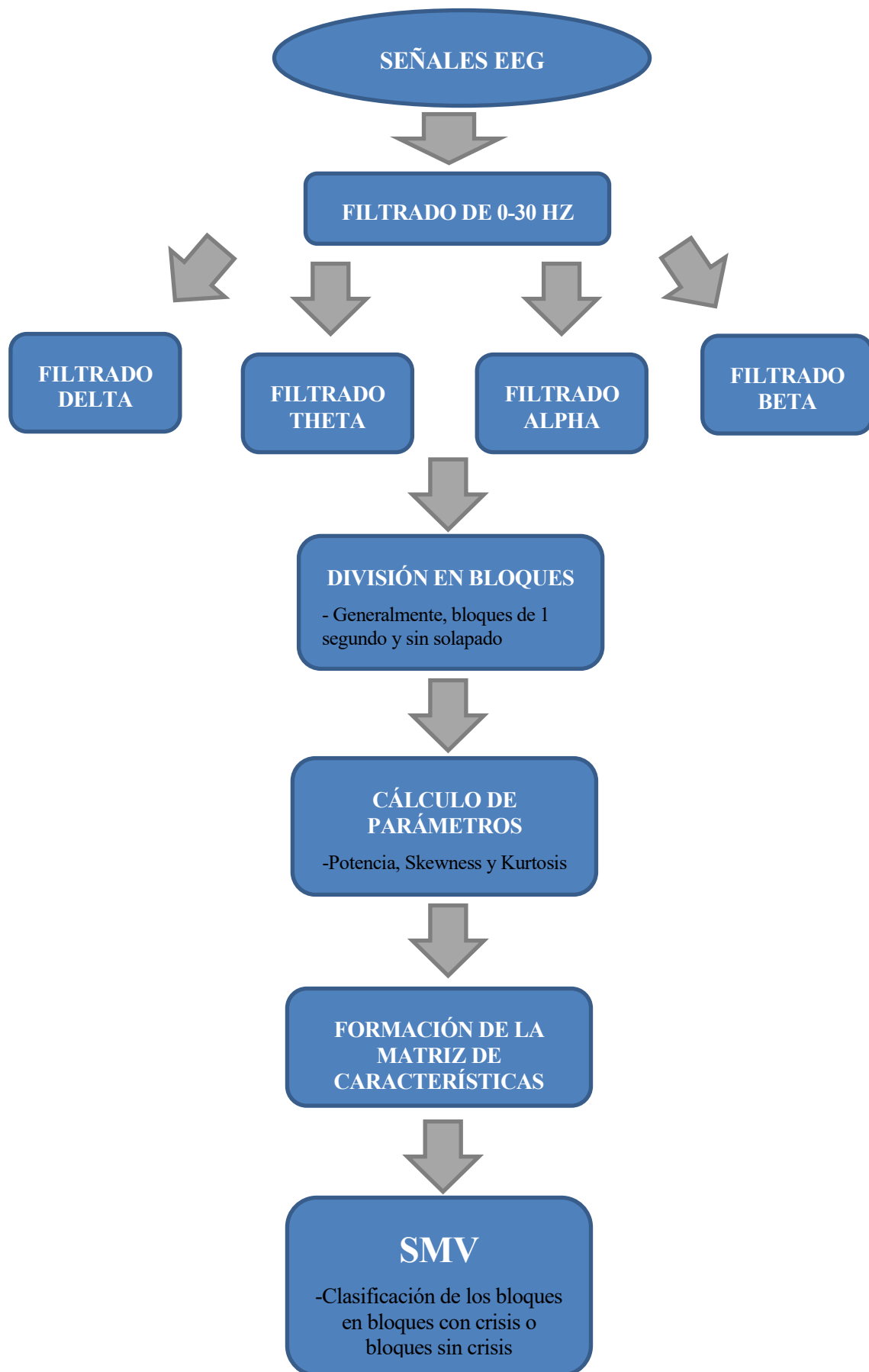


Figura 2.14 Diagrama del pre-procesado aplicado a las señales EEG antes de hacer las pruebas [9]

2.5 Máquina de soporte vectorial (SVM)

2.5.1 Introducción

Las máquinas de vectores soporte (SVM, del inglés Support Vector Machines) tienen su origen en los trabajos sobre la teoría del aprendizaje estadístico y fueron introducidas en los años 90 por Vapnik y sus colaboradores [10].

Las SVMs son clasificadores lineales, ya que se valen de separadores lineales o hiperplanos, tanto en el espacio original de los ejemplos de entrada, si son separables, como en el espacio transformado o de características, si no son separables linealmente en el espacio original. La búsqueda del hiperplano de separación en los espacios de características se llevará a cabo utilizando las funciones kernel [11].

Las SVMs se basan en la minimización del denominado riesgo estructural. Para ello, se selecciona un hiperplano de separación a la misma distancia de los ejemplos que más cerca se encuentran de cada clase para conseguir así un margen máximo a cada lado del hiperplano. Para definir el hiperplano, solo se tienen en cuenta los vectores de soporte, que son los ejemplos de entrenamiento que caen en la frontera de dichos márgenes máximos [11].

Las ecuaciones matemáticas de las Máquinas de Soporte Vectorial varían dependiendo de la naturaleza de los datos; esto es, se tiene una formulación para casos lineales y otra formulación para casos no lineales [12].

2.5.2 SVM para clasificación binaria de ejemplos separables linealmente

Para este caso pueden encontrarse infinitos hiperplanos que pueden separar los datos en dos subgrupos, cada uno de los cuales, tiene su etiqueta propia. Las etiquetas de los dos casos pueden ser $\{-1, +1\}$. De todos los infinitos hiperplanos separadores, se puede encontrar uno, que es el óptimo, en el cuál, la distancia entre el hiperplano y el valor de entrada será máximo. Este caso, de buscar el máximo margen o distancia entre el hiperplano y las entradas, se puede observar en la *Figura 2.15*, y se conoce como clasificador de margen máximo. En esta figura también se pueden observar los vectores de soporte, que son aquellas entradas que caen justo sobre las fronteras del margen máximo, y se indican dos márgenes de los infinitos posibles, uno de ellos es mucho más estrecho y, por tanto, no es óptimo [14].

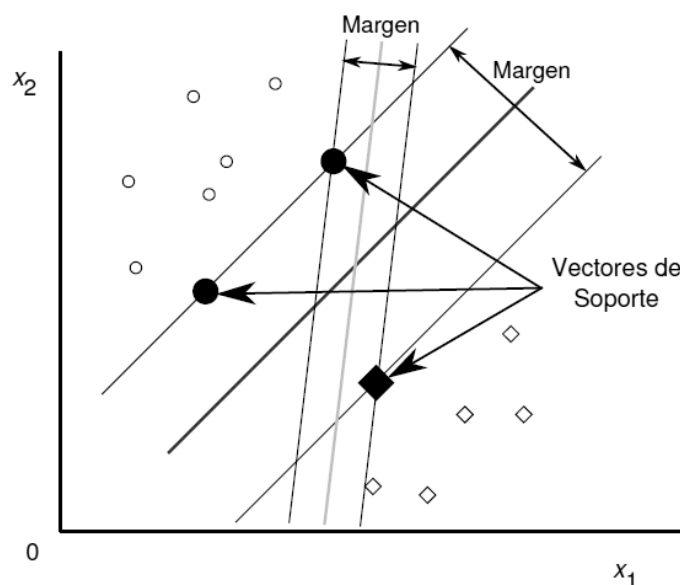


Figura 2.15 Maximización del margen para una clasificación binaria separable linealmente [14]

La idea es dar n ejemplos de entrenamiento $\{x_i, y_i\}$ con $i = 1, \dots, n$, donde x_i son las entradas, que para el caso binario serán dos, e y_i es la etiqueta de la clase a la que pertenece el ejemplo de entrenamiento, que puede ser $\{-1, +1\}$. Todos los hiperplanos vienen dados por la siguiente expresión [14]:

$$w \cdot x + b = 0 \quad (1)$$

Donde w y b definen los distintos hiperplanos, siendo w el vector perpendicular al hiperplano y b una constante. De (1) puede obtenerse la siguiente función:

$$f(x) = \text{sign}(w \cdot x + b) \quad (2)$$

Dicha función clasifica los ejemplos de entrenamiento. Con la cual se clasificarían las clases de la siguiente forma:

$$x_i \cdot w + b \geq +1 \quad \text{cuando } y_i = +1 \quad (3)$$

$$x_i \cdot w + b \leq -1 \quad \text{cuando } y_i = -1 \quad (4)$$

O de forma más reducida:

$$y_i(x_i \cdot w + b) \geq 1 \quad \forall i \quad (5)$$

Esto último hace que consideremos todos los hiperplanos que están separados de los datos por una distancia de al menos uno. A partir de ahí, se busca el hiperplano que maximiza la distancia con los datos más cercanos. Esto último se consigue maximizando la función (6), la cual da la distancia entre las entradas y los hiperplanos, para lo cual habría que minimizar w [14].

$$d((w, b), x_i) = \frac{y_i(x_i \cdot w + b)}{\|w\|} \geq \frac{1}{\|w\|} \quad (6)$$

El principal método para minimizar w es usando multiplicadores de Lagrange [14].

A partir de lo anterior, se obtiene que el hiperplano que se busca, el óptimo, que puede ser expresado de la siguiente forma:

$$\alpha_i(y_i(w \cdot x_i + b) - 1) = 0 \quad \forall i \quad (7)$$

Esta condición se conoce como la condición complementaria de KKT (Karush-Kuhn-Tucker), e indica que el hiperplano óptimo es una combinación lineal de los vectores de entrenamiento y que cuando la distancia entre el hiperplano y los datos de ejemplo es mayor que 1, se tiene que $\alpha_i = 0$. Los vectores de soporte se obtienen para $\alpha_i > 0$ y son los únicos necesarios para encontrar el hiperplano óptimo.

La condición KKT complementaria permite determinar b , por lo que, una vez se tenga el α óptimo se

tienen que resolver las dos siguientes ecuaciones y despejar \mathbf{b} , para definir por completo el hiperplano.

$$(w \cdot x^+ + b) = +1$$

$$(w \cdot x^- + b) = -1$$

Resolviendo y despejando \mathbf{b} , se obtiene [14]:

$$b = -\frac{1}{2} (w \cdot x^+ + w \cdot x^-) \quad (8)$$

Este caso se conoce como clasificador de margen máximo para el caso de que las entradas de entrenamiento sean linealmente separables.

2.5.3 SVM para clasificación binaria de ejemplos linealmente no separables

En el caso de que tengamos ejemplos de datos de una clase dentro de la región de la otra clase y no se puedan, por tanto, separar con hiperplanos, tendremos el caso del clasificador de margen blando.

Es un caso más real que el anterior y, por tanto, de mayor interés práctico, se da cuando hay datos de entrada erróneos, ruido o alto solapamiento de las clases. En este caso, las entradas de entrenamiento no se pueden separar linealmente ni se pueden separar en un espacio de características al aplicar una transformación no lineal. En el clasificador de margen blando o soft margin, lo que se trata de hacer es buscar al mejor hiperplano separador tolerando ruido en los datos de entrenamiento, esto es, permitiendo que haya algunos errores en la clasificación. Esto último se consigue relajando las restricciones del caso lineal con variables de holgura $\xi_i \geq 0$ [12]. Un ejemplo de este clasificador se puede observar en la *Figura 2.16*.

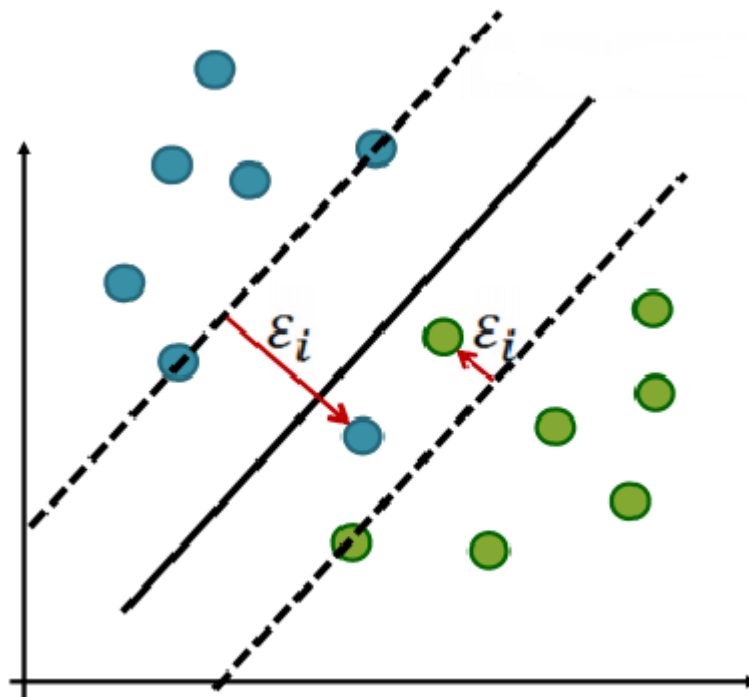


Figura 2.16 Ejemplo de soft-margin [15]

Observando la *Figura 2.16*, se pueden distinguir dos casos. El primer caso es el de la clase del

círculo verde, en el cual, el ejemplo de entrenamiento cae dentro del margen de la clase correcta, y se dice que la entrada de este círculo verde es no separable, aunque se clasifica de forma correcta. El segundo caso es del círculo azul, el cual cae dentro del margen de la zona de la clase incorrecta, y se dice que la entrada correspondiente a este círculo es también no separable, pero se clasifica de forma incorrecta.

Para resolver este caso, lo que se hace es introducir en la ecuación del hiperplano de separación, (5), variables de holgura $\xi_i \geq 0$. Teniendo así:

$$y_i(x_i \cdot w + b) \geq 1 - \xi_i \quad \xi_i \geq 0, \forall i \quad (9)$$

En esta ecuación anterior las holguras representan la desviación de las entradas con respecto al margen correspondiente a su clase, teniendo valor cero para entradas separables. En la *Figura 2.16* estas desviaciones vienen indicadas como ϵ_i y ϵ_j . Holguras mayores que cero corresponden a entradas no separables, y holguras mayores de uno, corresponden a entradas no separables y, además, mal clasificadas.

Ya no basta con maximizar el margen, también hay que incluir en la función de optimización los errores de clasificación. Con lo que se obtiene lo siguiente [11]:

$$f(w, \xi) = \frac{1}{2} \|w\|^2 + C \sum_{i=1}^n \xi_i \quad (10)$$

C es una constante que permite regular el grado de tolerancia de errores que se permite. Para C muy grande tendremos tolerancias pequeñas. En el límite, cuando C tiende a infinito, tendremos el caso de muestras totalmente separables.

A partir de la función de optimización (10), sujeta a restricciones y aplicando varios pasos (que serían: obtener la función de Lagrange, aplicar las condiciones KKT, establecer las relaciones entre las variables del primal y las variables del dual, establecer restricciones del dual, eliminar las restricciones primales de la función de Lagrange, maximizar la función resultante y sustituir α^*) se conseguiría obtener la siguiente expresión para b^* [11]:

$$b^* = y_i - \sum_{j=1}^n \alpha_j^* y_j < x_j, x_i > \quad \forall \alpha_i \text{ t. q. } 0 < \alpha_i < C \quad (11)$$

2.5.4 SVM para clasificación binaria de ejemplos no lineales

En la mayoría de las aplicaciones reales, los sistemas de clasificación anteriores no serían válidos. Debido a esto se creó un SVM basada en la función de transformación no lineal $\Phi(\cdot)$ [16].

En este caso, no se pueden separar las entradas en los dos subgrupos mediante hiperplanos en el espacio de la entrada al no ser lineal, pero sí que se pueden separar definiendo un espacio de mayor dimensión,

distinto al espacio inicial, aplicando una transformación no lineal, $\Phi(\cdot)$. A este nuevo espacio linealizado, definido a partir del espacio inicial, de los datos de entrenamiento de entrada, se le conoce como espacio de características. Un ejemplo de esta transformación de espacios se puede observar en la *Figura 2.17* [16].

Una vez se tenga el espacio transformado, el espacio de características, se pueden aplicar las mismas ecuaciones que para el caso de maximización del margen con entradas separables linealmente. Para mayor claridad se volverá a explicar el método de forma más detallada.

Esta transformación del espacio inicial se realiza mediante el uso de la función kernel, que es un producto escalar en el espacio de características.

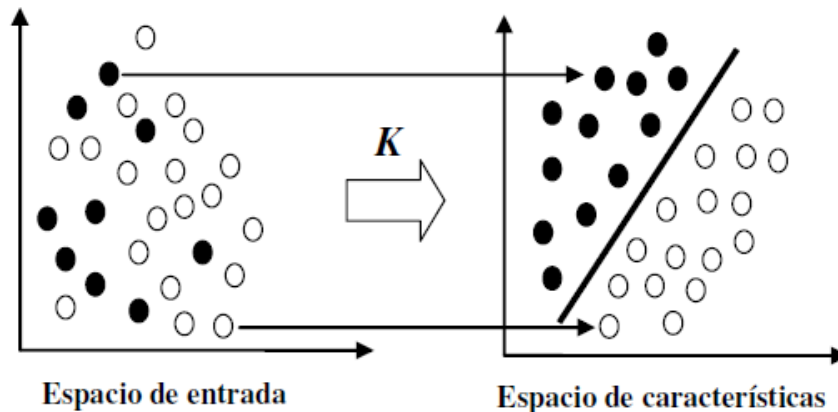


Figura 2.17 Transformación del espacio inicial en un espacio de características, donde los datos de entrada ya si se pueden separar mediante un hiperplano [12].

La función lineal, la polinomial, la de base radial (Radial Base Function, RBF), la de base radial exponencial (Exponencial Radial Base Function, ERFC), entre otras, son las funciones kernels más comunes. Algunas de estas funciones son las siguientes [13]:

- Lineales

$$K(x_i, x_j) = x_i^T x_j \quad (12)$$

- Polinomiales

$$K(x_i, x_j) = (x_i^T x_j + 1)^d \quad (13)$$

- Radial Basis Function (RBF)

$$K(x_i, x_j) = e^{-\gamma \|x_i - x_j\|^2} \quad (14)$$

- Kernel gaussiano

$$K(x, x') = \exp(-\gamma \|x - x'\|^2), \quad \gamma > 0 \quad (15)$$

La función kernel, como se ha mencionado antes, es un producto escalar, por lo que, puede expresarse de la siguiente forma:

$$K(x, x') = \langle \phi(x) \phi(x') \rangle \quad (16)$$

O, de igual forma:

$$K(x_i, x_j) = \phi^T(x_i) \phi(x_j) \quad (17)$$

Aplicando la función kernel, se obtiene la función a maximizar:

$$F = (\alpha) \sum_{i=1}^M \alpha_i - \frac{1}{2} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^M \alpha_i \alpha_j y_i y_j K(x_i, x_j) \quad (18)$$

Sujeta a las siguientes restricciones:

$$\sum_{i=1}^M \alpha_i y_i = 0 \quad (19)$$

$$0 \leq \alpha_i \leq C \quad i = 1, \dots, M$$

La función de decisión vendrá dada por:

$$D(x) = \sum_{i=1}^M \alpha_i^* y_i K(x, x_i) \quad (20)$$

Siendo K una de las funciones kernel antes mencionadas. Los parámetros α_i se obtendrán al solucionar el problema de optimización cuadrática de (18), sujeto a las restricciones dadas por (19), conociendo los ejemplos de entrenamiento, el kernel K y el parámetro de regularización C. Solo existe la heurística de utilizar un valor de C alto, ya que no hay forma teórica de hallar su valor.

Por último, a partir de aquí se puede resolver como en el caso lineal, por lo tanto, una vez calculados los valores óptimos α_i^* , se pueden obtener los coeficientes del hiperplano de la siguiente forma:

$$\alpha_i^* \Rightarrow w^* = \sum_{i=1}^M \alpha_i^* y_i x_i \rightarrow b^* = 1 - w^{*T} x_s \quad (21)$$

3 RESULTADOS

Esta sección de resultados puede resultar algo densa, y, por este motivo, para tener mayor claridad y facilitar el seguimiento, se incluirán pequeños resúmenes de tan solo unas líneas cada vez que se obtengan resultados importantes.

3.1 Resultados utilizando dos parámetros

En primer lugar, se realizarán pruebas utilizando tan solo dos parámetros pertenecientes al mismo o a distintos sensores.

Usar dos parámetros o dimensiones será de gran utilidad en este trabajo, puesto que, además de permitir visualizar el resultado de forma gráfica, servirá de ejemplo para ver y entender con claridad la metodología utilizada, lo que facilitará en gran medida la comprensión para el caso en que se utilicen más dimensiones.

➤ Paciente 1: Niña de 11 años con crisis epiléptica intratable

```
Channels in EDF Files:
*****
Channel 1: FP1-F7
Channel 2: F7-T7
Channel 3: T7-P7
Channel 4: P7-O1
Channel 5: FP1-F3
Channel 6: F3-C3
Channel 7: C3-P3
Channel 8: P3-O1
Channel 9: FP2-F4
Channel 10: F4-C4
Channel 11: C4-P4
Channel 12: P4-O2
Channel 13: FP2-F8
Channel 14: F8-T8
Channel 15: T8-P8
Channel 16: P8-O2
Channel 17: FZ-CZ
Channel 18: CZ-PZ
Channel 19: P7-T7
Channel 20: T7-FT9
Channel 21: FT9-FT10
Channel 22: FT10-T8
Channel 23: T8-P8
```

Figura 3.1 Canales y sensores utilizados con la paciente 1

Para este primer caso se le pasará a la SMV como vectores de entrenamiento, muestras de distintas grabaciones con crisis de la paciente, de los 50 segundos anteriores a la crisis en cada grabación, y muestras sin crisis de las mismas grabaciones. Las grabaciones usadas como entrenamiento son las grabaciones 3, 4, 15, 18, 16, 21 y 26 de esta paciente. De estas grabaciones se utilizan tan solo dos sensores para comparar, con el fin de poder representar el resultado gráficamente.

Para cada sensor se disponen de 12 parámetros, en el siguiente orden: potencia, skewness y kurtosis en el rango de frecuencias Delta, y, después, los mismos 3 parámetros, pero para los rangos de frecuencias Theta, Alpha y Beta, en este orden.

- **Caso 1: Se introduce como test los vectores de la grabación 16 de la paciente 1, que contiene crisis entre los segundos 943 y 994.**

Para este caso, se harán varias pruebas utilizando distintos pares de sensores, con el fin de determinar en qué zona del cerebro se puede detectar con mayor facilidad la crisis, que será la zona más próxima al foco epiléptico.

-Utilizando las potencias del rango Delta de los sensores FP1-F7 y FP1-F3 (se tendría la potencia en el rango Delta del sensor FP1-F7 en el eje de abscisas y la potencia en el rango Delta del sensor FP1-F3 en el eje de ordenadas), e introduciendo como test vectores entre 60 y 50 segundos antes de la crisis de la grabación 16, que son vectores con los que no se ha entrenado, se obtiene en Matlab lo siguiente:

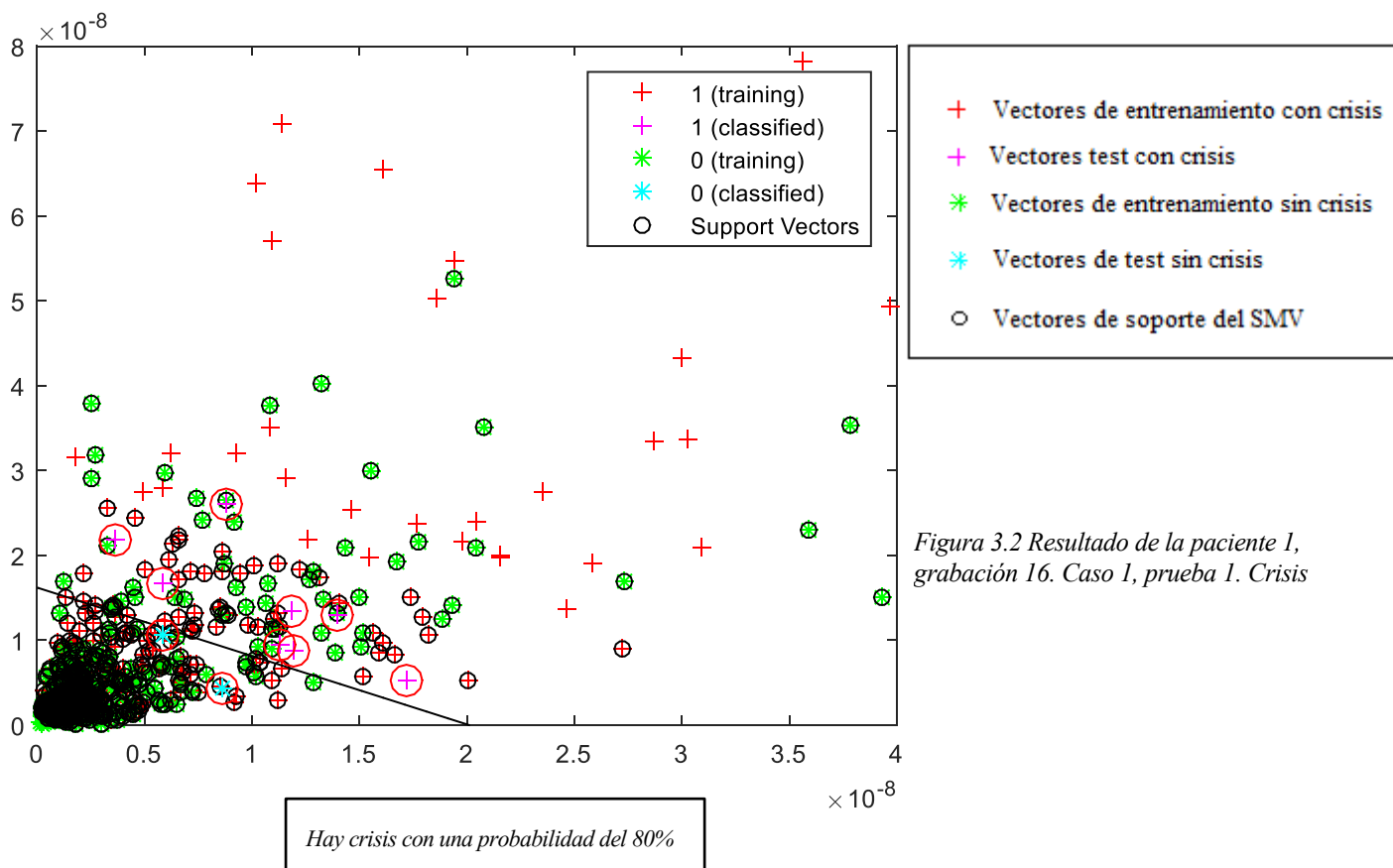


Figura 3.2 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 1. Crisis

En esta última gráfica se pueden observar tanto los vectores de entrenamiento de la SMV (con crisis “cruces rojas”, sin crisis “asteriscos verdes”), como los vectores de test o clasificación (con crisis “cruces rosas”, sin crisis “asteriscos azules”). Además de esto último, los vectores de test aparecen rodeados.

La SMV crea un hiperplano de separación, como puede verse en la figura anterior. A un lado del hiperplano se encuentran los vectores pasados como test clasificados como “crisis” (“cruces rosas” rodeadas), y, al otro lado del hiperplano, se encuentran los vectores pasados como test clasificados como “no crisis” (“asteriscos azules” rodeados).

En la figura anterior puede observarse como hay 10 vectores pasados como test, rodeados. Se obtiene un 80% de probabilidad de crisis, lo que puede observarse en la figura, puesto que hay 8 “cruces rosas” rodeadas a un lado del hiperplano y 2 “asteriscos azules” también rodeados, al otro lado del hiperplano. Esto es, de los 10 vectores pasados como test, 8 son de “crisis” y 2 de “no crisis”, obteniendo así el 80% de probabilidad de crisis.

-Introduciendo como test vectores sin crisis de la grabación 16, se obtiene, en Matlab, lo siguiente:

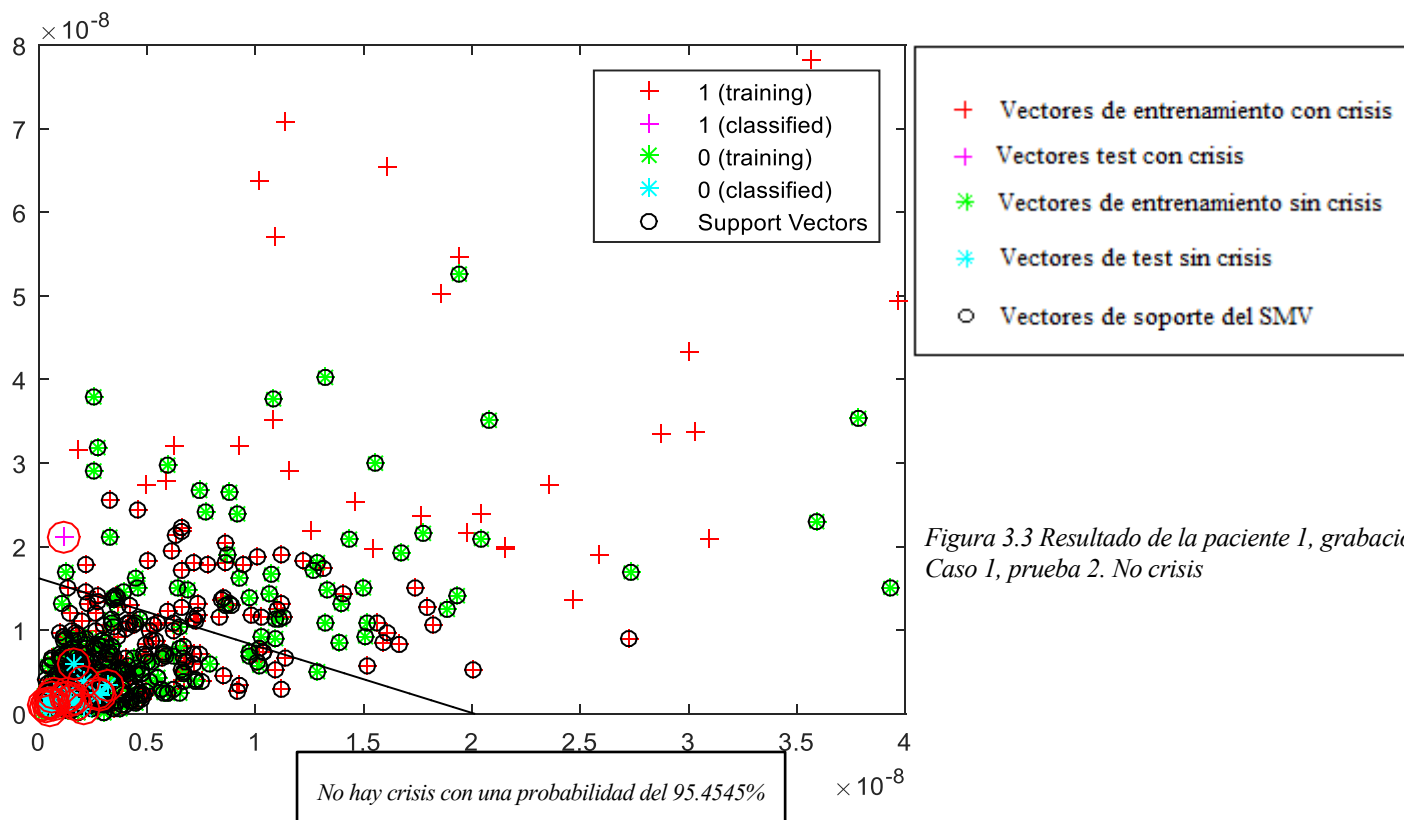


Figura 3.3 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 2. No crisis

- Utilizando ahora los sensores FP2-F4 y FP2-F8, bajo las mismas condiciones e introduciendo con test vectores entre 50 y 60 segundos antes de la crisis, se obtienen peores resultados, como se muestra a continuación:

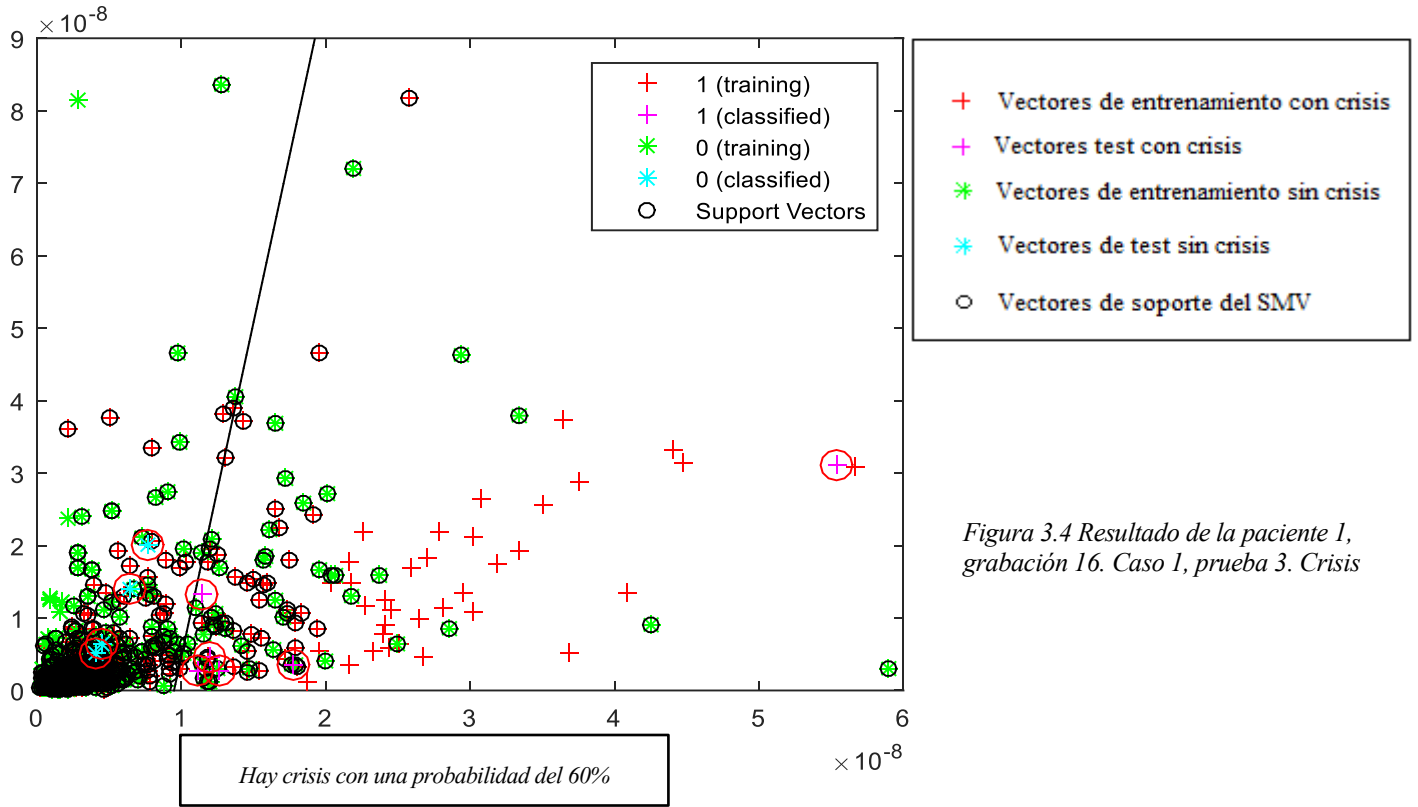


Figura 3.4 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 3. Crisis

-Introduciendo como test vectores sin crisis de la grabación 16, se obtiene, en Matlab, lo mismo que utilizando los sensores FP1-F7 y FP1-F3. Esto es, una probabilidad de un 95.4545% y la siguiente gráfica:

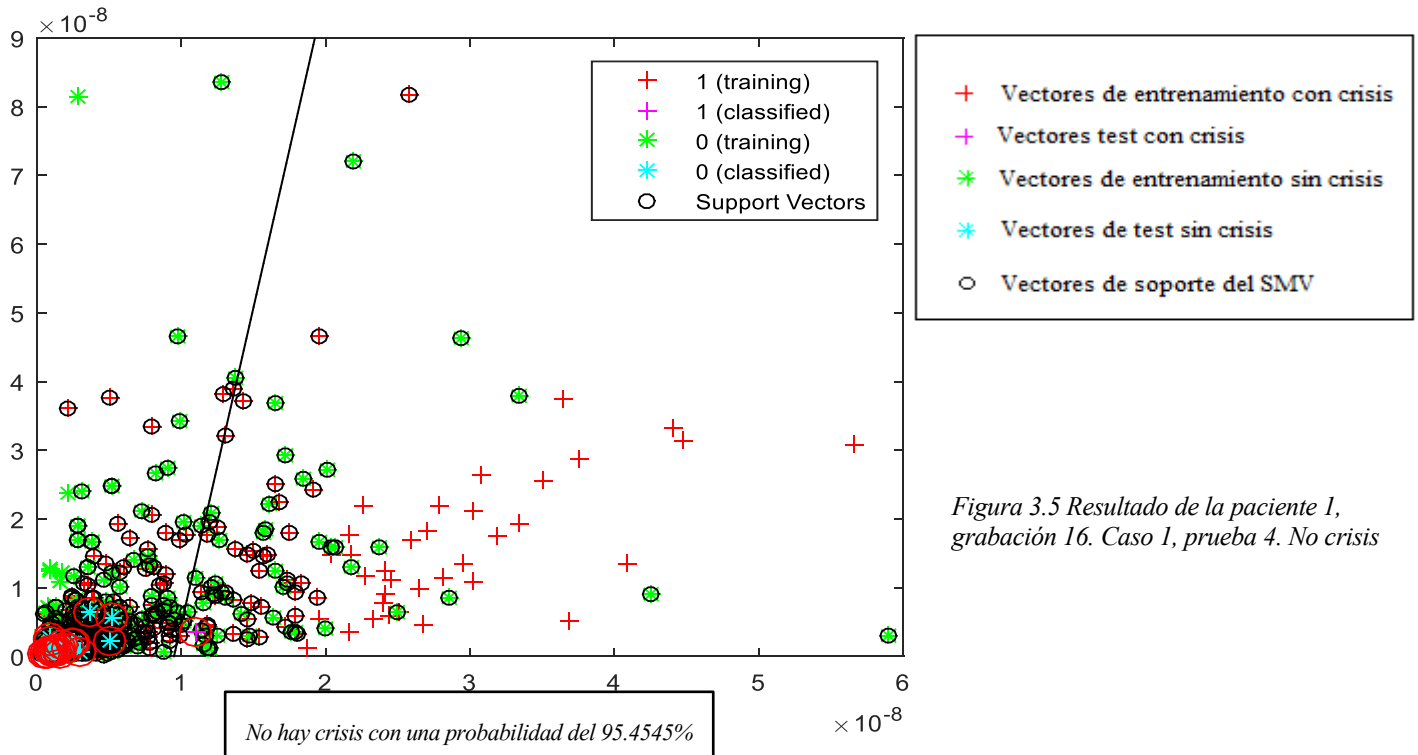
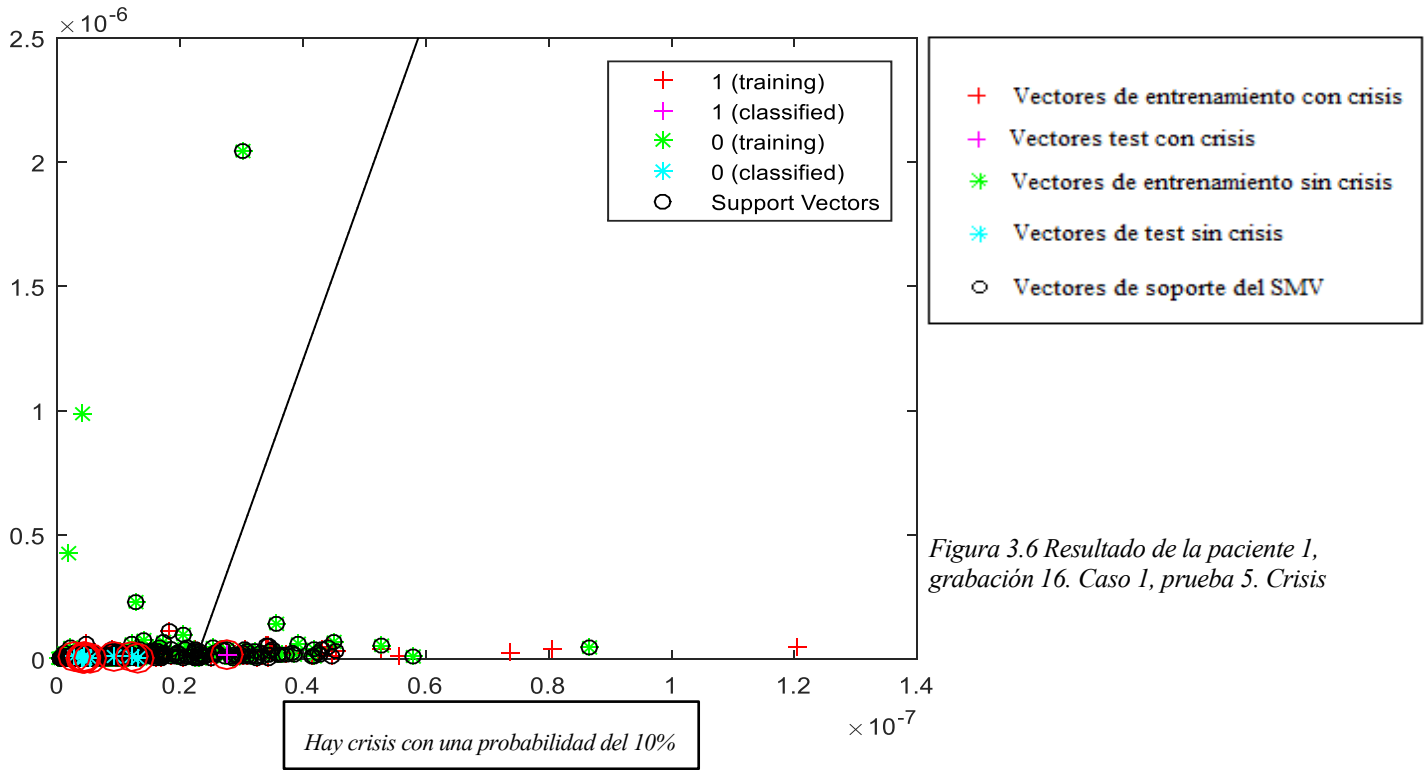
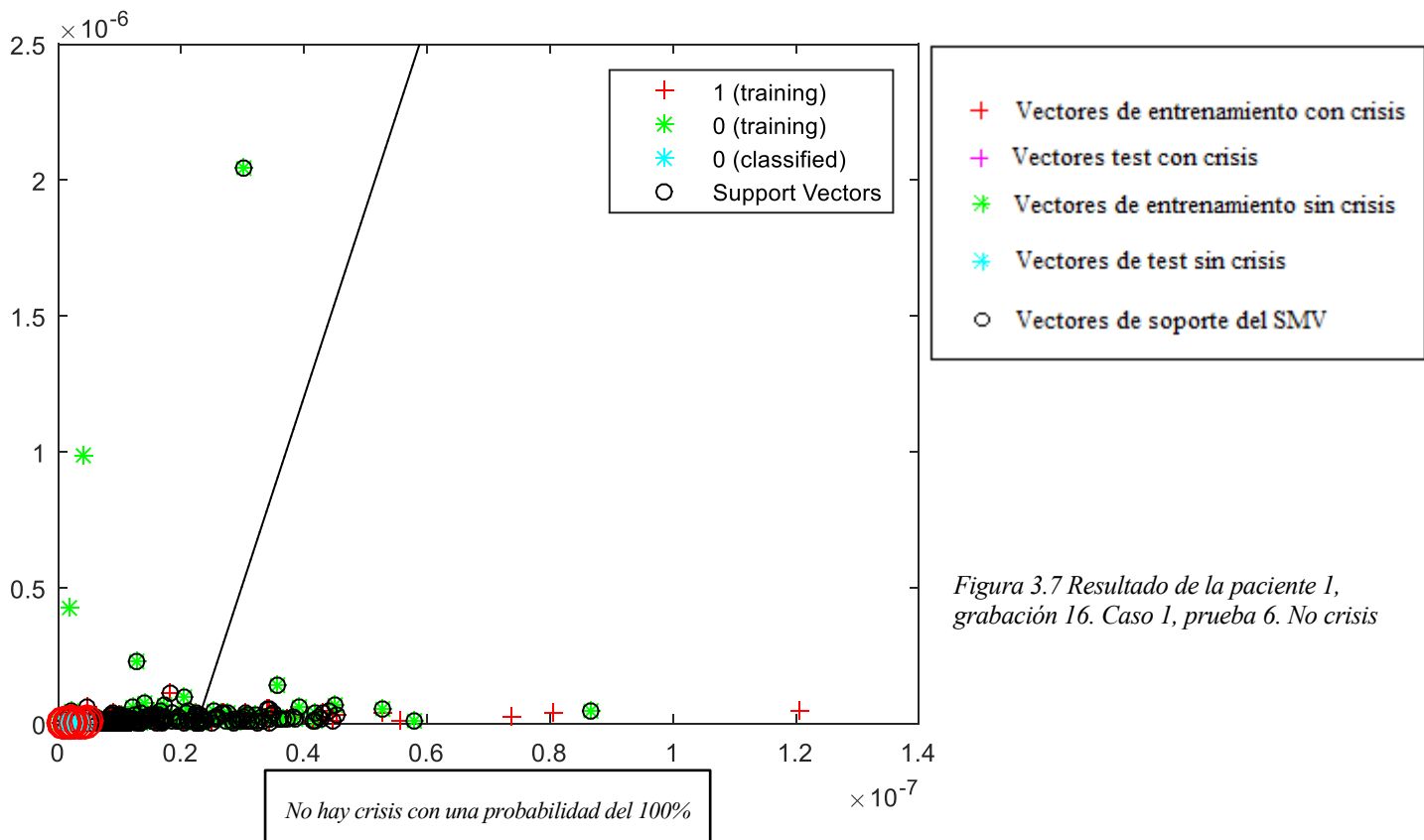


Figura 3.5 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 4. No crisis

-Utilizando otros sensores, como, por ejemplo, los sensores P8-O2 y T8-P8, e introduciendo como test vectores entre 50 y 60 segundos antes de la grabación 16, se obtiene:



-Para vectores sin crisis de la grabación 16, se obtiene:



Estos últimos sensores (P8-O2 y T8-P8), se encuentran en la parte posterior derecha de la cabeza, y obteniendo tan solo un 10% de probabilidad de que haya crisis (pasando como test vectores de la grabación 16, entre 50 y 60 segundos antes de la crisis), se puede afirmar que en la parte posterior de la cabeza de la paciente no se encuentra el foco epiléptico, encontrándose próximo a la zona frontal izquierda (FP1-F7 y FP1-F3), donde se han obtenido los mejores resultados, con un 80% de probabilidad de que haya crisis, un minuto antes de que ocurra dicha crisis.

Una vez situado el foco epiléptico de la paciente, sería interesante ver los resultados que se obtendrían comparando otros parámetros, como la skewness, la kurtosis o la potencia en otros rangos de frecuencia, con el fin de poder determinar con qué parámetro se obtienen los mejores resultados y poder así trabajar con ese parámetro en el resto de casos que se verán más adelante.

- *Resumen:* se han realizado pruebas con la potencia en el rango Delta de la grabación 16 de la paciente 1, utilizando distintos pares de sensores cada vez (FP1-F7 y FP1-F3, FP2-F4 y FP2-F8 y P8-O2 y T8-P8), obteniendo que los mejores resultados se obtienen para el para FP1-F7 y FP1-F3, y, por tanto, pudiendo afirmar, que el foco epiléptico de esta paciente se encuentra en la zona de su cabeza donde están situados estos sensores (parte frontal izquierda).

-En primer lugar, se comparará usando la skewness del rango Delta para los sensores FP1-F7 y FP1-F3. Pasándole vectores de la grabación 16 entre 50 y 60 segundos antes de la crisis, se obtiene:

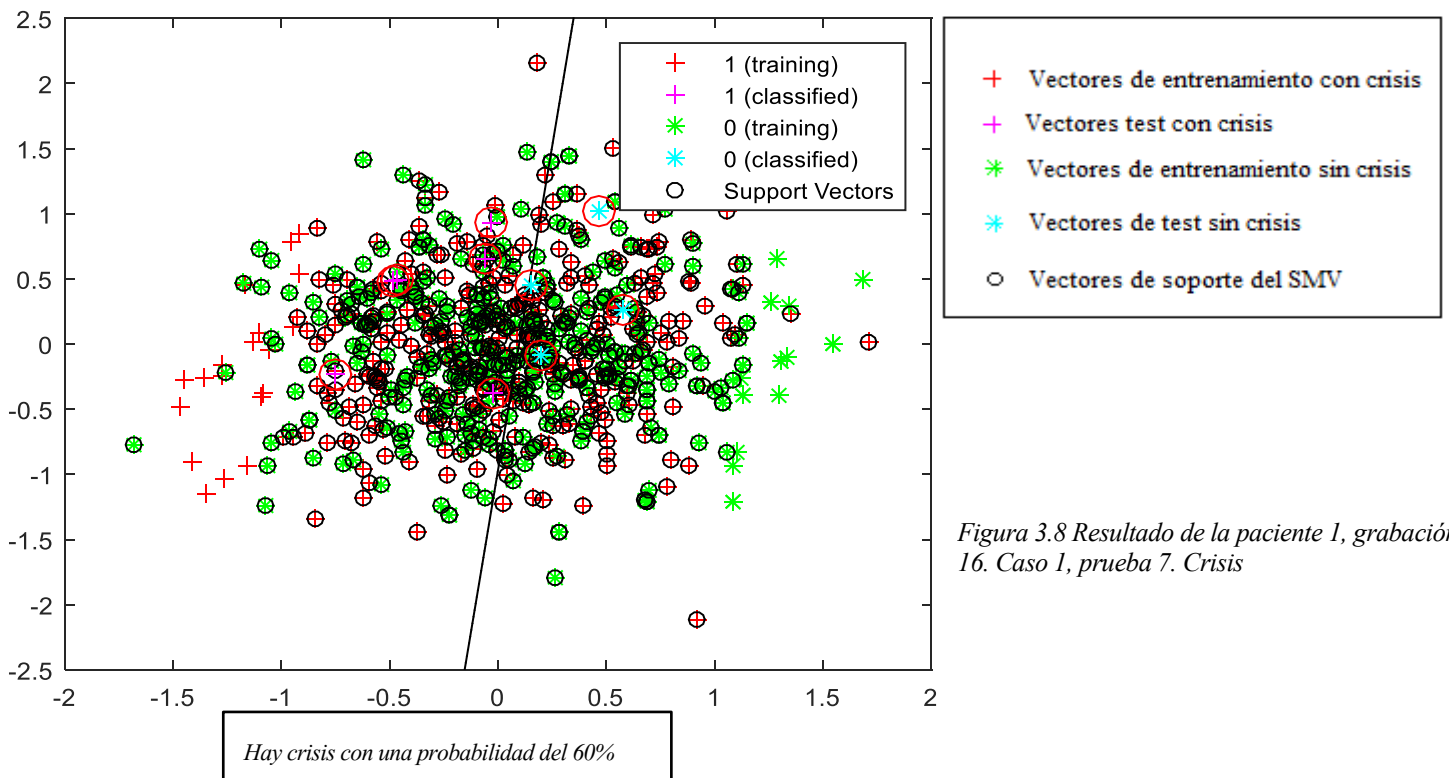


Figura 3.8 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 7. Crisis

-Para vectores de test sin crisis de la grabación 16, se obtienen:

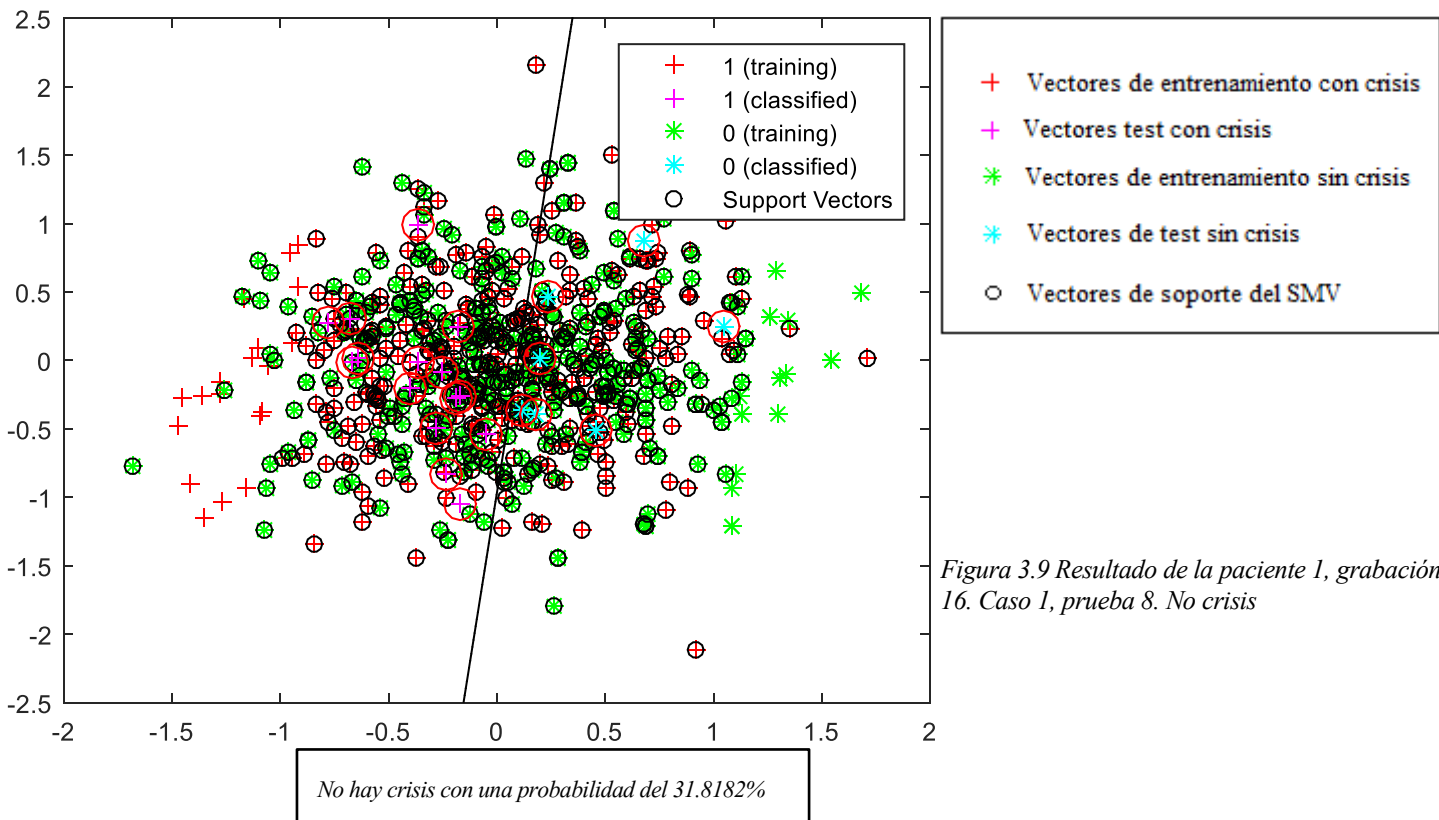


Figura 3.9 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 8. No crisis

En esta última figura se puede observar que comparando con la skewness en el rango Delta, no funciona bien la SMV y da tan solo un 31.8182% de probabilidad de que no haya crisis, habiéndole pasado como test vectores de la grabación 16 sin crisis.

-Ahora se realizará la misma prueba, pero utilizando para comparar la kurtosis en el rango Delta. Para vectores de test con crisis de entre 50 y 60 segundos antes de la grabación 16, como en los casos anteriores, se obtiene lo siguiente:

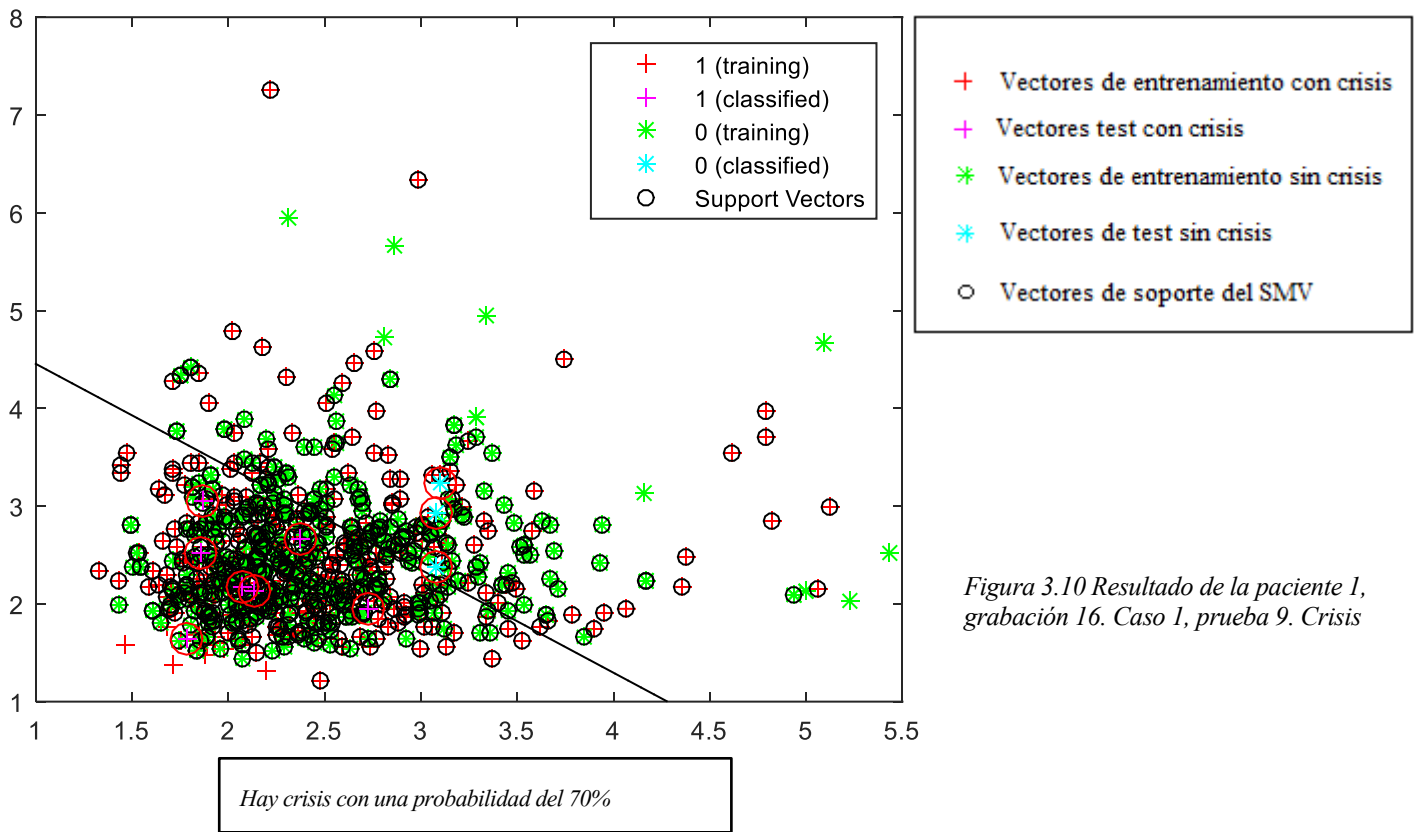


Figura 3.10 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 9. Crisis

-Y para vectores de test sin crisis, lo siguiente:

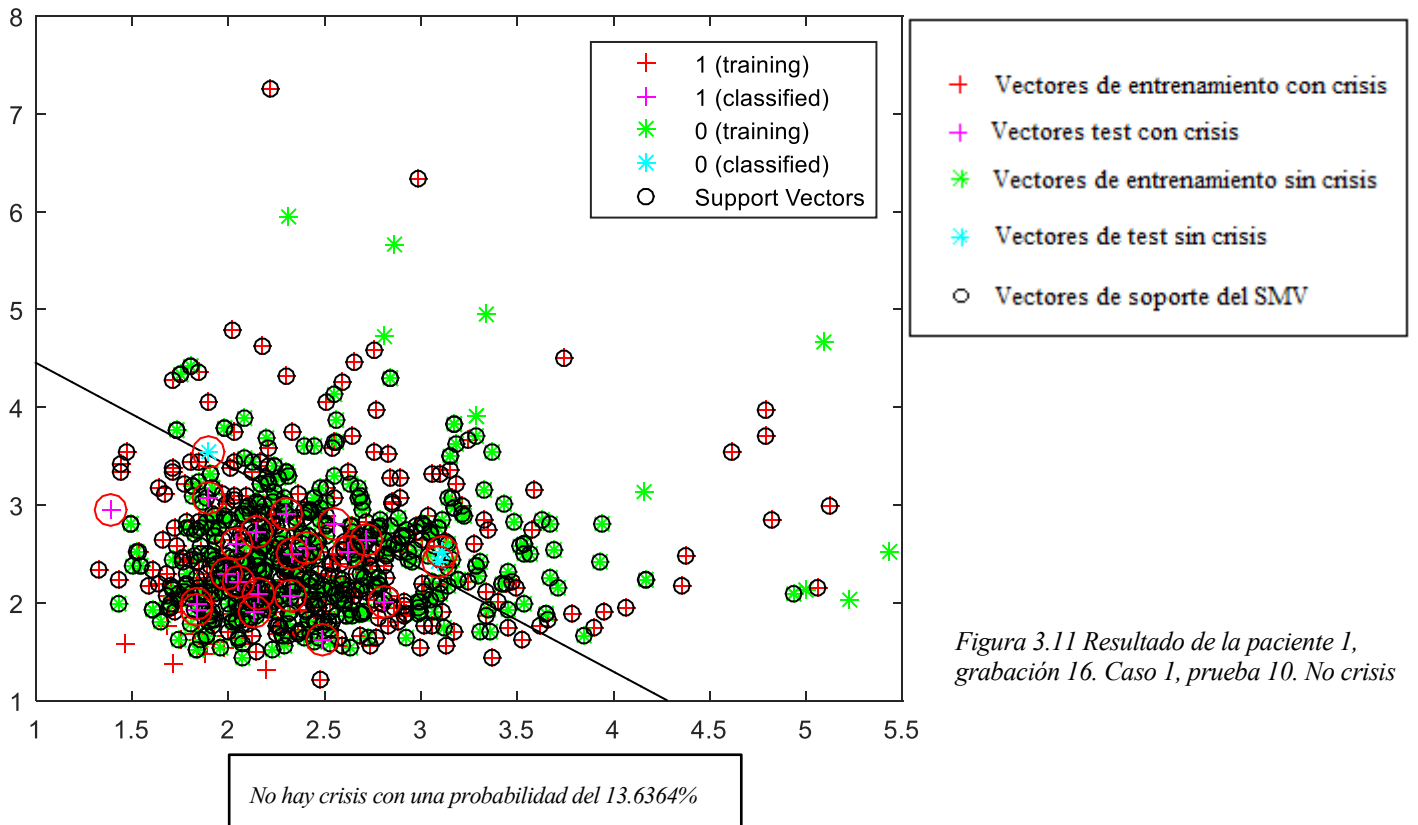


Figura 3.11 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 10. No crisis

Con una probabilidad del 13.6364% de que no haya crisis, habiéndole pasado como test vectores con crisis, se observa que este parámetro tampoco es adecuado para comparar.

-Prueba comparando con la potencia en el rango de frecuencias Theta. Para vectores de test con crisis, los mismos de los casos anteriores, se obtiene:

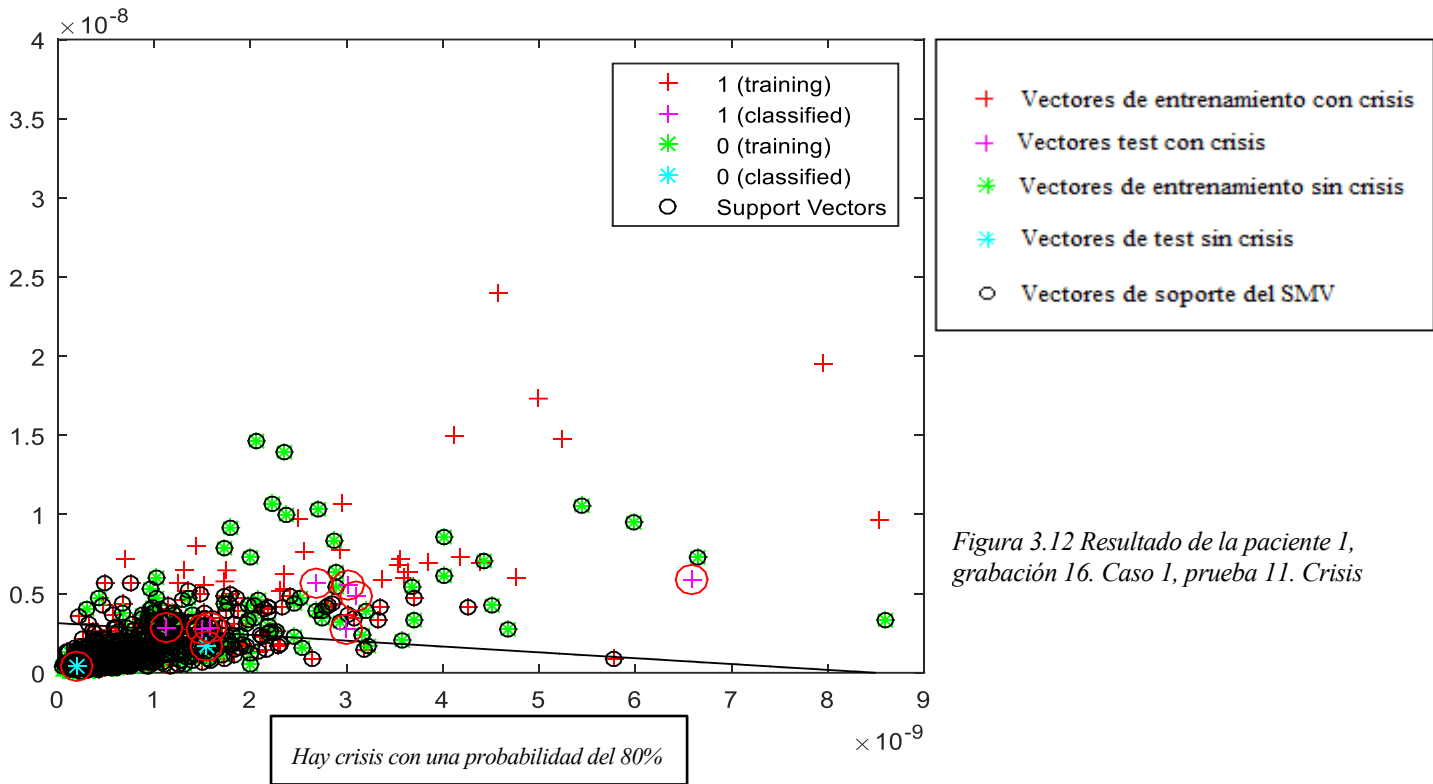


Figura 3.12 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 11. Crisis

-Para vectores de test sin crisis, se obtiene:

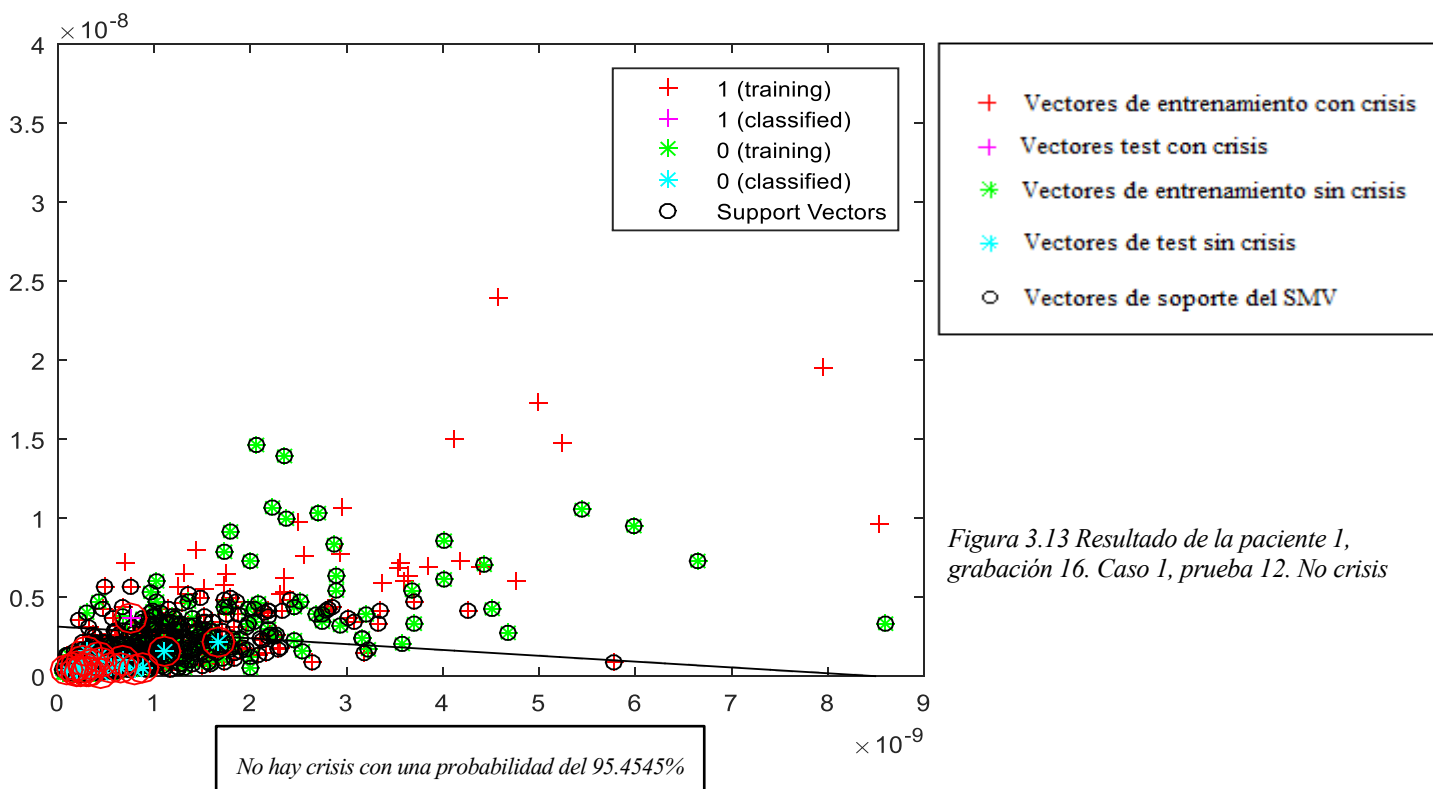


Figura 3.13 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 12. No crisis

Se obtienen los mismos resultados que para la potencia en el rango Delta.

-Comparando con la skewness en el rango Theta, se obtiene para vectores de test con crisis:

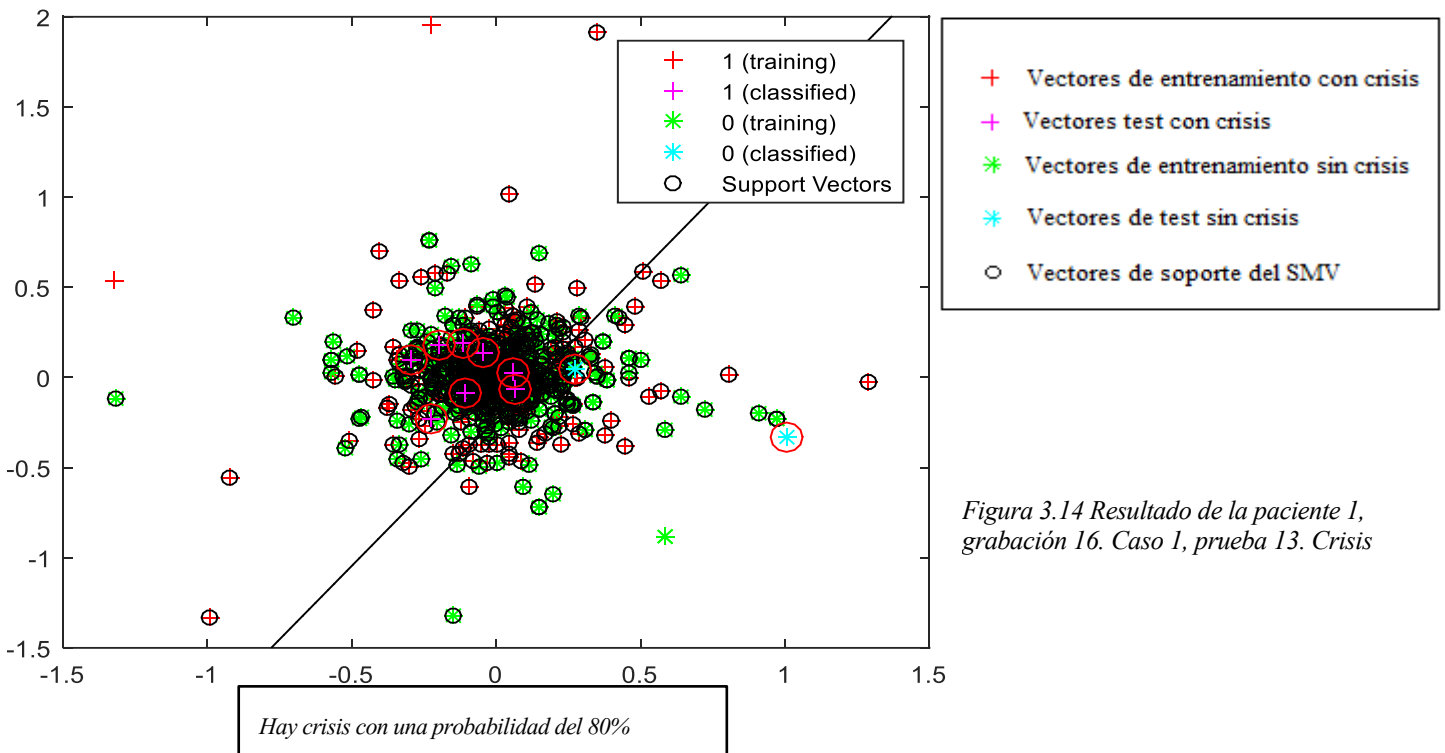


Figura 3.14 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 13. Crisis

-Para vectores de test sin crisis:

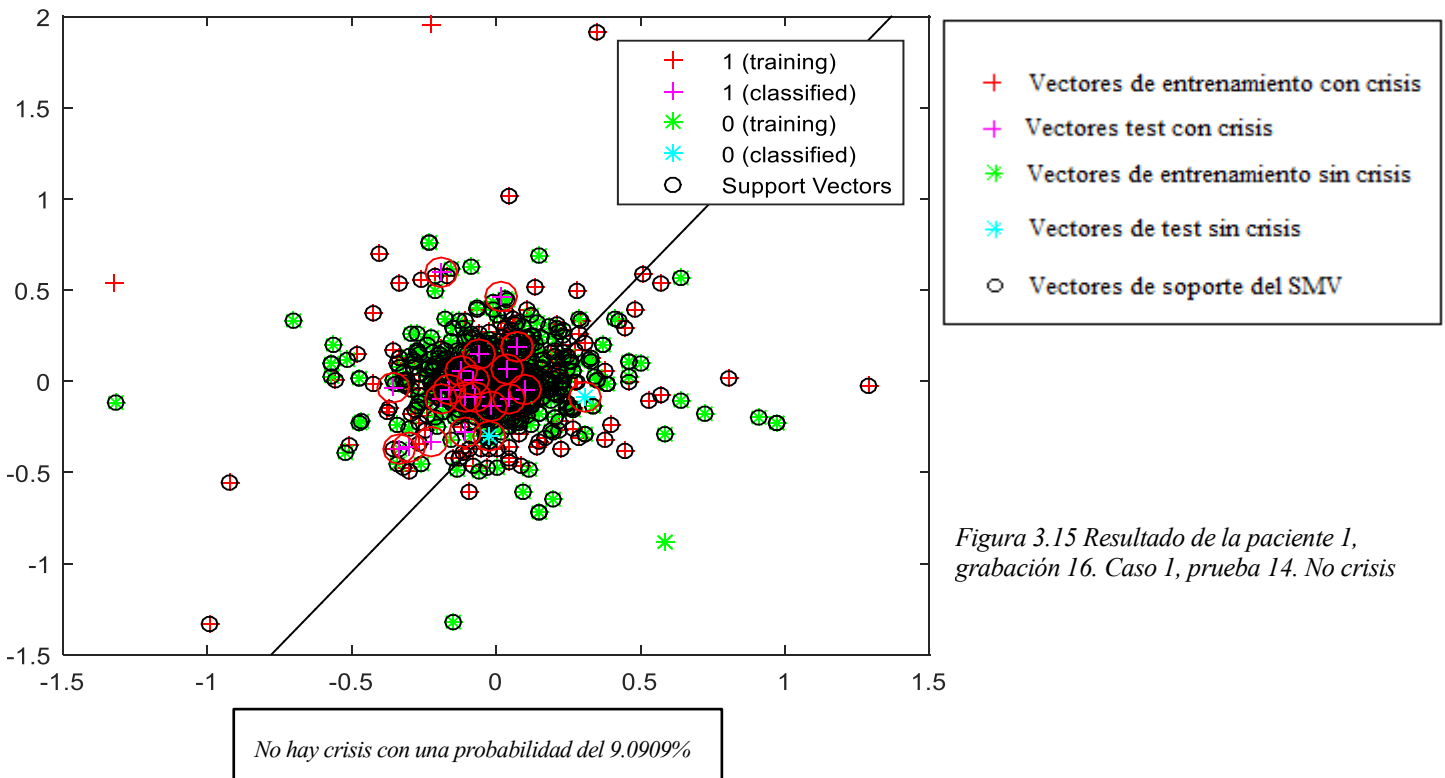


Figura 3.15 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 14. No crisis

Funciona aún peor que la skewness en el rango Delta.

-Comparando con la kurtosis en el rango Theta, utilizando vectores con crisis como test:

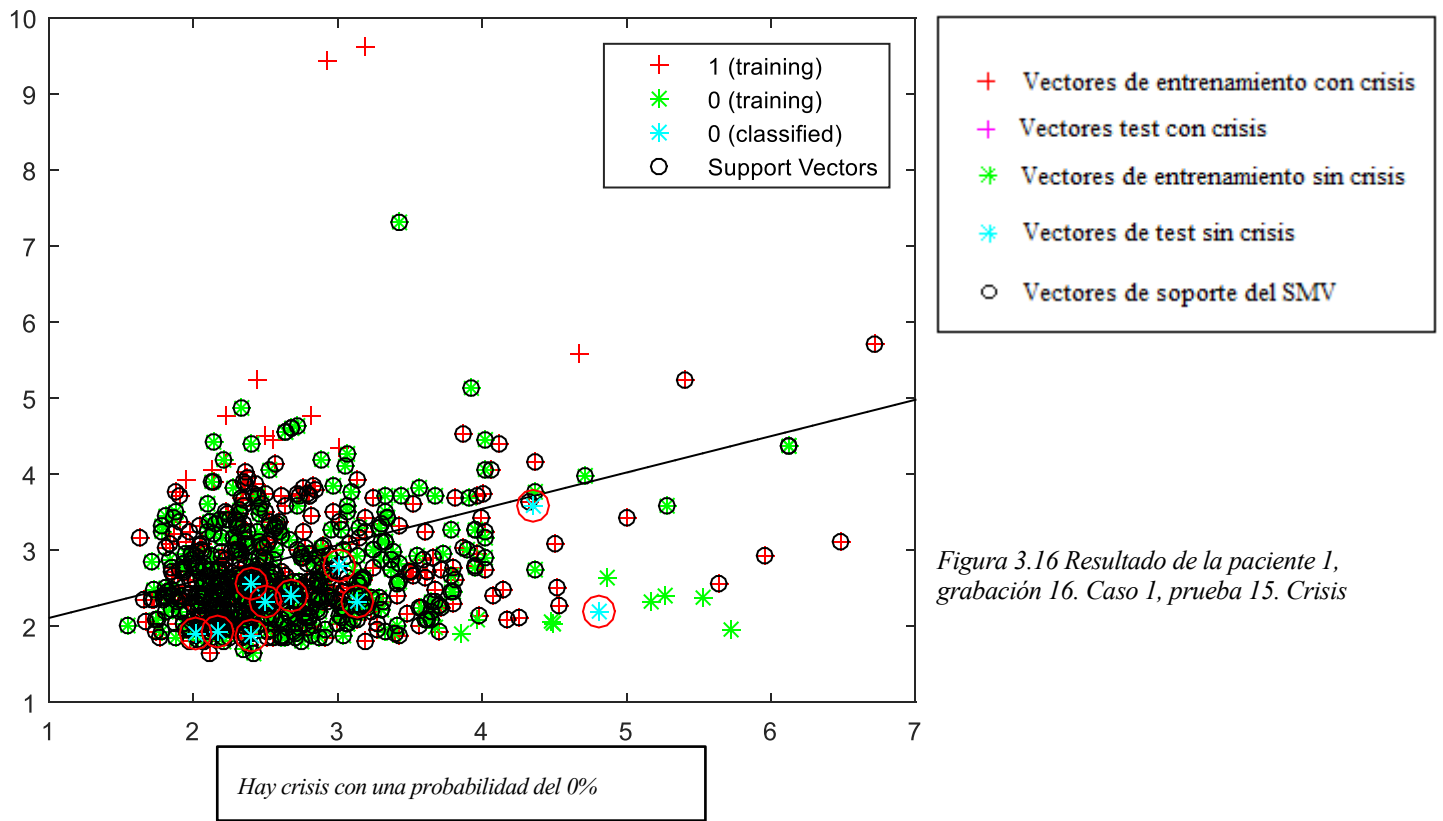


Figura 3.16 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 15. Crisis

-Para vectores de test sin crisis:

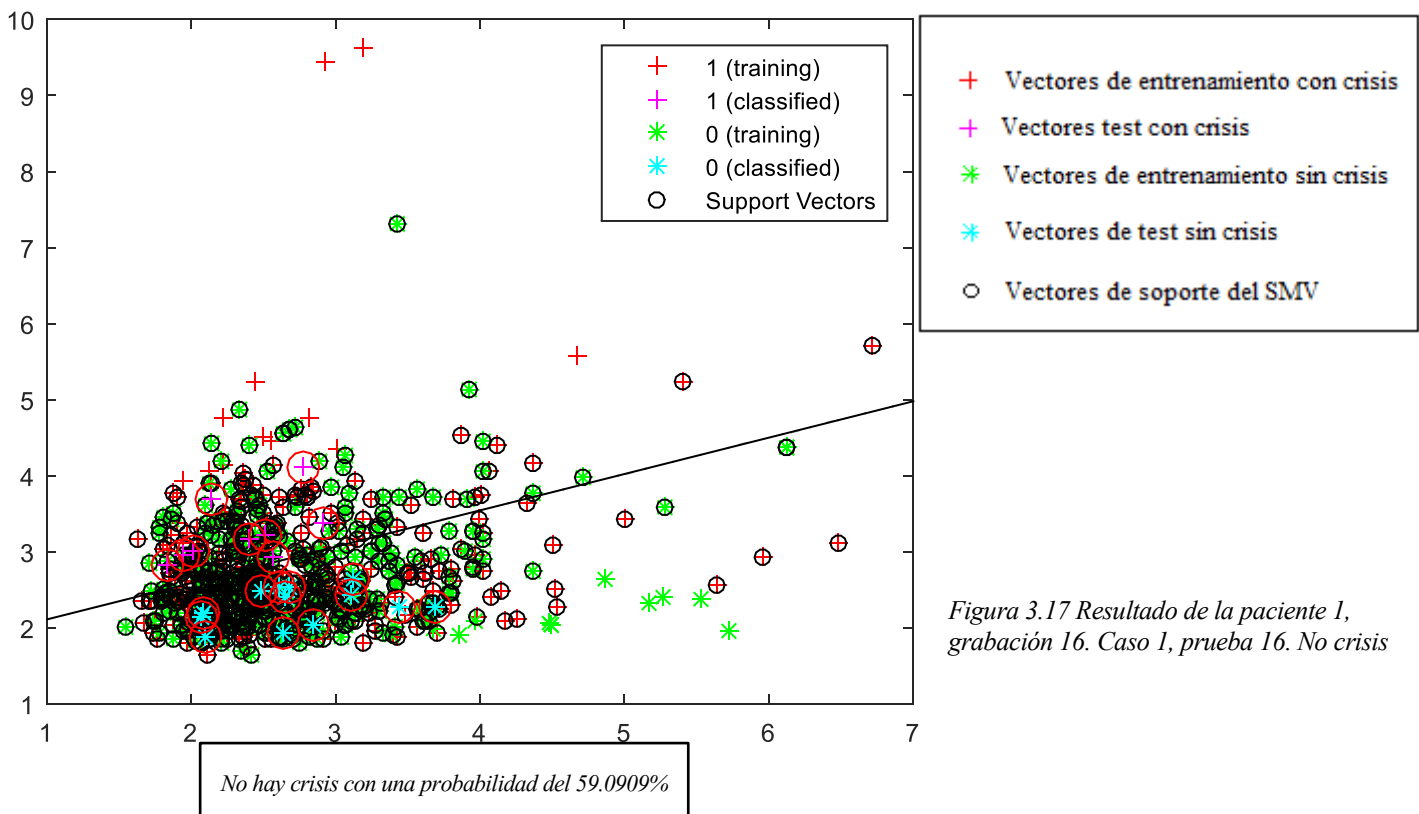


Figura 3.17 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 16. No crisis

Con una probabilidad del 0% de que haya crisis habiéndole pasado como test vectores con crisis, se observa que la kurtosis en el rango Theta es un mal comparador. Viendo los malos resultados obtenidos al usar tanto la skewness como la kurtosis, en adelante se comparará tan solo utilizando la potencia, al menos mientras se utilicen dos dimensiones. Para el caso de más dimensiones se probará de qué forma y con qué parámetros se obtienen los mejores resultados.

-Comparando con la potencia en el rango Alpha. Trabajando con las mismas condiciones anteriores, es decir, con los sensores FP1-F7 y FP1-F3, y utilizando como test, muestras de la grabación 16, e introduciendo vectores con crisis como test, se obtiene:

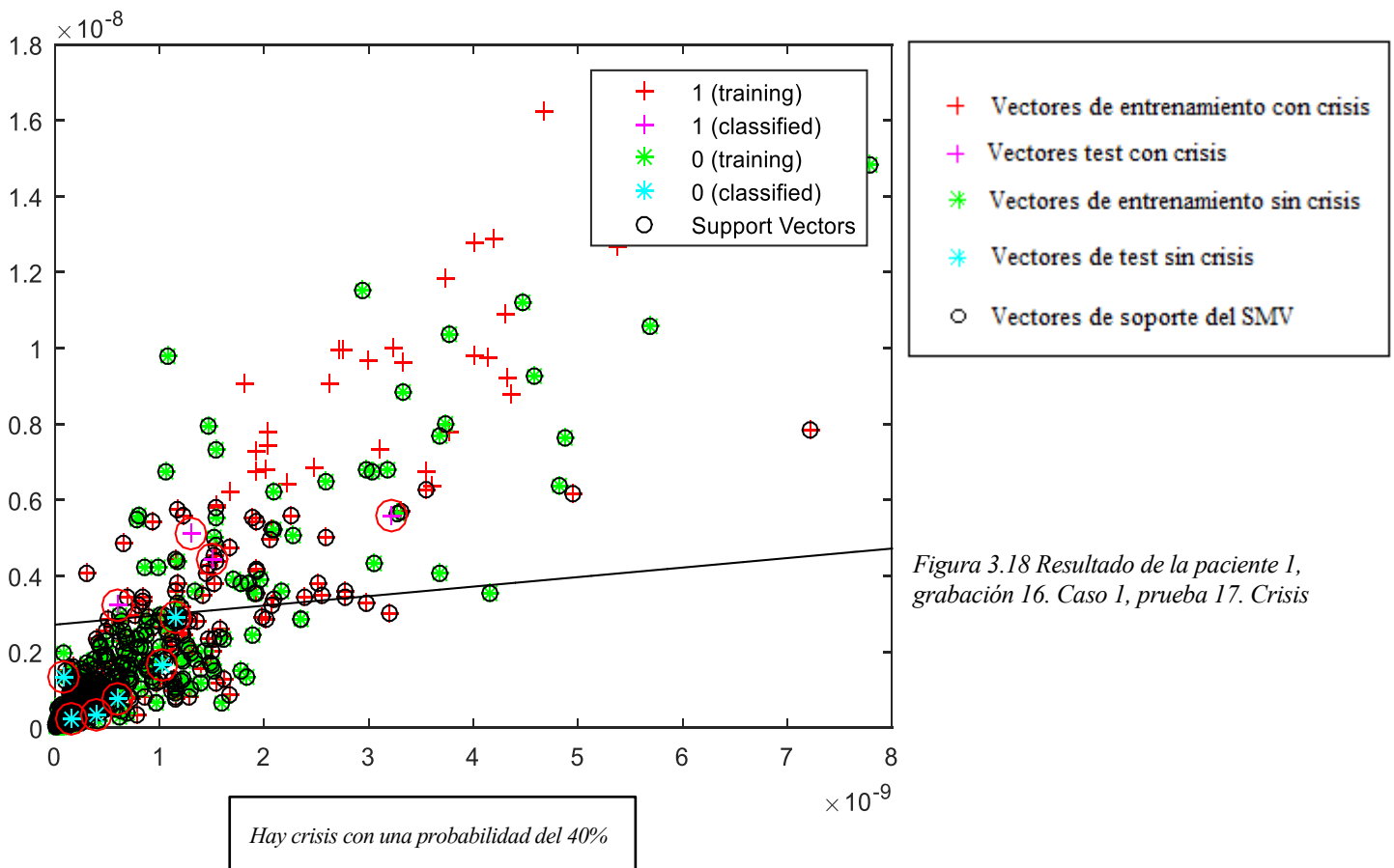


Figura 3.18 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 17. Crisis

-Para vectores de test sin crisis, se obtiene lo siguiente:

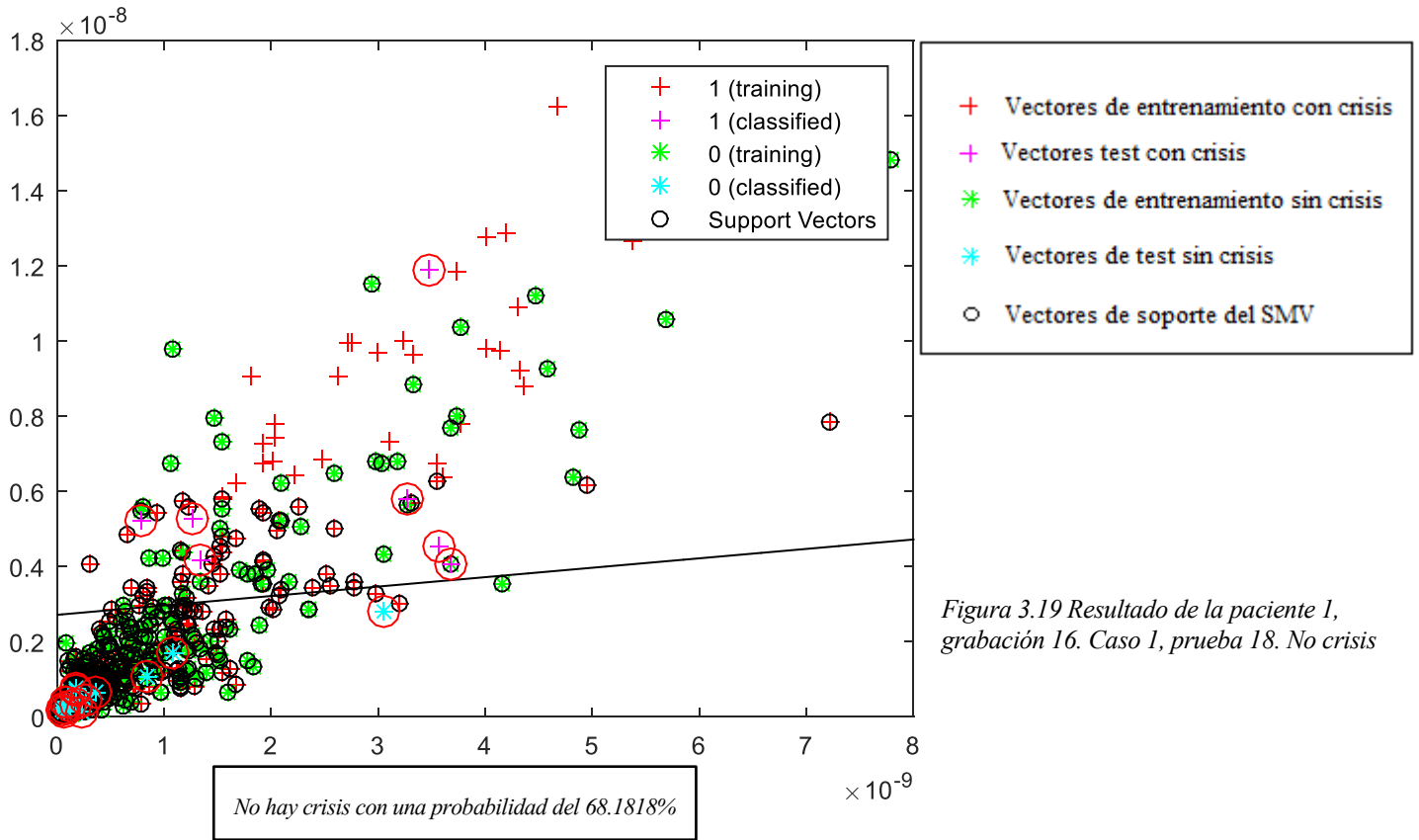


Figura 3.19 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 18. No crisis

Se obtienen malos resultados para la potencia en el rango Alpha.

-Por último, utilizando la potencia en el rango Beta y vectores con crisis como test, se obtiene:

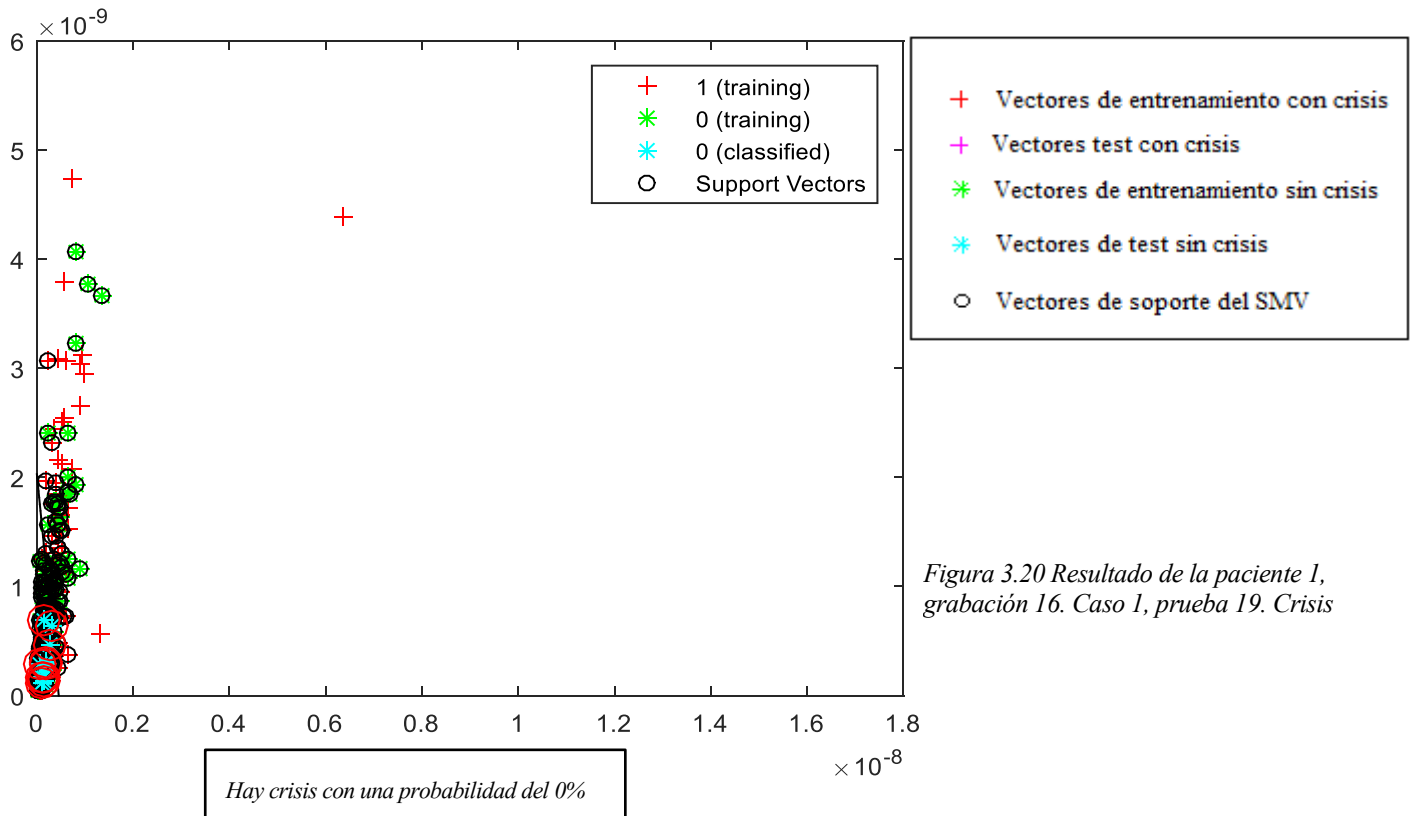


Figura 3.20 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 19. Crisis

-Y probando a pasarle vectores sin crisis como test, se obtiene:

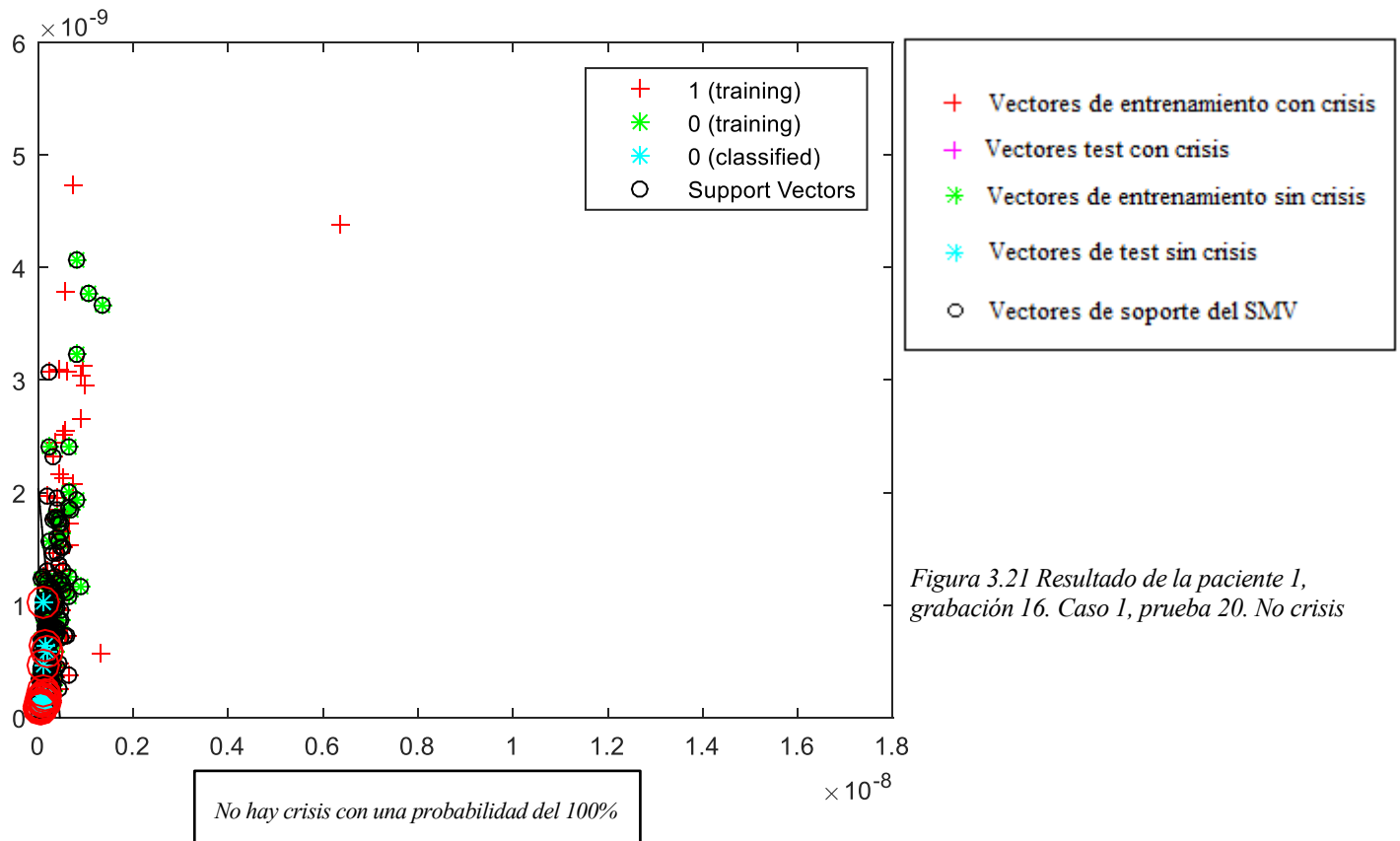


Figura 3.21 Resultado de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 20. No crisis

Una vez probados para comparar todos los parámetros posibles con los sensores FP1-F7 y FP1-F3, se puede observar que el que mejor funciona es la potencia en los rangos Delta y Theta. Para los casos de dos dimensiones que se analizarán a continuación, se utilizará, únicamente, para comparar la potencia en el rango de frecuencias Delta (0.5-4 Hz).

- *Resumen:* al principio se obtuvo que comparando con la potencia en Delta se obtenían buenos resultados. Después, una vez situado el foco epiléptico en la parte frontal izquierda, se ha comparado utilizando el resto de parámetros (potencias en otros rangos de frecuencias, la skewness y la kurtosis de los cuatro rangos de frecuencias). No se han obtenido buenos resultados, salvo para la potencia en el rango Theta, con la que se han obtenido resultados similares que con la potencia en el rango Delta. En adelante se trabajará, tan solo, con la potencia en Delta.

- **Caso 2:** Se introduce como test los vectores de la grabación 26 de la paciente 1, que contiene crisis entre los segundos 1786 y 1887.

- Se utilizarán para comparar la potencia en el rango Delta de los sensores FP1-F7 y FP1-F3 (Se tendrá la potencia del sensor FP1-F7 en el eje de abscisas y la potencia de FP1-F3 en el eje de ordenadas). Introduciendo vectores entre 50 y 60 segundos antes de la crisis de la grabación 26, se obtiene:

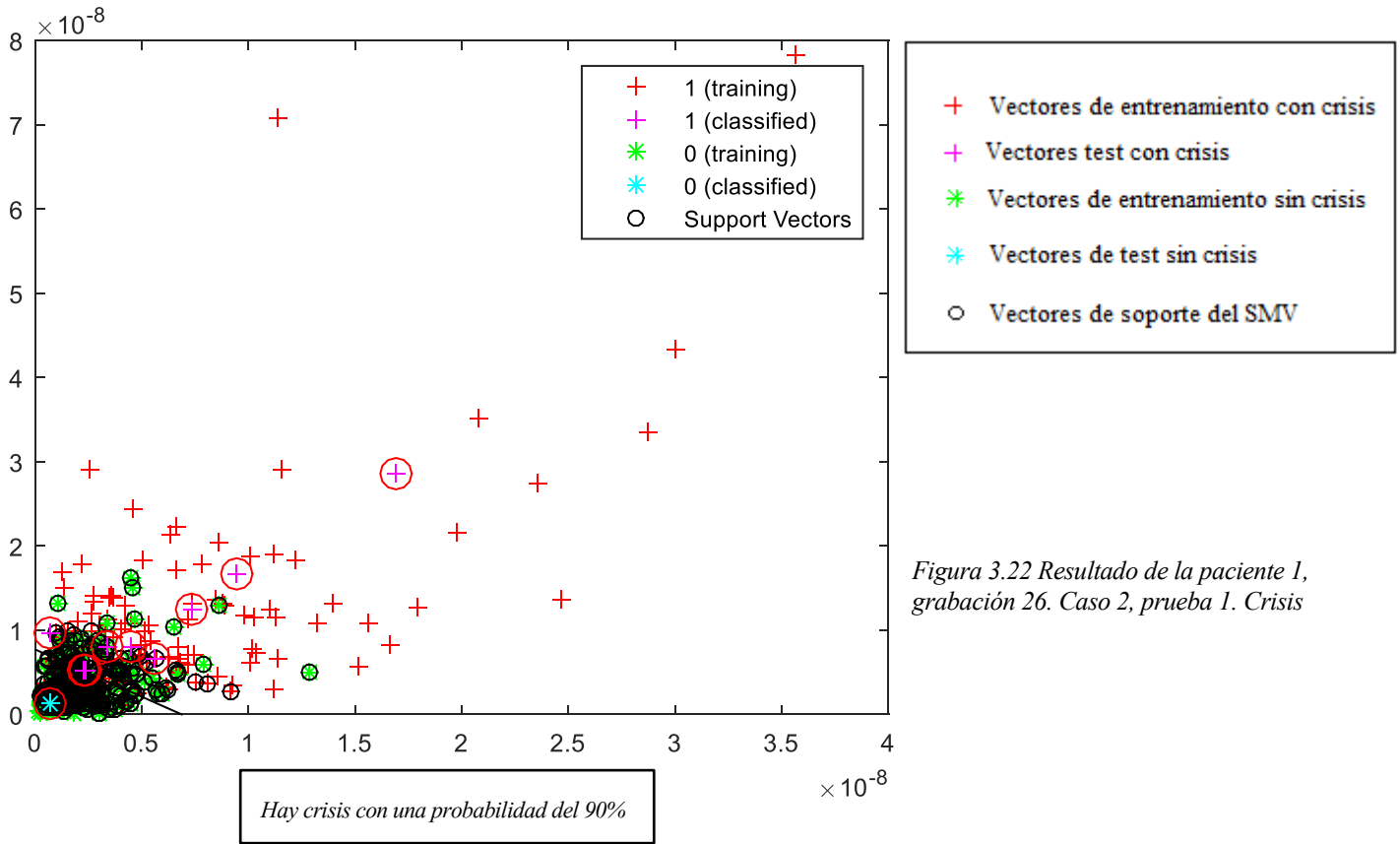


Figura 3.22 Resultado de la paciente 1, grabación 26. Caso 2, prueba 1. Crisis

-Pasándole a la SMV como test vectores sin crisis, se obtiene:

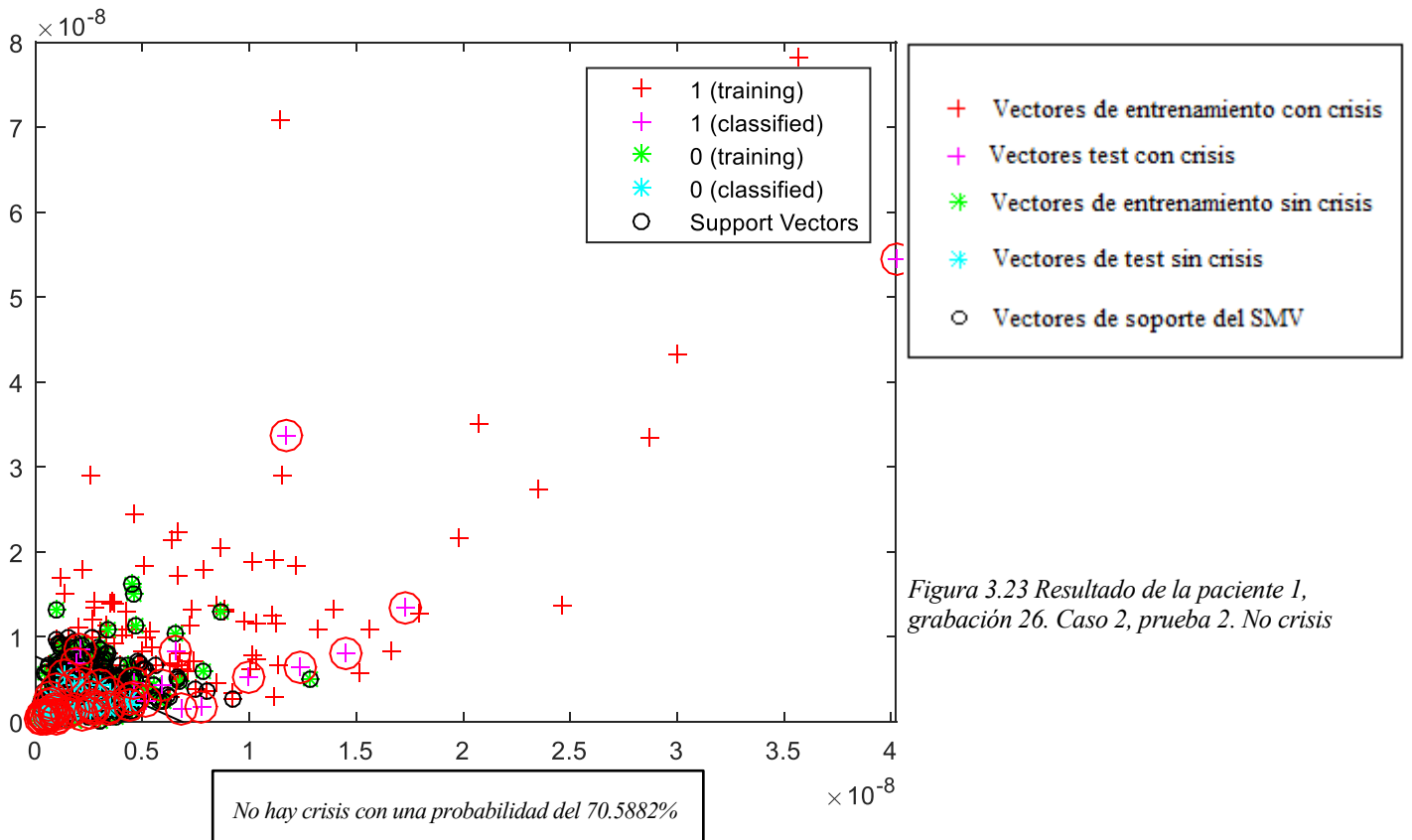


Figura 3.23 Resultado de la paciente 1, grabación 26. Caso 2, prueba 2. No crisis

- **Caso 3: Se introduce como test los vectores de la grabación 18 de la paciente 1, que contiene crisis entre los segundos 1684 y 1774.**

Se utilizarán para comparar la potencia en el rango Delta de los sensores FP1-F7 y FP1-F3 (Se tendrá la potencia del sensor FP1-F7 en el eje de abscisas y la potencia de FP1-F3 en el eje de ordenadas).

-Introduciendo vectores entre 50 y 60 segundos antes de la crisis de la grabación 18, se obtiene:

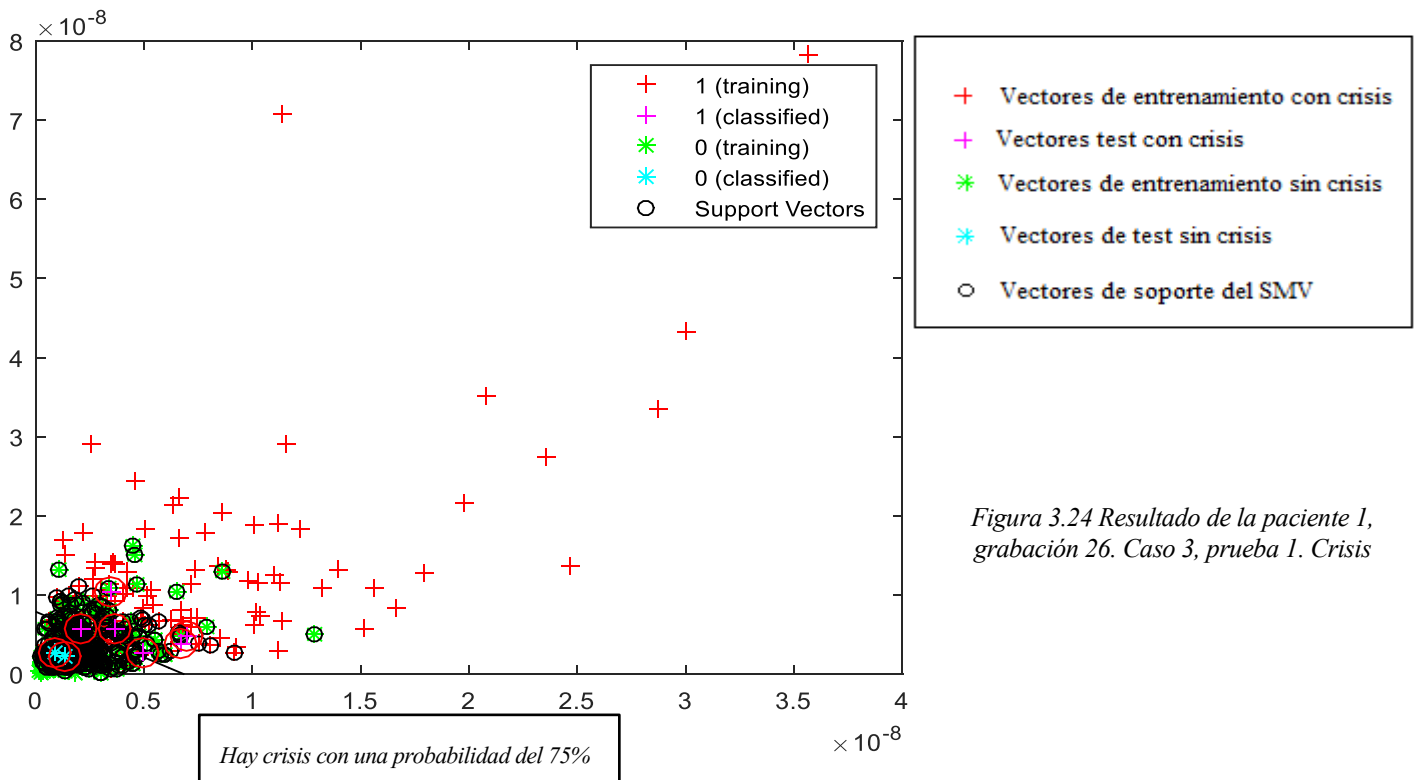


Figura 3.24 Resultado de la paciente 1, grabación 26. Caso 3, prueba 1. Crisis

- Pasando como test vectores sin crisis de la grabación 18, se obtiene lo siguiente:

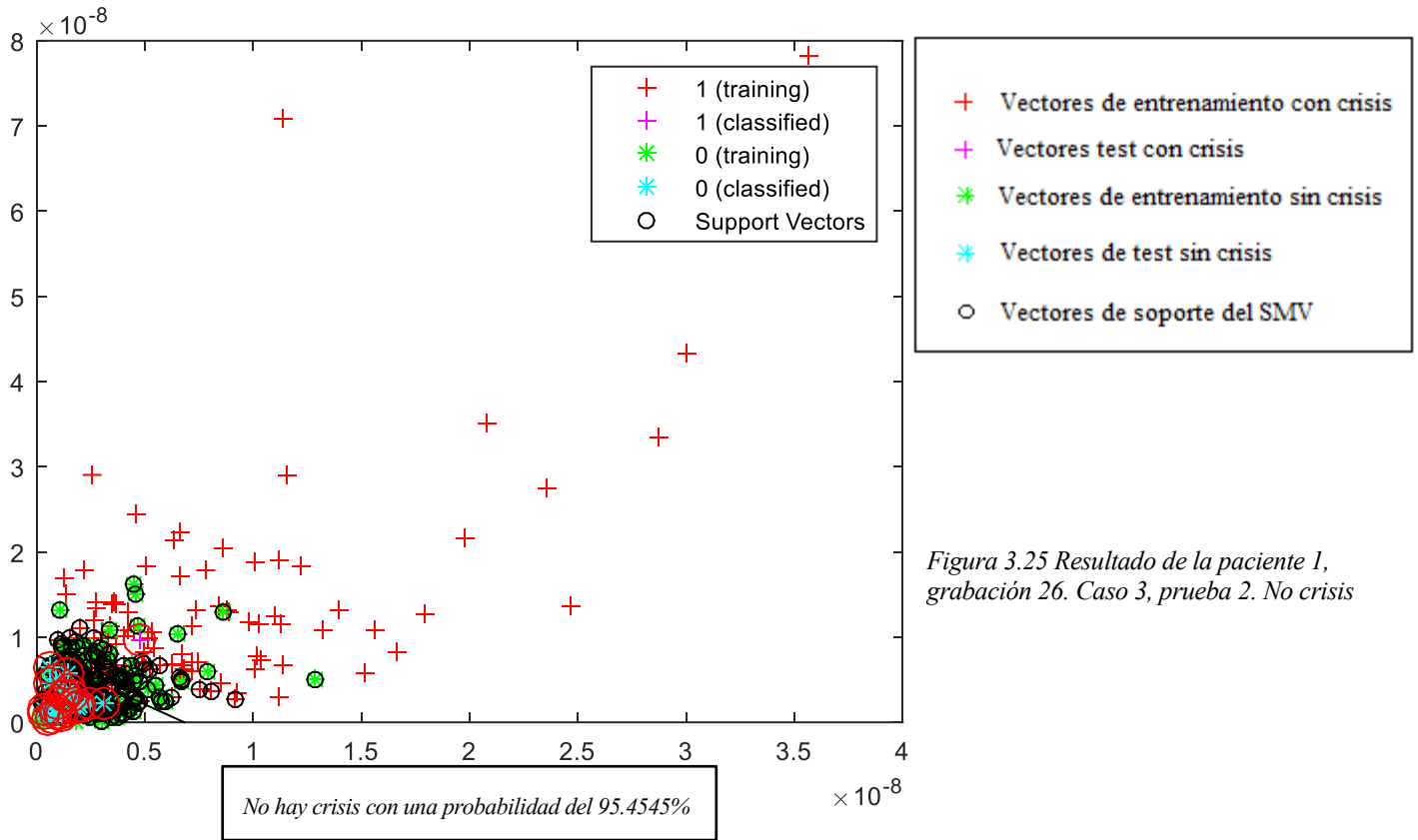


Figura 3.25 Resultado de la paciente 1, grabación 26. Caso 3, prueba 2. No crisis

- *Resumen:* con la primera grabación utilizada, la grabación 16, se obtuvo, para esta paciente, que la pareja de sensores más adecuada es FP1-F7 y FP1-F3, y que el mejor parámetro para comparar es la potencia en el rango Delta. Tras esto, lo único que se ha realizado es comprobar que la potencia en Delta y la pareja de sensores FP1-F7 y FP1-F3, también funcionan bien con las grabaciones 26 y 18 de la paciente 1.

➤ **Paciente 5: Niña de 7 años con crisis epiléptica intratable**

```

Channels in EDF Files:
*****
Channel 1: FP1-F7
Channel 2: F7-T7
Channel 3: T7-P7
Channel 4: P7-O1
Channel 5: FP1-F3
Channel 6: F3-C3
Channel 7: C3-P3
Channel 8: P3-O1
Channel 9: FP2-F4
Channel 10: F4-C4
Channel 11: C4-P4
Channel 12: P4-O2
Channel 13: FP2-F8
Channel 14: F8-T8
Channel 15: T8-P8
Channel 16: P8-O2
Channel 17: FZ-CZ
Channel 18: CZ-PZ
Channel 19: P7-T7
Channel 20: T7-FT9
Channel 21: FT9-FT10
Channel 22: FT10-T8
Channel 23: T8-P8
  
```

Figura 3.26 Canales y sensores utilizados con la paciente 5

De esta paciente solo se tienen 5 grabaciones que contengan crisis (grabaciones 6, 13, 16, 17 y 22). Lo que se hará a continuación será pasar como vectores de entrenamiento los 50 segundos anteriores a la crisis de las grabaciones 6, 13 y 16, y se reservarán las grabaciones 17 y 22, con crisis también, para hacer pruebas pasándolas como test.

En el primer caso se tratará de determinar los sensores que se encuentran más próximos al foco epiléptico, sensores que se utilizarán en el resto de casos que se analizarán más adelante para esta paciente.

- **Caso 1: Se introduce como test los vectores entre 30 y 40 segundos antes de la crisis de la grabación 17 de la paciente 5, que contiene crisis entre los segundos 2385 y 2405.**

-En primer lugar, se probará usando para comparar las potencias en el rango Delta obtenidas a partir los sensores FP1-F7 (en eje de abscisas) y FP1-F3 (en eje de ordenadas). En Matlab se obtiene lo siguiente:

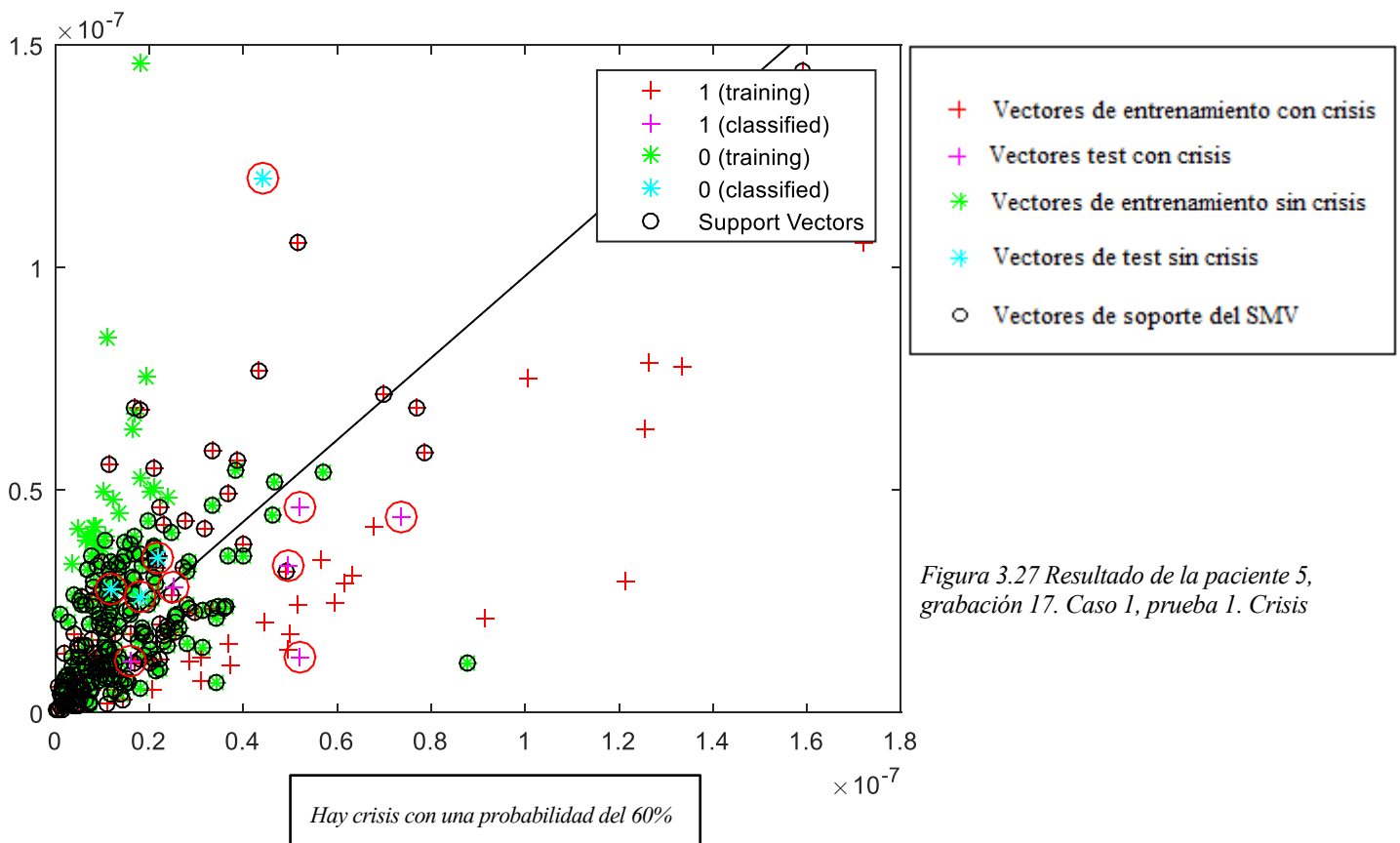


Figura 3.27 Resultado de la paciente 5, grabación 17. Caso 1, prueba 1. Crisis

-Utilizando ahora como test vectores sin crisis de la grabación 17 de la paciente 5, se obtiene lo siguiente:

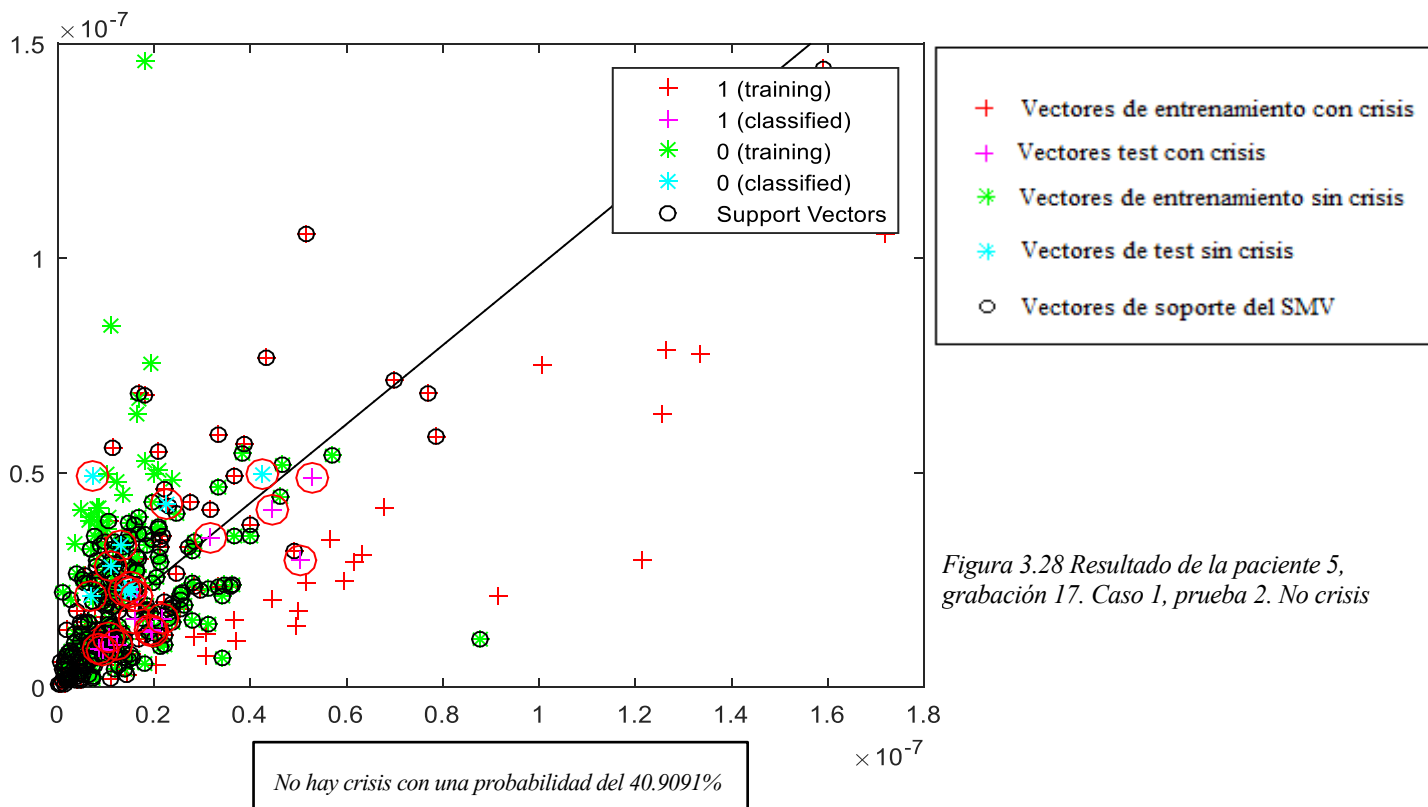


Figura 3.28 Resultado de la paciente 5, grabación 17. Caso 1, prueba 2. No crisis

Como se puede observar, los sensores utilizados (FP1-F7 y FP1-F3), no son adecuados para entrenar la SMV, lo que indica que el foco epiléptico no se encuentra en la parte frontal izquierda de la cabeza de la paciente.

Tras probar con distintas parejas de sensores, se llega a la pareja de sensores formada por T7-FT9 y FT9-FT10, con la cual, se obtienen en Matlab los siguientes resultados:

-Introduciendo como test los vectores entre 30 y 40 segundos antes de la crisis de la grabación 17 y usando para comparar las potencias en el rango Delta de los sensores T7-FT9 (abscisas) y FT9-FT10 (ordenadas), se obtiene el siguiente resultado:

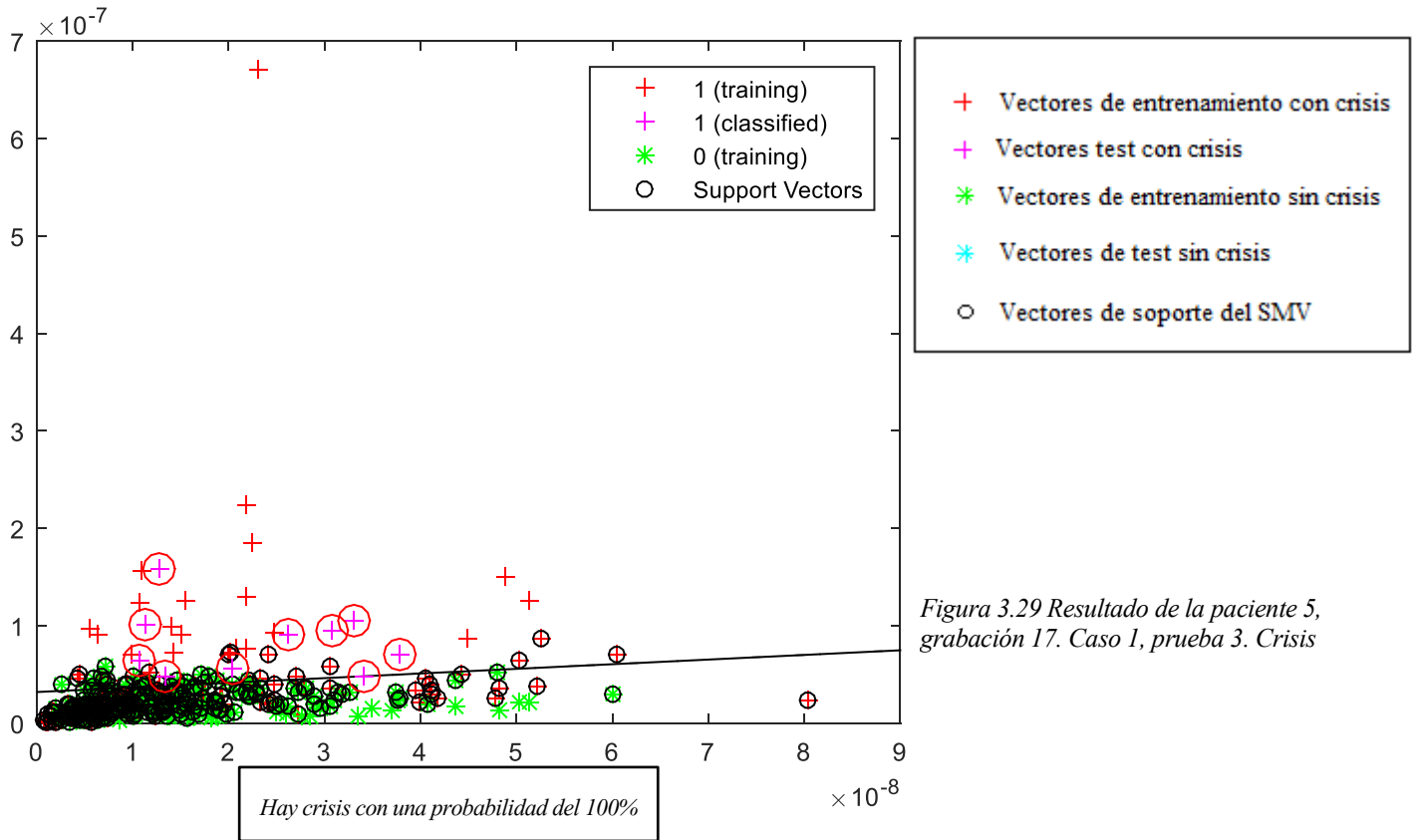


Figura 3.29 Resultado de la paciente 5, grabación 17. Caso 1, prueba 3. Crisis

- Pasándole a la SMV como test vectores sin crisis de la grabación 17, se obtiene:

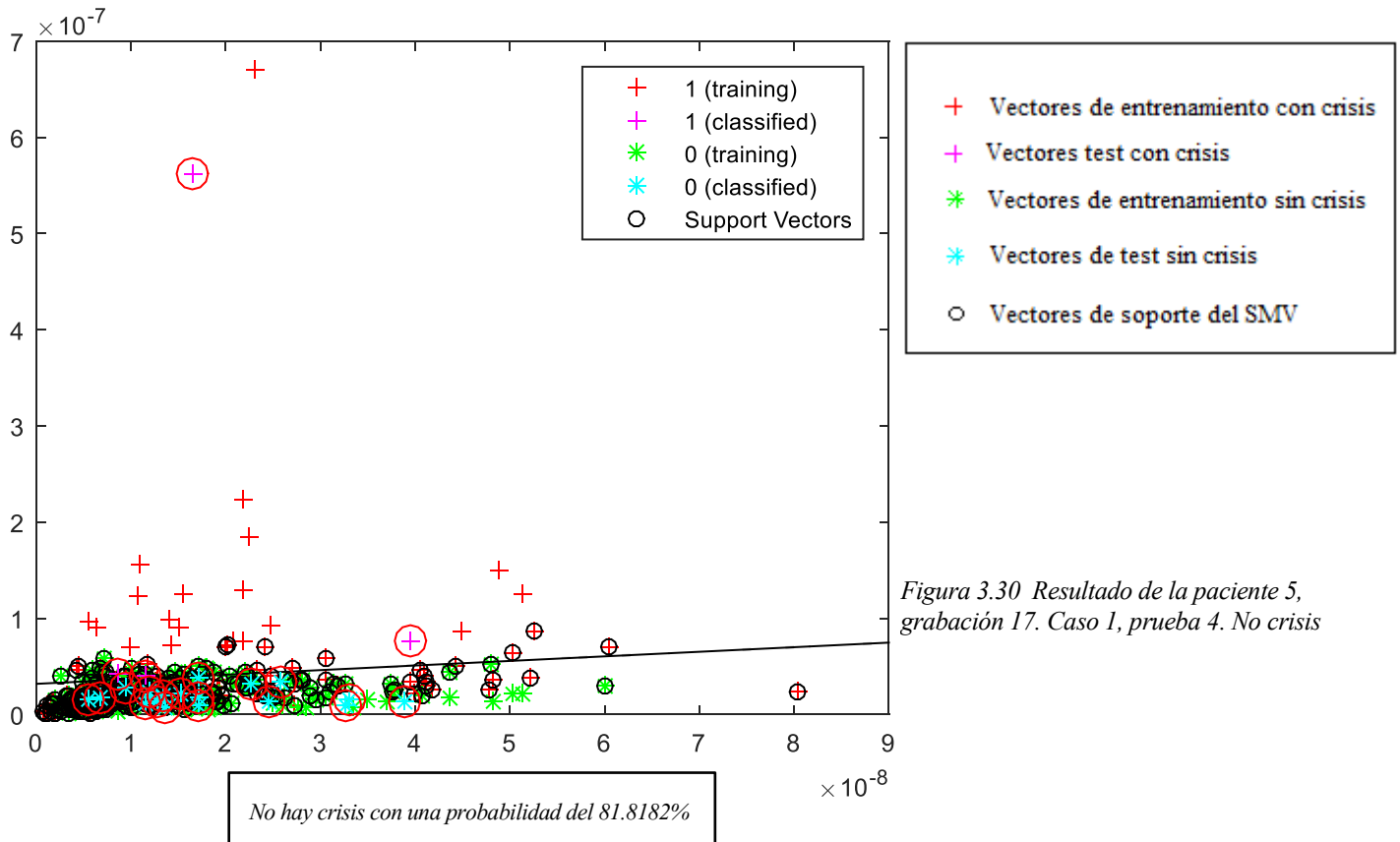


Figura 3.30 Resultado de la paciente 5, grabación 17. Caso 1, prueba 4. No crisis

Con un 100% de probabilidad de que haya crisis cuando se han pasado vectores justo antes de la crisis y un 81.8182% de probabilidad de que no haya crisis cuando se le han pasado vectores sin crisis, se observa que usando para comparar los sensores T7-FT9 y FT9-FT10, la máquina de soporte vectorial (SMV), es capaz de distinguir correctamente cuando hay crisis y cuando no, lo que indica que el foco epiléptico se encuentra próximo a estos sensores. En adelante, en el resto de casos que se analizarán en esta paciente se trabajará con estos sensores.

- **Caso 2: Se introduce como test los vectores entre 30 y 40 segundos antes de la crisis de la grabación 22 de la paciente 5, que contiene crisis entre los segundos 2286 y 2403.**

-Introduciendo como vectores de test los vectores entre 30 y 40 segundos antes de la crisis de la grabación 22, se obtiene lo siguiente:

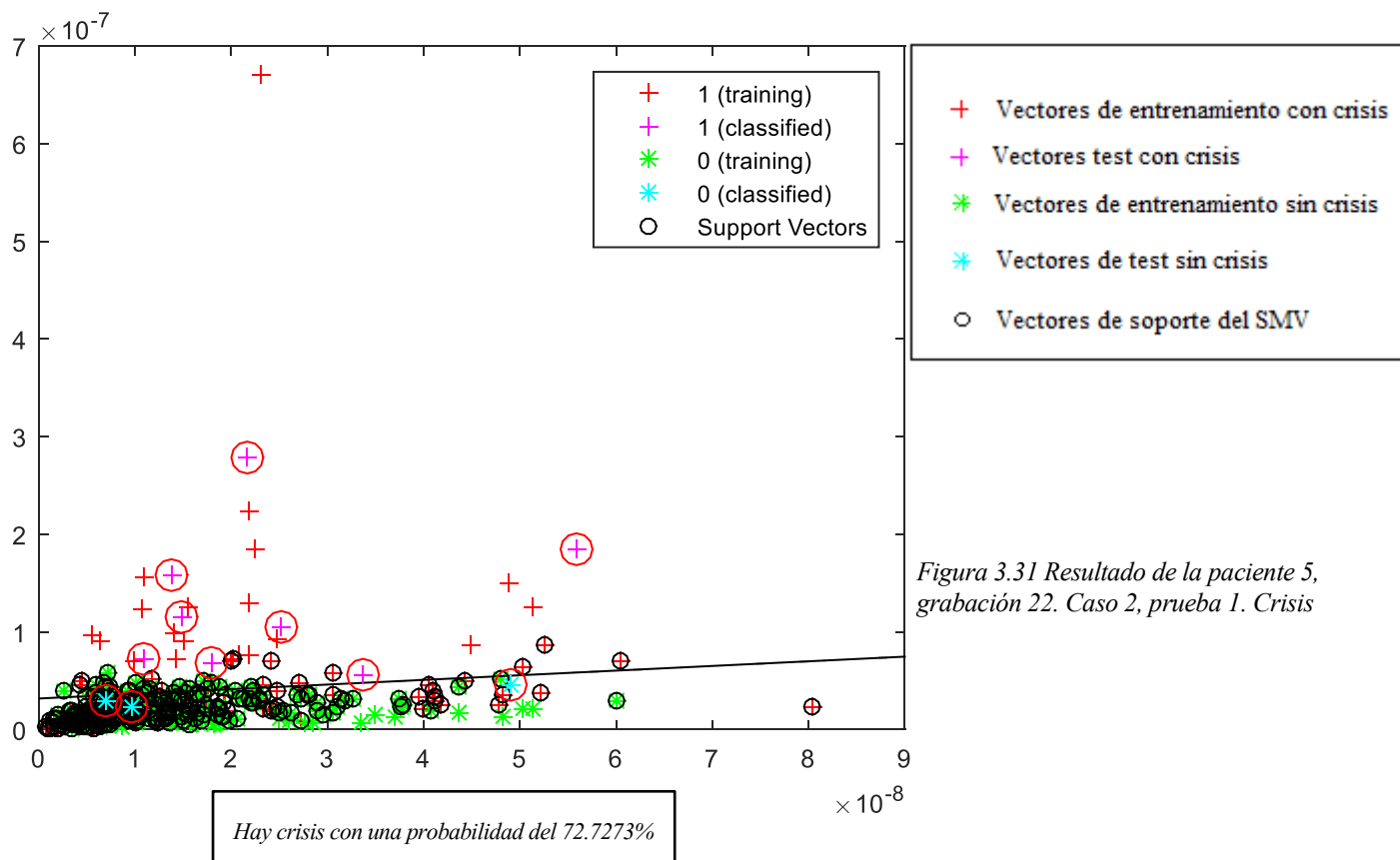


Figura 3.31 Resultado de la paciente 5, grabación 22. Caso 2, prueba 1. Crisis

-Pasando como test vectores de la grabación 22 sin crisis, resulta:

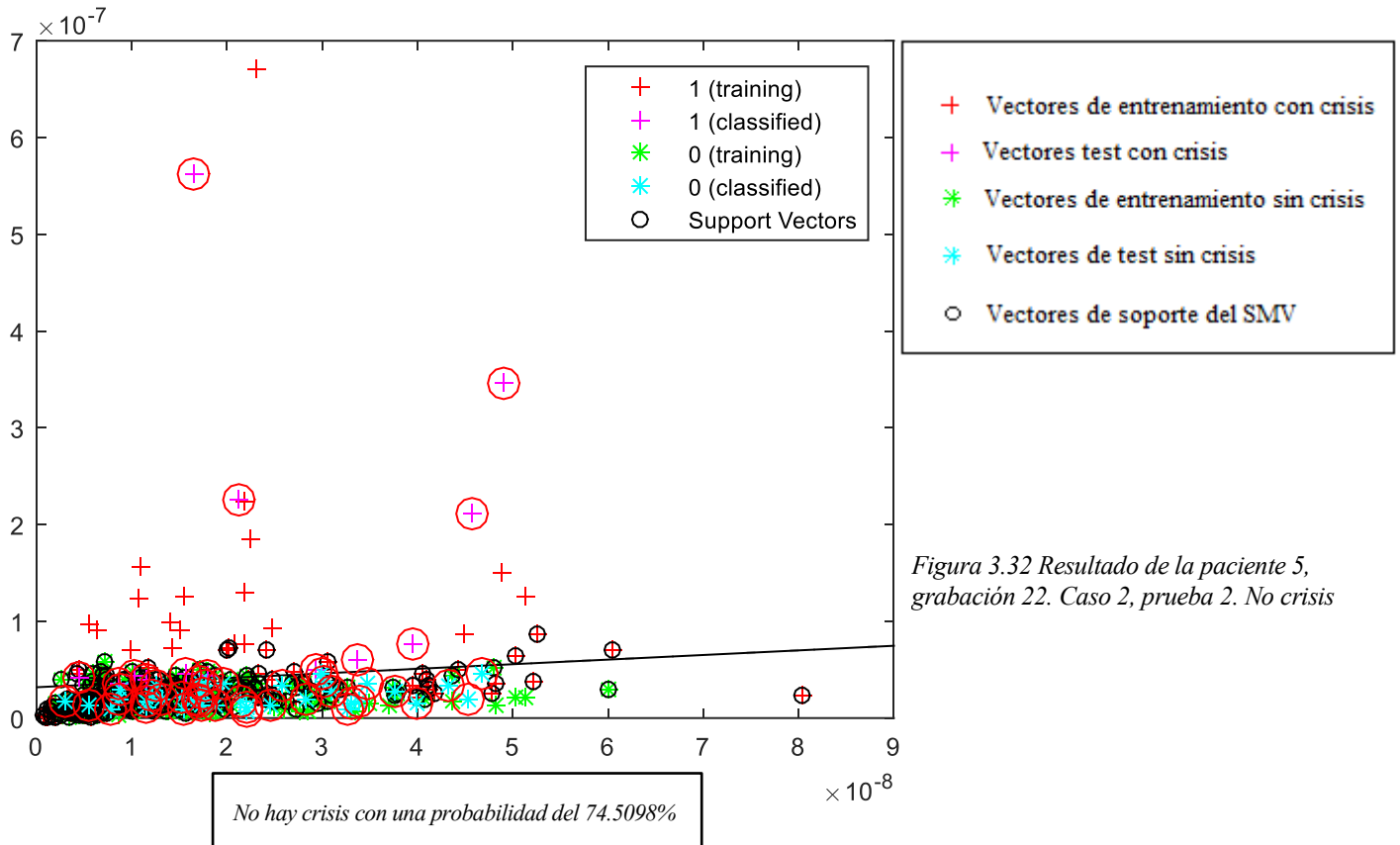


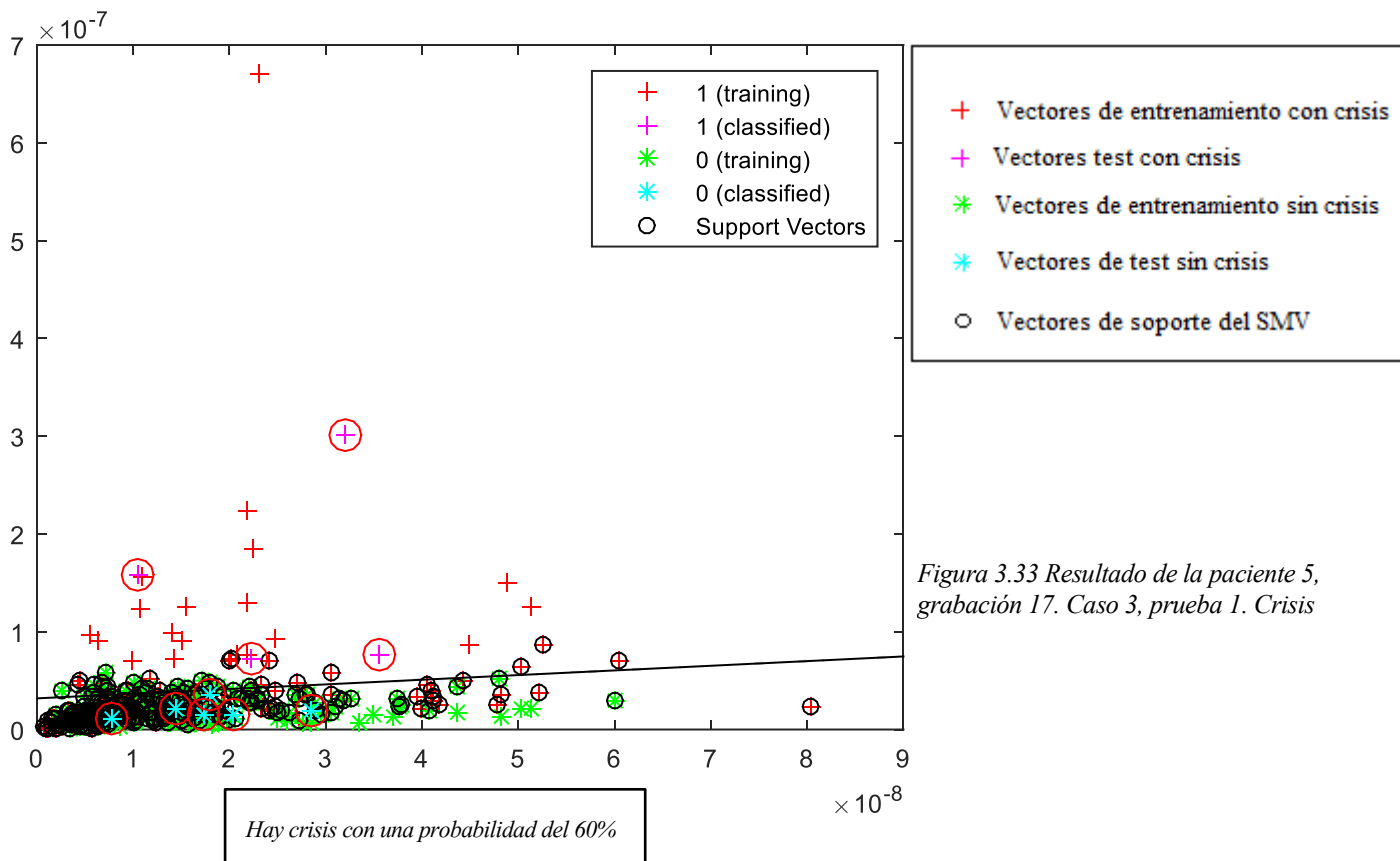
Figura 3.32 Resultado de la paciente 5, grabación 22. Caso 2, prueba 2. No crisis

Para este segundo caso se obtienen peores resultados que para el primer caso, aunque sigue acertando, estando por encima del 70 % de probabilidad tanto en crisis como en no crisis.

- **Caso 3:** Se introduce como test los vectores entre 40 y 50 segundos antes de la crisis de la grabación 17 de la paciente 5, que contiene crisis entre los segundos 2385 y 2405.

Para este caso se seguirá utilizando la grabación 17, pero utilizando los vectores correspondientes a 10 segundos anteriores a los vectores utilizados en el Caso 1. Esta prueba puede ser interesante para comprobar con cuanto tiempo de antelación se puede predecir la crisis para esta paciente.

-Pasándole dichos vectores, entre 40 y 50 segundos antes de la crisis, como test, se obtiene lo siguiente:



Se puede observar que probando 10 segundos antes que en el Caso 1, la SMV tan solo puede distinguir con un 60% de probabilidad que habrá crisis, pasándole vectores anteriores a la crisis.

En las pruebas realizadas con las muestras de la Paciente 1, se puede observar que, introduciendo como test vectores entre 50 y 60 segundos antes de la crisis, se obtienen buenos resultados. Sin embargo, para la Paciente 5 se acaba de ver que para 40 y 50 segundos antes de la crisis logra distinguir, pero con una probabilidad de tan solo de un 60%. Esto remarca la gran variedad de formas en la que la epilepsia puede afectar a distintas personas.

Para comprobar esta última afirmación, en el siguiente caso se pasarán también los 50 segundos anteriores a las crisis de las grabaciones 17 y 22 para entrenar la SMV (además de los 50 segundos anteriores a las crisis de las grabaciones 6,13 y 16 que se le habían pasado anteriormente) y se harán pruebas introduciendo vectores entre 50 y 60 segundos antes de la crisis como test. Esto se realiza con el fin de que las pruebas a la Paciente 5 sean lo más parecidas posible a las pruebas realizadas con anterioridad a la Paciente 1.

- **Caso 4: Se introducen los vectores 50 segundos antes de la crisis de las grabaciones 17 y 22 también para entrenar la SMV, añadiéndolas a los 50 segundos antes de la crisis de las grabaciones 6, 13 y 16, pasadas anteriormente.**

-En primer lugar, se pasa como vectores de test los vectores entre 50 y 60 segundos antes de la crisis de la grabación 6, obteniéndose en Matlab lo siguiente:

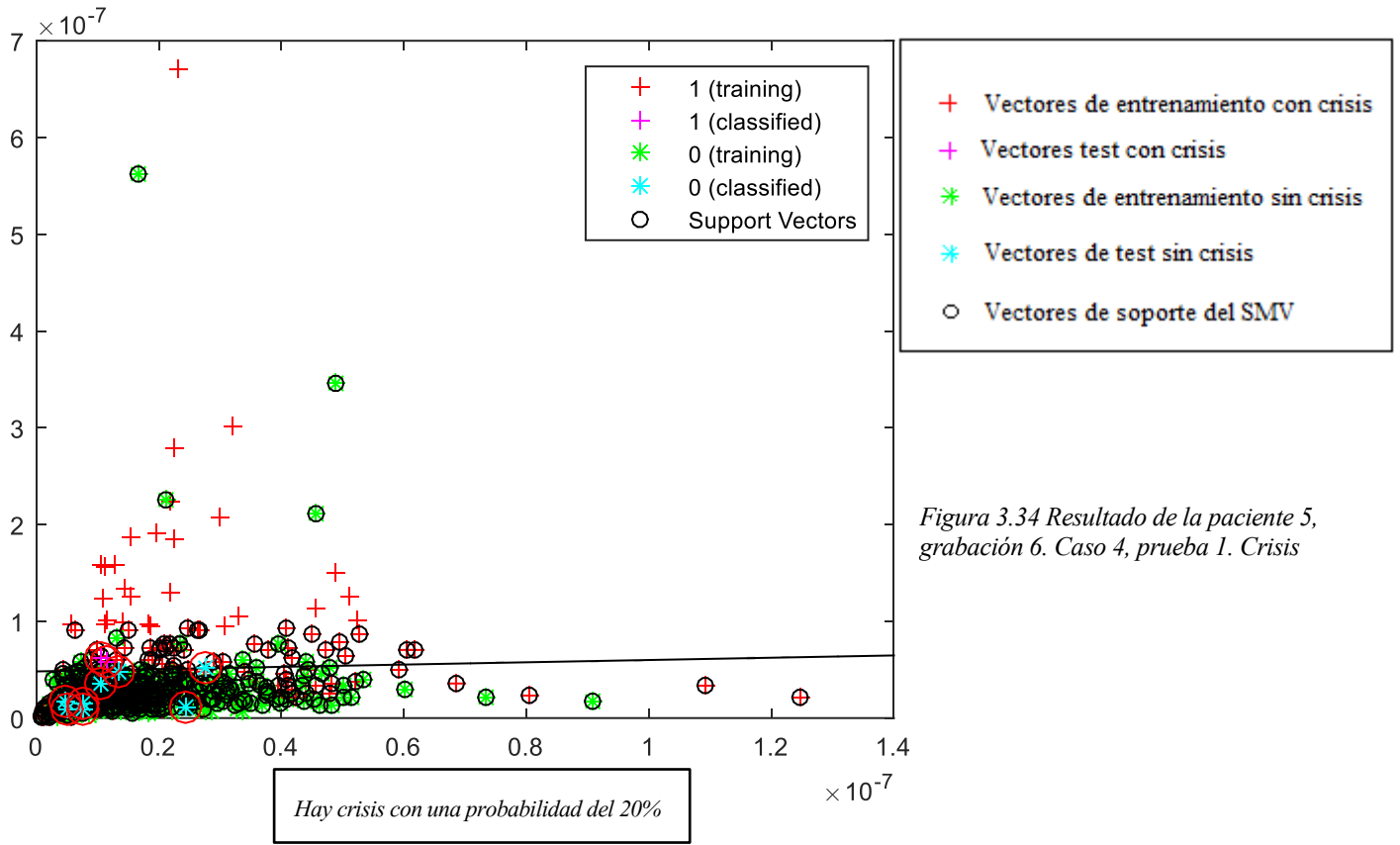


Figura 3.34 Resultado de la paciente 5, grabación 6. Caso 4, prueba 1. Crisis

-Pasando como vectores de test los vectores entre 50 y 60 segundos de la grabación 13, se obtiene:

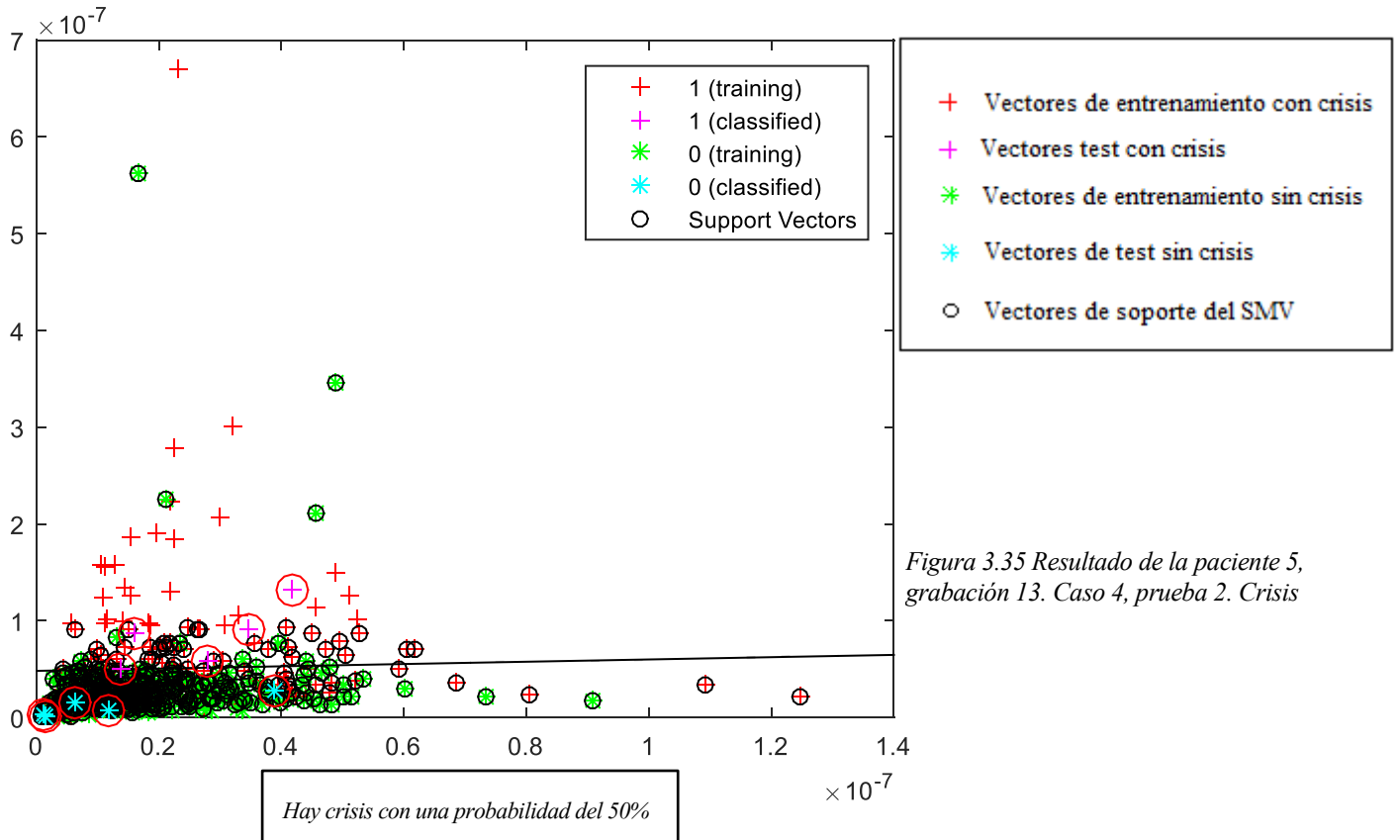


Figura 3.35 Resultado de la paciente 5, grabación 13. Caso 4, prueba 2. Crisis

-Pasando como vectores de test los vectores entre 50 y 60 segundos de la grabación 16, se obtiene:

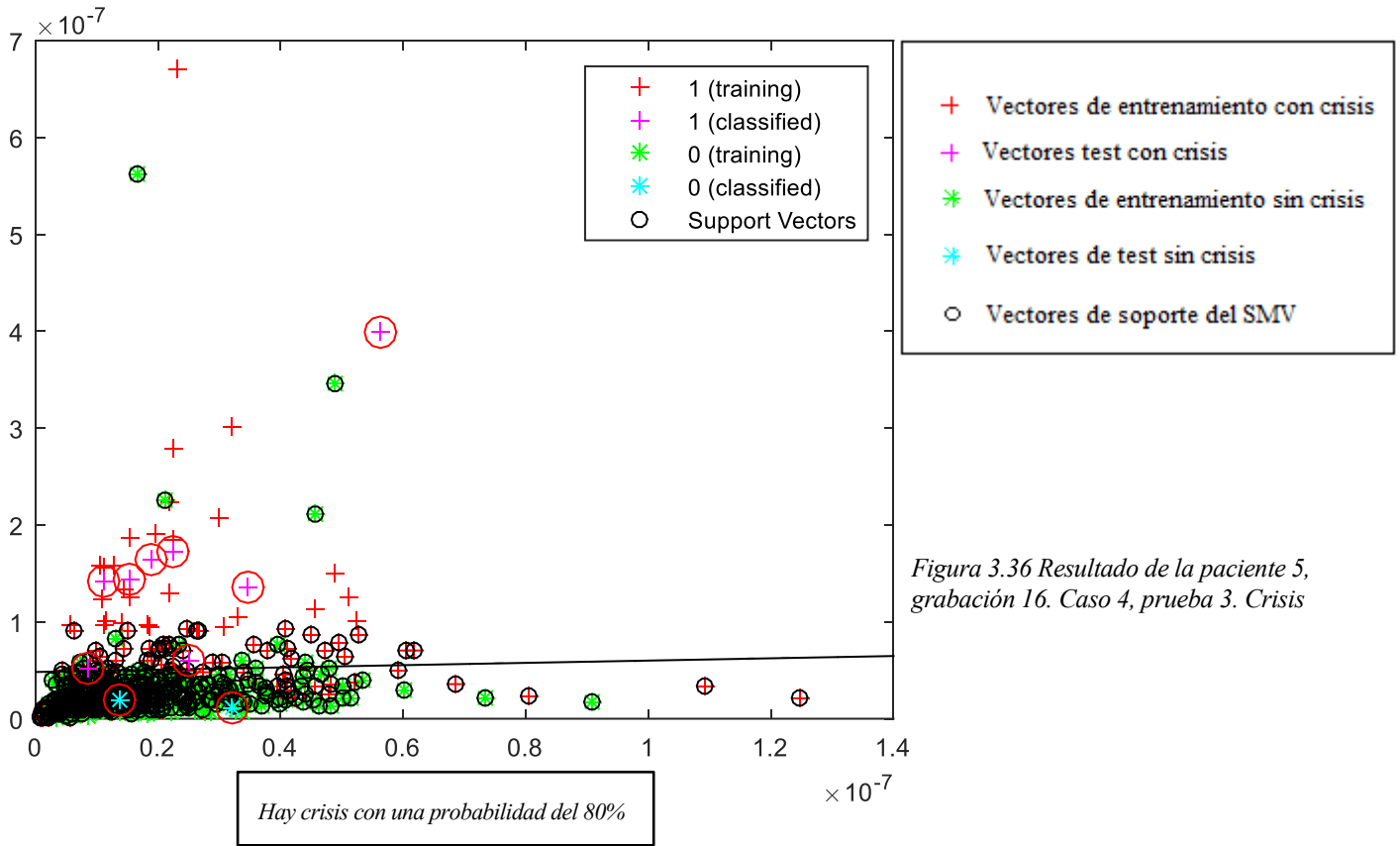


Figura 3.36 Resultado de la paciente 5, grabación 16. Caso 4, prueba 3. Crisis

-Por último, pasando como vectores de test los vectores entre 50 y 60 segundos de la grabación 17, se obtiene:

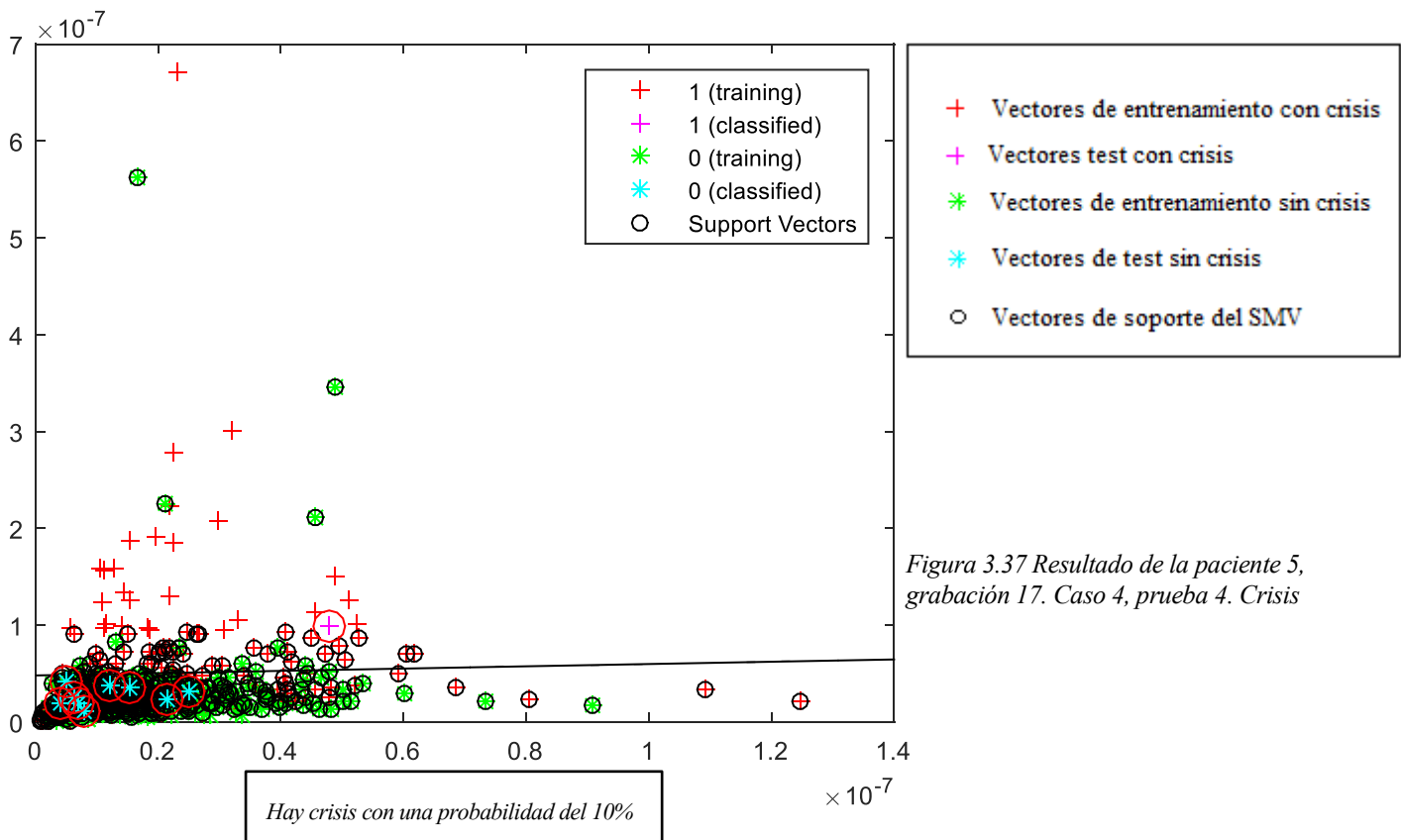


Figura 3.37 Resultado de la paciente 5, grabación 17. Caso 4, prueba 4. Crisis

Analizando estas últimas cuatro pruebas se hace patente que para la Paciente 5 midiendo entre 50 y 60 segundos antes no se obtienen resultados nada buenos, tan solo para la grabación 16 se obtiene un resultado correcto. Estas mismas pruebas realizadas con las muestras de la Paciente 1, si daban resultados correctos. Hay que tener en cuenta que no se están utilizando los mismos sensores en ambas pacientes, puesto que, cada una tiene el foco epiléptico en una zona distinta de la cabeza.

Este Caso 4 resulta interesante, puesto que, como se ha mencionado más arriba, permite ver la gran variabilidad de formas en las que puede afectar la epilepsia a distintos pacientes. La gran dificultad a la hora de afrontar la epilepsia es que cada caso es muy distinto, por lo que siempre hay que particularizar los métodos de trabajo para cada paciente, tanto sensores utilizados como tiempos de medida.

- *Resumen:* para esta paciente 5 lo que se ha hecho es reservar 2 grabaciones, de las 5 grabaciones con crisis que se tienen de esta paciente, para realizar pruebas. Al principio se ha intentado localizar el foco epiléptico y se ha llegado a que se obtienen buenos resultados para el par T7-FT9 y FT9-FT10. Una vez localizado el foco epiléptico, en el *Caso 2*, se ha testado con la otra grabación reservada, la grabación 22, obteniéndose un 72.72% de probabilidad de crisis. En el *Caso 3*, se ha realizado la misma prueba sobre la grabación 17, pero entre 40 y 50 segundos antes de la crisis, es decir, intentando detectar la crisis 10 segundos antes que en el *Caso 1*, no obteniendo un buen resultado, tan solo un 60% de probabilidad de crisis. Por último, en el *Caso 4*, se introducen las dos grabaciones reservadas también para entrenar a la SMV, para así intentar poder detectar la crisis con mayor anterioridad, y se realizan pruebas entre 50 y 60 segundos antes de la crisis, no obteniéndose buenos resultados. De esto último, se puede concluir, que, con la metodología seguida, para esta paciente no es posible detectar la crisis más allá de 40 segundos antes de la crisis, lo cual sí que era posible en la paciente 1. Tal vez, cambiando la disposición de los sensores podrían obtenerse mejores resultados.

➤ **Paciente 14: Niña de 9 años con crisis epiléptica intratable**

Los sensores y canales utilizados en el electroencefalograma de esta paciente se muestran en la *Figura 3.38*.

```
Channels in EDF Files:
*****
Channel 1: FP1-F7
Channel 2: F7-T7
Channel 3: T7-P7
Channel 4: P7-O1
Channel 5: -
Channel 6: FP1-F3
Channel 7: F3-C3
Channel 8: C3-P3
Channel 9: P3-O1
Channel 10: -
Channel 11: FZ-CZ
Channel 12: CZ-PZ
Channel 13: -
Channel 14: FP2-F4
Channel 15: F4-C4
Channel 16: C4-P4
Channel 17: P4-O2
Channel 18: -
Channel 19: FP2-F8
Channel 20: F8-T8
Channel 21: T8-P8
Channel 22: P8-O2
Channel 23: -
Channel 24: P7-T7
Channel 25: T7-FT9
Channel 26: FT9-FT10
Channel 27: FT10-T8
Channel 28: T8-P8
```

Figura 3.38 Canales y sensores utilizados con la paciente 14

Para este paciente se disponen de siete grabaciones que contengan crisis epilépticas. Se empezará a hacer pruebas con esta paciente utilizando cinco de las siete grabaciones con crisis como entrenamiento, reservando dos de estas grabaciones para hacer pruebas. Las cinco grabaciones pasadas como entrenamiento son las grabaciones 3, 4, 6, 11 y 17, y las dos que se dejarán para pasar como test son las grabaciones 18 y 27.

Realizando diversas pruebas con distintos pares de canales, no se ha logrado llegar a obtener buenos resultados usando para comparar diversos pares de canales. Debido a esto, se van a realizar más pruebas, pero pasándoles como entrenamiento también los 50 segundos antes de la crisis de las grabaciones 18 y 27.

Tras varias pruebas con distintos pares de canales, se llega a que los mejores resultados se obtienen para los canales 1 y 4, esto es, para los sensores FP1-F7 y P7-O1. Por tanto, según esto, el foco epiléptico de esta paciente se encuentra entre la parte frontal izquierda y posterior izquierda.

- **Caso 1:** Se utilizará como test vectores de la grabación 18, utilizando para comparar las potencias en el rango Delta de los canales 1 y 4 (potencia en Delta de FP1-F7 en el eje de abscisas y la potencia en Delta de P7-O1 en el eje de ordenadas). La grabación 18 contiene crisis entre los segundos 999 y 1021.

-Pasando como test vectores entre 50 y 60 segundos antes del a crisis de la grabación 18, se obtiene:

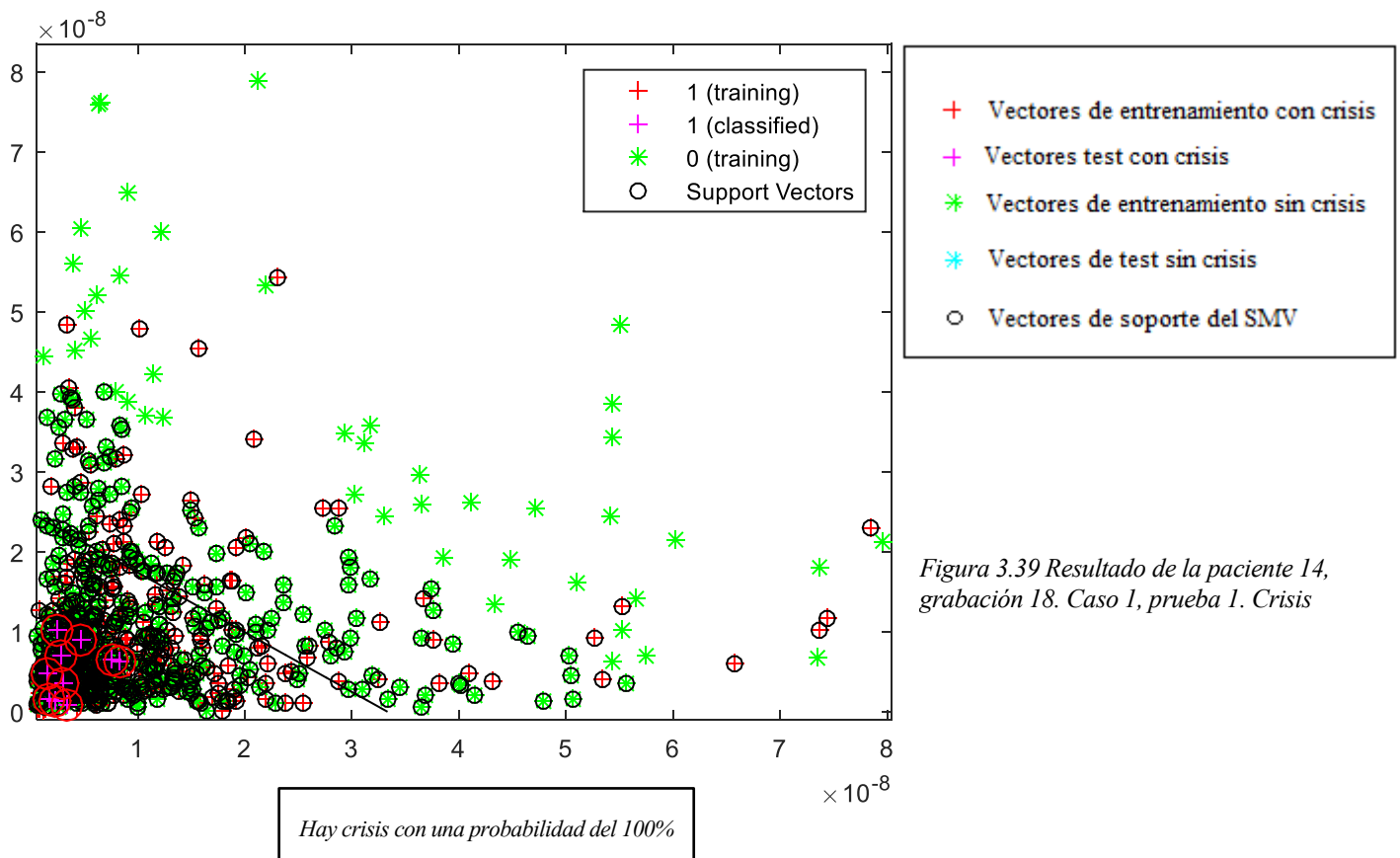


Figura 3.39 Resultado de la paciente 14, grabación 18. Caso 1, prueba 1. Crisis

Ahora si puede observarse como, claramente, todos los vectores con crisis pasados como test caen a un lado del hiperplano, y al otro lado ninguno, obteniéndose así una probabilidad del 100%.

-Pasando ahora como test vectores sin crisis de la grabación 18, se tiene:

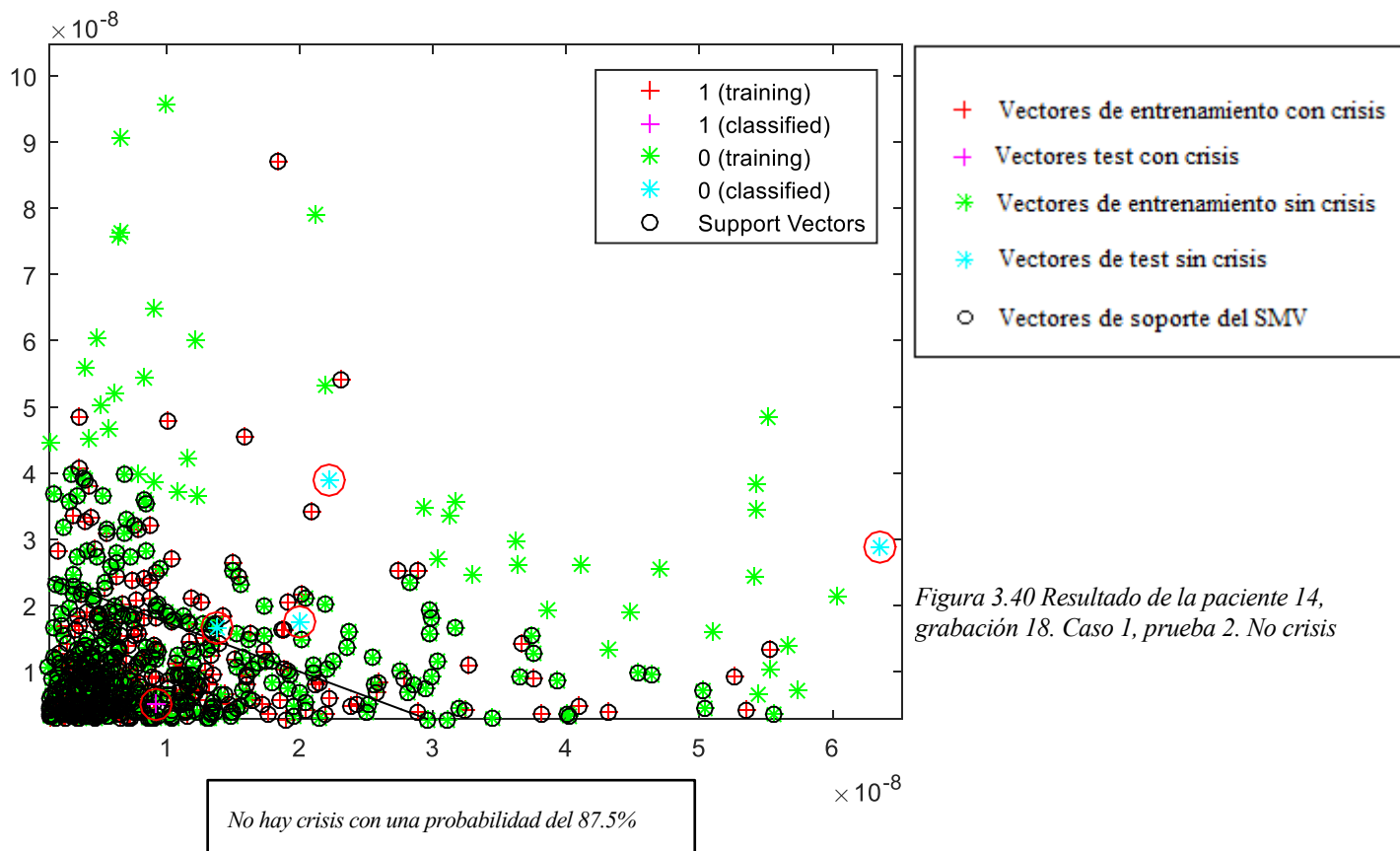


Figura 3.40 Resultado de la paciente 14, grabación 18. Caso 1, prueba 2. No crisis

Con un 100% de probabilidad de crisis cuando va a haber crisis y un 87.5% de que no haya crisis cuando se le pasa como test vectores sin crisis, se observa que la SMV es capaz de diferenciar claramente cuando hay crisis y cuando no la hay.

- **Caso 2:** Se utilizará como test vectores de la grabación 27, utilizando para comparar las potencias en el rango Delta de los canales 1 y 4 (potencia en Delta de FP1-F7 en el eje de abscisas y la potencia en Delta de P7-O1 en el eje de ordenadas). La grabación 18 contiene crisis entre los segundos 2801 y 2820.

- Introduciendo como test vectores entre 50 y 60 segundos antes de la crisis, se obtiene:

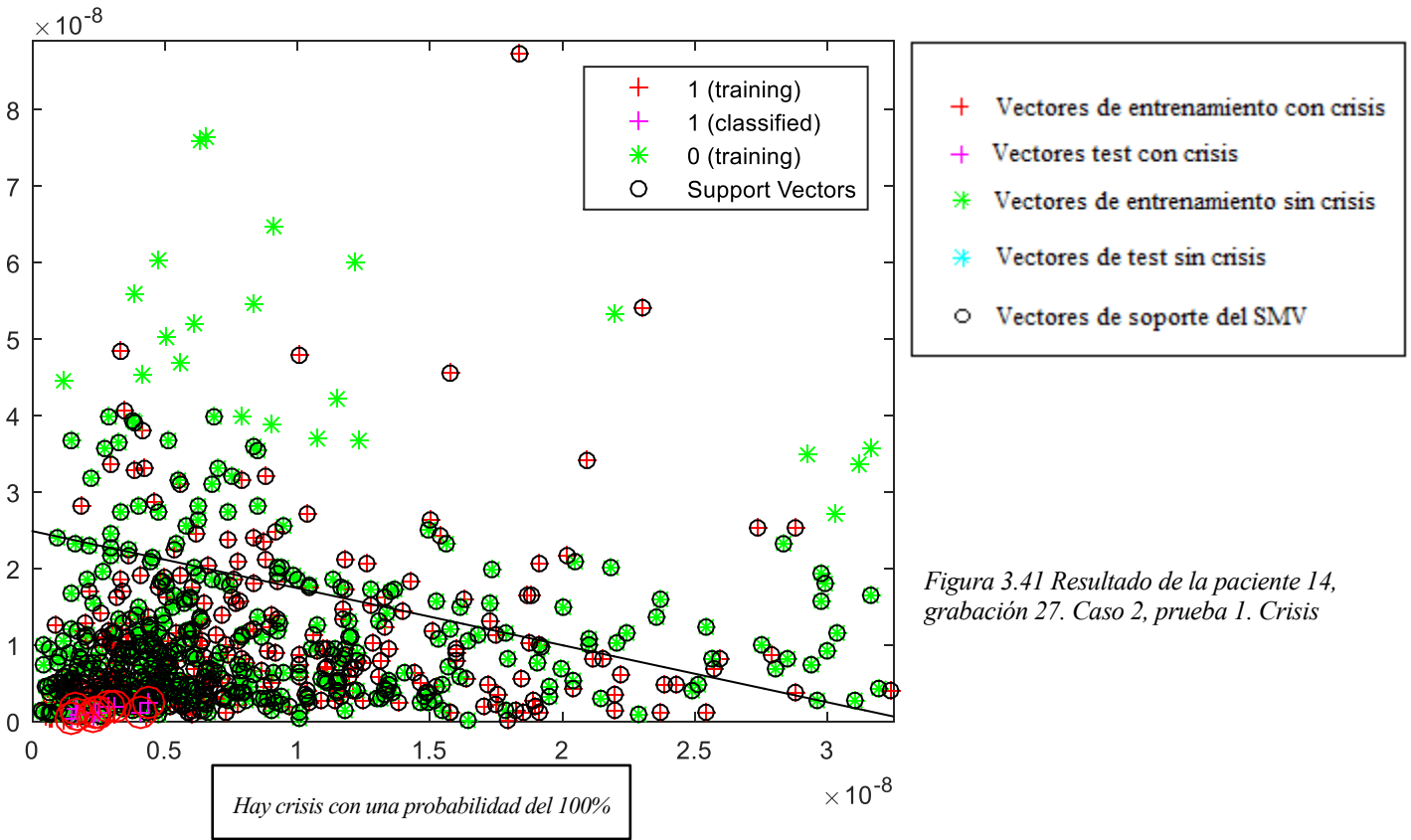


Figura 3.41 Resultado de la paciente 14, grabación 27. Caso 2, prueba 1. Crisis

-Pasando como test vectores de la grabación 27 sin crisis, resulta:

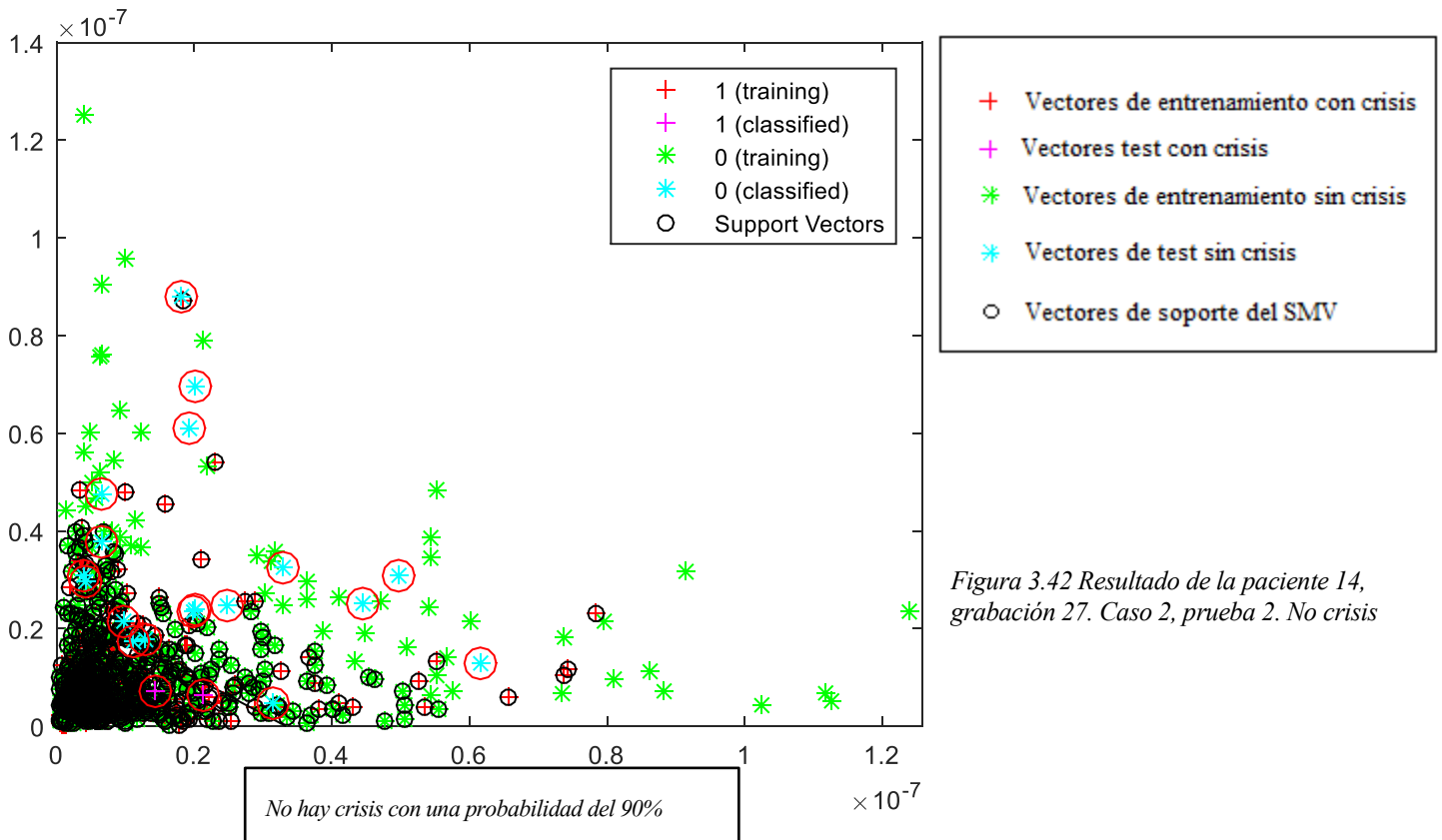


Figura 3.42 Resultado de la paciente 14, grabación 27. Caso 2, prueba 2. No crisis

En esta última figura no se observa bien el hiperplano, aunque si se ven con claridad, tan solo, dos “cruces rosas” rodeadas, y muchos “asteriscos azules” rodeados. Esto hace que se obtenga un 90% de probabilidad de no crisis.

- **Caso 3:** Se utilizará como test vectores de la grabación 4, utilizando para comparar las potencias en el rango Delta de los canales 1 y 4 (potencia en Delta de FP1-F7 en el eje de abscisas y la potencia en Delta de P7-O1 en el eje de ordenadas). La grabación 4 contiene crisis entre los segundos 1341 y 1361.

-Pasando como test vectores con crisis entre 50 y 60 segundos antes de la crisis, se tiene:

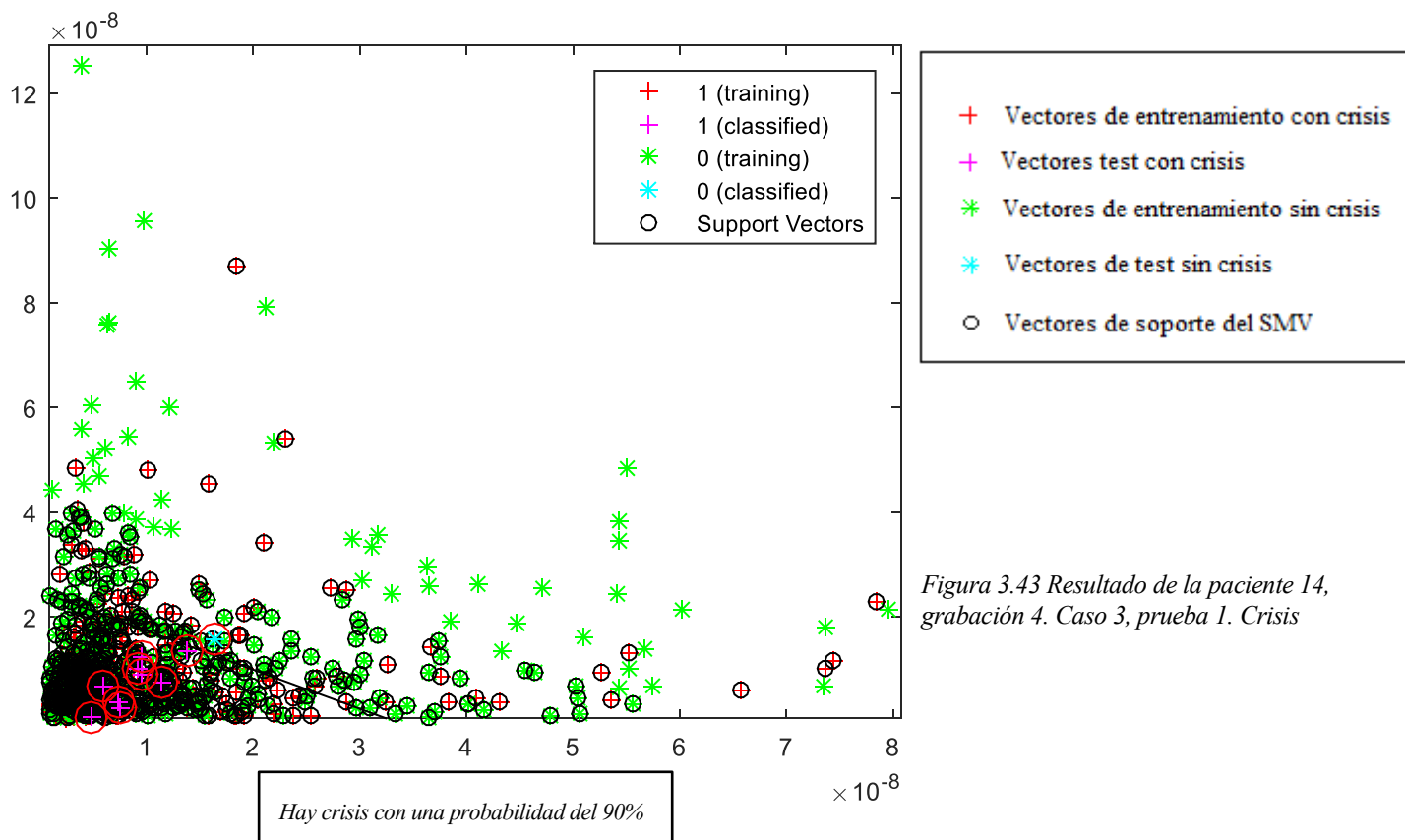


Figura 3.43 Resultado de la paciente 14, grabación 4. Caso 3, prueba 1. Crisis

-Para vectores de test sin crisis, se obtiene:

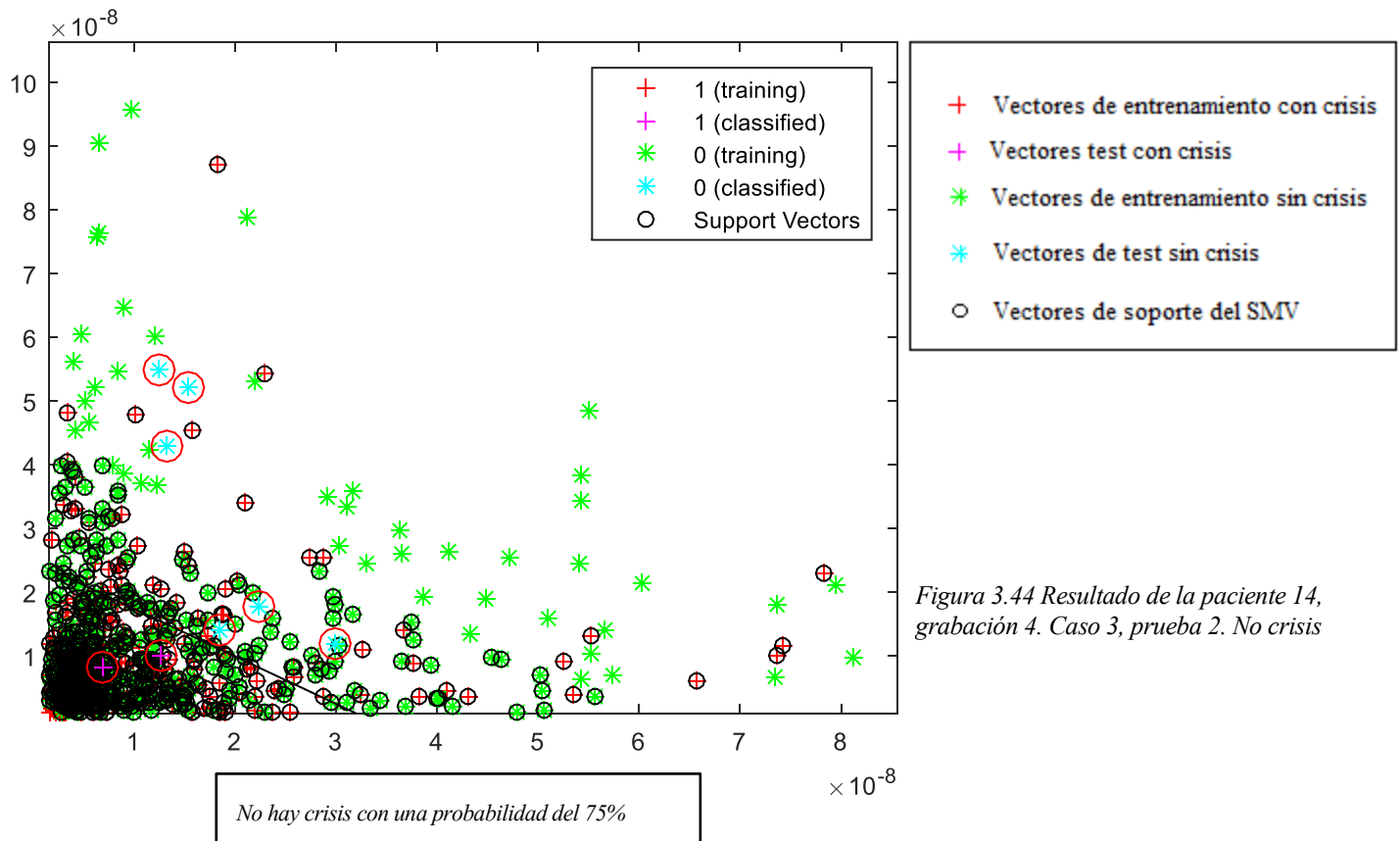


Figura 3.44 Resultado de la paciente 14, grabación 4. Caso 3, prueba 2. No crisis

- *Resumen:* para esta paciente se empezó dejando dos grabaciones con crisis de reserva para realizar pruebas y se pasaron cinco grabaciones para entrenar a la SMV, pero, de esta forma, no se logró encontrar el foco epiléptico, por lo que se introdujeron también las dos grabaciones dejadas de reserva para entrenar la SMV. Pasándole así siete grabaciones a la SMV se obtuvieron buenos resultados para el par FP1-F7 y P7-O1. Tras encontrar el foco epiléptico, se han realizado tres casos, en los que se han hecho pruebas entre 50 y 60 segundos antes de la crisis de tres grabaciones, obteniéndose buenos resultados, siendo así posible, para esta paciente y con esta metodología, detectar la crisis hasta un minuto antes de la crisis.

➤ Paciente 3: Niña de 14 años con crisis epiléptica intratable

Tras realizar diversas pruebas, probando todas las combinaciones de los distintos canales, no se ha conseguido hallar una combinación con la cuál la SMV logró diferenciar cuando hay crisis y cuando no. Esto puede deberse a que tan solo se están usando dos parámetros para comparar. En la siguiente sección se analizará a esta paciente utilizando más parámetros, para intentar ver de qué forma pueden obtenerse buenos resultados.

Habiendo ya analizado cuatro pacientes es suficiente para ver cómo funciona la SMV. No sería interesante seguir analizando las muestras de más pacientes usando, tan solo, dos parámetros para comparar. Por lo tanto, se está en condiciones de extender a más parámetros. En algunos casos se utilizarán más de doscientos parámetros para comparar.

Con más de dos parámetros o dimensiones, no es posible mostrar gráficamente los resultados, por lo que, dichos resultados se indicarán en tablas, para después poder sacar conclusiones en el siguiente apartado.

3.2 Resultados utilizando más de dos parámetros

Utilizando más de dos parámetros no es posible mostrar gráficamente el resultado, con lo cual, los resultados se muestran en tablas. En todas las tablas los datos mostrados se corresponden con la probabilidad de crisis para cada caso. Tras la primera tabla (*Tabla 3.1*) se explica cómo interpretar esta y las siguientes tablas. Es importante que el lector entienda bien que representan los datos de las tablas para poder seguir el estudio realizado. Al final de cada apartado se hará un breve resumen al igual que en la *Sección 3.1*.

➤ Paciente 1: Niña de 11 años con crisis epiléptica intratable

```
Channels in EDF Files:
*****
Channel 1: FP1-F7
Channel 2: F7-T7
Channel 3: T7-P7
Channel 4: P7-O1
Channel 5: FP1-F3
Channel 6: F3-C3
Channel 7: C3-P3
Channel 8: P3-O1
Channel 9: FP2-F4
Channel 10: F4-C4
Channel 11: C4-P4
Channel 12: P4-O2
Channel 13: FP2-F8
Channel 14: F8-T8
Channel 15: T8-P8
Channel 16: P8-O2
Channel 17: FZ-CZ
Channel 18: CZ-PZ
Channel 19: P7-T7
Channel 20: T7-FT9
Channel 21: FT9-FT10
Channel 22: FT10-T8
Channel 23: T8-P8
```

Figura 3.45 Canales y sensores utilizados con la paciente 1

- **Caso 1: Se le pasan a la SMV para entrenarla todas las grabaciones de la paciente 1 que contenga crisis (3, 4, 15, 16, 18, 21 y 26). Se realizarán pruebas pasando como test vectores con crisis de las distintas grabaciones, entre 50 y 60 segundos antes de la crisis, y vectores sin crisis de dichas grabaciones para el caso sin crisis.**

-En primer lugar, se utilizarán como test vectores de la grabación 3 (contiene crisis entre los segundos 2885 y 2928) entre 50 y 60 segundos antes de la crisis, obteniéndose la siguiente tabla:

	Training 20 seg.	Training 30 seg.	Training 40 seg.	Training 50 seg.
4 filtros con 3 param.	90	70	60	50
4 filtros con skewness	80	80	70	60
4 filtros con kurtosis	60	70	60	60
4 filtros con potencia	100	100	80	70
1 filtro con 3 param.	90	70	70	40
1 filtro con potencia	70	40	0	0

Tabla 3.1 Resultados de la paciente 1, grabación 3. Caso 1, prueba 1. Crisis

Explicación de la *Tabla 3.1* y posteriores:

Los datos contenidos en las tablas indicarán siempre la probabilidad de crisis, también será así cuando se estén pasando como test vectores sin crisis. Todas las tablas que se utilizarán en este apartado serán de este estilo.

En la primera fila se indica el número de vectores o de segundos, anteriores a la crisis, que se han pasado para entrenar a la SMV. Por ejemplo, con “Training 20 seg.”, se está indicando que para entrenar la SMV se han utilizado justo los 20 vectores, 1 por cada segundo, anteriores a la crisis de la grabación que se esté analizando, en este caso, de la grabación 3 de la paciente 1.

En la primera columna se indicarán los parámetros utilizados. Por ejemplo, con “4 filtros con 3 param.”, se está indicando que se utilizan los 3 parámetros utilizados en este trabajo (potencia, skewness y kurtosis), y los 4 rangos de frecuencia (Delta, Theta, Alpha y Beta), es decir, se estarían utilizando 3 param. * 4 rangos * N° de canales, que, en este caso, para la paciente 1, quedarían 3 param. * 4 rangos de frec. * 23 canales, y, por lo tanto, se estarían utilizando para comparar $3*4*23=276$ parámetros. Para “1 filtro con potencia”, se estaría utilizando, tan solo, el filtro Delta y de parámetro la potencia, por lo que, se tendría 1 param. * 1 rango de frec. * 23 canales = 23 parámetros para comparar. Siempre que se indique “1 filtro”, este filtro será el filtro Delta, ya que es el que más información aporta.

Para mayor claridad:

-En la primera columna se indican el número y tipo de parámetros utilizados. Los distintos casos son: “4 filtros con 3 param.” (Todos los parámetros posibles. 276 parámetros), “4 filtros con skewness” (Un único parámetro con los cuatro rangos de frecuencia. 92 param.), “4 filtros con kurtosis” (Un único parámetro con los cuatro rangos de frecuencia. 92 param.), “4 filtros con potencia” (Un único parámetro con los cuatro rangos de frecuencia. 92 param.), “1 filtro con 3 param.” (Tres parámetros con un único rango de frecuencias. 69 param.) y “1 filtro con potencia” (Un parámetro con un filtro. 23 param.).

-En la primera fila se indican el número de vectores antes de la crisis que se han utilizado para entrenar la SMV. En esta última tabla se realizan pruebas utilizando los vectores de 20, 30, 40 y 50 segundos antes de la crisis.

En esta última tabla se puede observar, que los mejores resultados se obtienen cuando se entrena la SMV, tan solo, con los últimos vectores, justo antes de la crisis de la grabación 3, y, cuando se tienen “4 filtros con potencia”, esto es, 1 param. * 4 filtros * 23 canales = 92 parámetros para comparar

También se obtienen buenos resultados entrenando la SMV con los 30 segundos anteriores a la crisis. De momento, habiendo observado tan solo un caso, sería precipitado sacar conclusiones. A continuación, se mostrarán las tablas para las demás grabaciones con crisis de la paciente 1.

-Pasándoles a la SMV como test, vectores de la grabación 4 entre 50 y 60 segundos antes de la crisis, se tiene la siguiente tabla:

	Training 20 seg.	Training 30 seg.	Training 40 seg.	Training 50 seg.
4 filtros con 3 param.	80	80	60	60
4 filtros con skewness	90	80	40	50
4 filtros con kurtosis	20	70	50	60
4 filtros con potencia	90	90	70	40
1 filtro con 3 param.	40	60	40	40
1 filtro con potencia	40	50	30	20

Tabla 3.2 Resultados de la paciente 1, grabación 4. Caso 1, prueba 2. Crisis

Siguen obteniéndose los mejores resultados entrenando con los últimos 20 o 30 segundos antes de la crisis y para “4 filtros con potencia”. Sin embargo, en este caso funcionan muy mal los dos últimos casos, correspondientes a las dos últimas filas de la tabla. En estos dos casos, se trabaja con el filtro Delta, que, en principio, según el apartado anterior donde solo se utilizaban dos parámetros para comparar, era el filtro que más información aportaba. Más adelante se verá si ocurre lo mismo para el resto de grabaciones.

-Pasándoles a la SMV como test, vectores de la grabación 15 entre 50 y 60 segundos antes de la crisis, se tiene la siguiente tabla:

	Training 20 seg.	Training 30 seg.	Training 40 seg.	Training 50 seg.
4 filtros con 3 param.	30	60	90	70
4 filtros con skewness	60	60	60	80
4 filtros con kurtosis	10	30	50	60
4 filtros con potencia	80	70	80	70
1 filtro con 3 param.	60	90	70	100
1 filtro con potencia	40	40	50	90

Tabla 3.3 Resultados de la paciente 1, grabación 15. Caso 1, prueba 3. Crisis

En esta tabla de la grabación 15, se puede observar un cambio significativo con respecto a las dos anteriores. En esta tabla no se han obtenido los mejores resultados entrenando 20 o 30 segundos antes de la crisis, sino entrenando 40 o 50 segundos antes. “4 filtros con potencia” sigue funcionando bien, aunque a diferencia de las dos tablas anteriores, para este caso, “1 filtro con 3 param.”, funciona bien, sobre todo, entrenando 50 segundos antes de la crisis, obteniéndose un 100% de probabilidad.

Los resultados obtenidos en esta última tabla resultan más lógicos que los de las tablas anteriores. Se analizará a continuación el resto de grabaciones con crisis.

-Pasándoles a la SMV como test, vectores de la grabación 16 (con crisis entre 943 y 994) entre 50 y 60 segundos antes de la crisis, se tiene la siguiente tabla:

	Training 20 seg.	Training 30 seg.	Training 40 seg.	Training 50 seg.
4 filtros con 3 param.	30	60	90	70
4 filtros con skewness	60	60	60	80
4 filtros con kurtosis	10	30	50	60
4 filtros con potencia	80	70	80	70
1 filtro con 3 param.	60	90	70	100
1 filtro con potencia	40	40	50	90

Tabla 3.4 Resultados de la paciente 1, grabación 16. Caso 1, prueba 4. Crisis

-Pasándoles a la SMV como test, vectores de la grabación 18 (con crisis entre 1684 y 1774) entre 50 y 60 segundos antes de la crisis, se tiene la siguiente tabla:

	Training 20 seg.	Training 30 seg.	Training 40 seg.	Training 50 seg.
4 filtros con 3 param.	30	50	60	20
4 filtros con skewness	20	10	20	20
4 filtros con kurtosis	60	80	60	60
4 filtros con potencia	20	50	50	60
1 filtro con 3 param.	90	100	90	100
1 filtro con potencia	60	80	70	70

Tabla 3.5 Resultados de la paciente 1, grabación 18. Caso 1, prueba 5. Crisis

-Pasándoles a la SMV como test, vectores de la grabación 21 (con crisis entre 281 y 374) entre 50 y 60 segundos antes de la crisis, se tiene la siguiente tabla:

	Training 20 seg.	Training 30 seg.	Training 40 seg.	Training 50 seg.
4 filtros con 3 param.	50	60	60	80
4 filtros con skewness	30	40	60	60
4 filtros con kurtosis	50	60	60	80
4 filtros con potencia	40	60	70	60
1 filtro con 3 param.	70	80	70	70
1 filtro con potencia	80	90	70	60

Tabla 3.6 Resultados de la paciente 1, grabación 21. Caso 1, prueba 6. Crisis

-Pasándoles a la SMV como test, vectores de la grabación 26 (con crisis entre 1786 y 1887) entre 50 y 60 segundos antes de la crisis, se tiene la siguiente tabla:

	Training 20 seg.	Training 30 seg.	Training 40 seg.	Training 50 seg.
4 filtros con 3 param.	20	40	60	50
4 filtros con skewness	30	20	20	40
4 filtros con kurtosis	60	40	60	70
4 filtros con potencia	60	70	50	60
1 filtro con 3 param.	80	60	60	60
1 filtro con potencia	60	50	50	20

Tabla 3.7 Resultados de la paciente 1, grabación 26. Caso 1, prueba 7. Crisis

Una vez presentadas todas las tablas, puede observarse que, para esta paciente, en la mayoría de grabaciones, los mejores resultados se obtienen entrenando 50 segundos antes de que ocurra la crisis.

También, puede observarse, que para “4 filtros con skewness” y “4 filtros con kurtosis”, no se obtienen resultados fiables. Para el apartado anterior, en el que se comparaban solo dos parámetros, también se podía observar que la skewness y la kurtosis, no funcionaban bien. Debido a esto, en adelante se dejarán de utilizar estos parámetros de forma individual (se seguirán utilizando para los casos en los que se utilizan todos los parámetros a la vez), ya que no aportan buenos resultados.

Otra cualidad común que puede observarse en las tablas es que “1 filtro con 3 param.”, funciona mejor que “1 filtro con potencia”. Se analizará si esto sigue ocurriendo en los próximos casos.

Por último, cabe mencionar que tanto en la grabación 3 como en la 4, se obtienen resultados algo distintos a los obtenidos en el resto de grabaciones.

Muchos resultados obtenidos en las tablas de esta paciente no son del todo satisfactorios. No obstante, hay que tener en cuenta que se están realizando pruebas 1 minuto antes de la crisis, y, también, se debe tener en cuenta que se están utilizando todos los canales a la vez, aunque en el apartado anterior se vio que la SMV como funciona mejor es comparando los canales con sensores próximos al foco epiléptico.

- *Resumen:* se pasan todas las grabaciones con crisis de la paciente 1 para entrenar la SMV y se realizan pruebas entre 50 y 60 segundos antes de la crisis de distintas grabaciones con todos los parámetros posibles. No se obtienen resultados tan satisfactorios como en el *Apartado 3.1*, donde se comparaban solo dos parámetros. Esto se debe a que muchos de los sensores y parámetros utilizados no aportan nada en la detección de la crisis. Se verá en el *Caso 2* que ocurre utilizando todos los parámetros de la zona donde se encuentra el foco epiléptico, que se obtuvo en la sección anterior.

- **Caso 2: Se le pasan a la SMV para entrenarla las grabaciones 3, 4, 16, 18, 21 y 26 de la paciente 1 y se testeará utilizando solo todos los parámetros de los sensores de la zona del foco epiléptico.**

Para este segundo caso, se va a utilizar la información obtenida en el *apartado 3.1*. En dicho apartado, se obtuvo que el foco epiléptico se encontraba en la parte frontal izquierda de la cabeza de la paciente, concretamente, lo mejores resultados se obtenían utilizando para comparar los canales 1 y 5, correspondientes a los sensores FP1-F7 y FP1-F3, respectivamente.

Se va a comparar de nuevo FP1-F7 y FP1-F3, pero esta vez no solo se usará un único parámetro de cada canal. Se utilizarán los 12 parámetros de los que dispone cada canal. Por lo tanto, se podrá comprobar, una vez realizadas las pruebas, si añadir el resto de parámetro puede hacer que se obtengan mejores resultados.

-Pasando como test vectores con crisis de la grabación 3, entre 50 y 60 segundos antes, resulta:

Training 30 seg.	Training 40 seg.	Training 50 seg.	Training 60 seg.	Training 100 seg.
20	40	30	30	30

Tabla 3.8 Resultados de la paciente 1, grabación 3. Caso 2, prueba 1. Crisis

-De igual forma, pero para la grabación 4, se tiene:

Training 30 seg.	Training 40 seg.	Training 50 seg.	Training 60 seg.	Training 100 seg.
50	50	60	60	60

Tabla 3.9 Resultados de la paciente 1, grabación 4. Caso 2, prueba 2. Crisis

-Ahora, para la grabación 15:

Training 30 seg.	Training 40 seg.	Training 50 seg.	Training 60 seg.	Training 100 seg.
90	90	90	90	90

Tabla 3.10 Resultados de la paciente 1, grabación 15. Caso 2, prueba 3. Crisis

-Con la grabación 16:

Training 30 seg.	Training 40 seg.	Training 50 seg.	Training 60 seg.	Training 100 seg.
70	80	80	90	90

Tabla 3.11 Resultados de la paciente 1, grabación 16. Caso 2, prueba 4. Crisis

-Con la grabación 18:

Training 30 seg.	Training 40 seg.	Training 50 seg.	Training 60 seg.	Training 100 seg.
60	60	60	70	80

Tabla 3.12 Resultados de la paciente 1, grabación 18. Caso 2, prueba 5. Crisis

Para la grabación 3, igual que ocurría en el Caso 1, no se obtienen resultados nada buenos. Se comprobará en otros pacientes si también hay diferencias entre las grabaciones de un mismo paciente.

En general, para el resto de grabaciones se obtienen buenos resultados. Resultados que mejoran cuando se entrena la SMV con 100 segundos antes de las crisis de las grabaciones con crisis de la paciente 1 pasadas.

➤ **Paciente 3: Niña de 14 años con crisis epiléptica intratable**

```
Channels in EDF Files:
*****
Channel 1: FP1-F7
Channel 2: F7-T7
Channel 3: T7-P7
Channel 4: P7-O1
Channel 5: FP1-F3
Channel 6: F3-C3
Channel 7: C3-P3
Channel 8: P3-O1
Channel 9: FP2-F4
Channel 10: F4-C4
Channel 11: C4-P4
Channel 12: P4-O2
Channel 13: FP2-F8
Channel 14: F8-T8
Channel 15: T8-P8
Channel 16: P8-O2
Channel 17: FZ-CZ
Channel 18: CZ-PZ
Channel 19: P7-T7
Channel 20: T7-FT9
Channel 21: FT9-FT10
Channel 22: FT10-T8
Channel 23: T8-P8
```

Figura 3.46 Canales y sensores utilizados con la paciente 3

- **Caso 1: Se le pasan a la SMV para entrenarla varias grabaciones de la paciente 3 que contengan crisis (grabaciones 1, 2, 3, 4 y 34), y se reservan para hacer pruebas las grabaciones 35 y 36.**

-Introduciendo como test vectores con crisis entre 20 y 30 segundos antes de la crisis de la grabación 36, se tiene:

	Training 20 seg.	Training 30 seg.	Training 40 seg.	Training 50 seg.
4 filtros con 3 param.	20	30	20	20
4 filtros con potencia	10	30	40	30
1 filtro con 3 param.	50	60	70	80
1 filtro con potencia	100	100	100	100

	Training 60 seg.	Training 100 seg.	Training 120 seg.
4 filtros con 3 param.	40	20	30
4 filtros con potencia	50	20	30
1 filtro con 3 param.	70	60	70
1 filtro con potencia	90	80	90

Tabla 3.13 Resultados de la paciente 3, grabación 36. Caso 1, prueba 1. Crisis

En esta última tabla puede observarse que la SMV solo clasifica bien cuando utiliza para comparar las potencias en el rango Delta, esto es, cuando se utiliza “1 filtro con potencia”.

Estando a 20 segundos de la crisis las probabilidades obtenidas deberían ser cercanas al 100%, sin embargo, se observa que las tres primeras filas de la tabla no se obtienen esos resultados. En el caso de “1 filtro con 3 param.”, se obtienen mejores resultados que en los casos de “4 filtros con 3 param” y “4 filtros con potencia”, pero, aun así, los resultados no son lo suficientemente buenos.

Se analizarán los próximos casos y si continúa dándose esta situación, las pruebas se podrían limitar a utilizar, tan solo, “1 filtro con potencia”, esto es, a comparar con potencias en el rango Delta, únicamente (1parámetro*1filtro*23canales=23 parámetros).

-Pasando como test vectores entre 30 y 40 segundos antes de la crisis de la grabación 36, se obtiene lo siguiente:

	Training 20 seg.	Training 30 seg.	Training 40 seg.	Training 50 seg.
4 filtros con 3 param.	50	70	30	60
4 filtros con potencia	20	30	40	50
1 filtro con 3 param.	60	50	70	70
1 filtro con potencia	90	100	100	90

	Training 60 seg.	Training 100 seg.	Training 120 seg.
4 filtros con 3 param.	60	40	50
4 filtros con potencia	40	30	30
1 filtro con 3 param.	60	40	40
1 filtro con potencia	80	70	80

Tabla 3.14 Resultados de la paciente 3, grabación 36. Caso 1, prueba 2. Crisis

En esta tabla se observan resultados similares a la tabla anterior.

En las tres primeras filas de la tabla siguen obteniéndose malos resultados y en la última fila se obtienen los resultados que cabría esperar entre 30 y 40 segundos antes de la crisis.

En estas dos últimas tablas se observa como el SMV, para el caso “1 filtro con potencia”, funciona algo peor cuando se entrena con más de 50 segundos. Por esto último, tal vez las tres últimas columnas (“Training 60 seg.”, “Training 100 seg.” y “Training 120 seg.”), podrían ser prescindibles.

-Pasando como test vectores con crisis entre 40 y 50 segundos antes de la crisis de la grabación 36, resulta:

	Training 20 seg.	Training 30 seg.	Training 40 seg.	Training 50 seg.
4 filtros con 3 param.	50	30	30	60
4 filtros con potencia	0	10	10	10
1 filtro con 3 param.	40	60	70	90
1 filtro con potencia	100	100	100	100

	Training 60 seg.	Training 100 seg.	Training 120 seg.
4 filtros con 3 param.	50	40	30
4 filtros con potencia	30	10	20
1 filtro con 3 param.	80	80	90
1 filtro con potencia	100	90	100

Tabla 3.15 Resultados de la paciente 3, grabación 36. Caso 1, prueba 3. Crisis

Se siguen obteniendo resultados similares a las tablas anteriores.

-Introduciendo como test vectores con crisis entre 50 y 60 segundos antes de la crisis, resulta:

	Training 20 seg.	Training 30 seg.	Training 40 seg.	Training 50 seg.
1 filtro con potencia	70	60	40	60

	Training 60 seg.	Training 100 seg.	Training 120 seg.
1 filtro con potencia	60	50	50

Tabla 3.16 Resultados de la paciente 3, grabación 36. Caso 1, prueba 4. Crisis

En esta última tabla, tan solo, se ha indicado el caso “1 filtro con potencia”, puesto que es el único que está haciendo que el SMV clasifique bien las muestras.

Se puede observar en la tabla, como pasando como test vectores entre 50 y 60 segundos, la SMV ya no clasifica bien las muestras.

En adelante se realizarán estas mismas pruebas con la grabación 35, que también se reservó para este fin. Será interesante realizar pruebas con la grabación 35, ya que permitirá confirmar lo que se ha obtenido para la grabación 36.

-Introduciendo vectores con crisis entre 20 y 30 segundos antes de la crisis de la grabación 35, se tiene:

	Training 20 seg.	Training 30 seg.	Training 40 seg.	Training 50 seg.
4 filtros con 3 param.	20	30	40	50
4 filtros con potencia	20	20	50	70
1 filtro con 3 param.	70	50	60	60
1 filtro con potencia	100	90	90	80

	Training 60 seg.	Training 100 seg.	Training 120 seg.
4 filtros con 3 param.	40	30	40
4 filtros con potencia	50	40	50
1 filtro con 3 param.	60	50	50
1 filtro con potencia	70	70	80

Tabla 3.17 Resultados de la paciente 3, grabación 35. Caso 1, prueba 5. Crisis

Para la grabación 36 se obtienen resultados similares a la grabación 35. Se observa como la SMV funciona mejor para el caso “1 filtro con potencia” y que empeora para los casos de las tres últimas columnas, esto es, para entrenamientos de la SMV de 60, 100 o 120 segundos.

-Pasando como test a la SMV vectores con crisis entre 30 y 40 segundos antes de la crisis de la grabación 35, resulta:

	Training 20 seg.	Training 30 seg.	Training 40 seg.	Training 50 seg.
4 filtros con 3 param.	50	10	50	60
4 filtros con potencia	30	30	50	80
1 filtro con 3 param.	70	80	80	90
1 filtro con potencia	70	90	100	80

	Training 60 seg.	Training 100 seg.	Training 120 seg.
4 filtros con 3 param.	80	50	60
4 filtros con potencia	80	40	60
1 filtro con 3 param.	60	60	50
1 filtro con potencia	80	70	60

Tabla 3.18 Resultados de la paciente 3, grabación 35. Caso 1, prueba 6. Crisis

-Pasando como test vectores con crisis entre 40 y 50 segundos:

	Training 20 seg.	Training 30 seg.	Training 40 seg.	Training 50 seg.
4 filtros con 3 param.	70	40	40	60
4 filtros con potencia	40	0	10	20
1 filtro con 3 param.	20	60	60	70
1 filtro con potencia	60	50	80	70

	Training 60 seg.	Training 100 seg.	Training 120 seg.
4 filtros con 3 param.	60	60	70
4 filtros con potencia	20	20	30
1 filtro con 3 param.	70	80	70
1 filtro con potencia	70	70	60

Tabla 3.19 Resultados de la paciente 3, grabación 35. Caso 1, prueba 7. Crisis

-Introduciendo, por último, como test vectores con crisis entre 50 y 60 segundos de la grabación 35, se tiene:

	Training 20 seg.	Training 30 seg.	Training 40 seg.	Training 50 seg.
1 filtro con potencia	40	50	60	50

	Training 60 seg.	Training 100 seg.	Training 120 seg.
1 filtro con potencia	40	40	40

Tabla 3.20 Resultados de la paciente 3, grabación 35. Caso 1, prueba 8. Crisis

Una vez analizadas las dos grabaciones se puede afirmar que la SMV funciona bien para esta paciente cuando para se utiliza para clasificar las potencias en el rango Delta y entrenando la SMV con los 20, 30, 40 o 50 segundos antes de las crisis de las grabaciones que se han pasado como entrenamiento.

También se puede observar que, con la metodología seguida, para esta paciente podría detectarse la crisis, aproximadamente, 50 segundos antes de que ocurra dicha crisis.

Analizando otros pacientes se comprobará si alguna de las cualidades observadas para la paciente 3 son extensibles al resto de pacientes.

- *Resumen:* para la paciente 3 se han realizado pruebas utilizando todos los sensores y parámetros posibles en distintas grabaciones. Se han dejado dos grabaciones para realizar pruebas, grabaciones 35 y 36, el resto se han pasado para entrenar la SMV. Haciendo pruebas en distintos rangos de tiempo antes de las crisis de las dos grabaciones reservadas se observa que se obtienen buenos resultados testeando hasta 50 segundos antes de la crisis, entrenando la SMV con 20, 30, 40 y 50 segundos antes de la crisis de las grabaciones pasadas como entrenamiento, y para el caso “1 filtro con potencia” (1 param*1rango*23canales), pudiendo descartar el resto de casos para esta paciente.

➤ **Paciente 5: Niña de 7 años con crisis epiléptica intratable**

```
Channels in EDF Files:
*****
Channel 1: FP1-F7
Channel 2: F7-T7
Channel 3: T7-P7
Channel 4: P7-O1
Channel 5: FP1-F3
Channel 6: F3-C3
Channel 7: C3-P3
Channel 8: P3-O1
Channel 9: FP2-F4
Channel 10: F4-C4
Channel 11: C4-P4
Channel 12: P4-O2
Channel 13: FP2-F8
Channel 14: F8-T8
Channel 15: T8-P8
Channel 16: P8-O2
Channel 17: FZ-CZ
Channel 18: CZ-PZ
Channel 19: P7-T7
Channel 20: T7-FT9
Channel 21: FT9-FT10
Channel 22: FT10-T8
Channel 23: T8-P8
```

Figura 3.47 Canales y sensores utilizados con la paciente 5

- **Caso 1: Se le pasan a la SMV para entrenarla varias grabaciones de la paciente 5 que contengan crisis (grabaciones 6, 13 y 16), y se reservan para hacer pruebas las grabaciones 17 y 22.**

-Introduciendo vectores con crisis entre 20 y 30 segundos antes de la crisis de la grabación 17, se tiene:

	Training 20 seg.	Training 30 seg.	Training 40 seg.	Training 50 seg.
4 filtros con 3 param.	100	100	100	100
4 filtros con potencia	100	100	100	100
1 filtro con 3 param.	100	70	70	80
1 filtro con potencia	100	70	80	80

	Training 60 seg.	Training 100 seg.	Training 120 seg.
4 filtros con 3 param.	90	60	60
4 filtros con potencia	80	70	90
1 filtro con 3 param.	70	90	100
1 filtro con potencia	90	100	100

Tabla 3.21 Resultados de la paciente 5, grabación 17. Caso 1, prueba 1. Crisis

-Pasando como test a la SMV vectores con crisis entre 30 y 40 segundos antes de la crisis de la grabación 17, resulta:

	Training 20 seg.	Training 30 seg.	Training 40 seg.	Training 50 seg.
4 filtros con 3 param.	100	100	100	100
4 filtros con potencia	100	100	100	100
1 filtro con 3 param.	100	100	80	80
1 filtro con potencia	100	100	100	90

	Training 60 seg.	Training 100 seg.	Training 120 seg.
4 filtros con 3 param.	100	60	60
4 filtros con potencia	90	40	40
1 filtro con 3 param.	70	90	100
1 filtro con potencia	90	100	100

Tabla 3.22 Resultados de la paciente 5, grabación 17. Caso 1, prueba 2. Crisis

-Pasando como test vectores con crisis entre 40 y 50 segundos:

	Training 20 seg.	Training 30 seg.	Training 40 seg.	Training 50 seg.
4 filtros con 3 param.	70	50	70	90
4 filtros con potencia	90	100	100	100
1 filtro con 3 param.	60	70	70	80
1 filtro con potencia	70	60	60	70

	Training 60 seg.	Training 100 seg.	Training 120 seg.
4 filtros con 3 param.	90	70	60
4 filtros con potencia	90	80	70
1 filtro con 3 param.	80	70	70
1 filtro con potencia	60	70	60

Tabla 3.23 Resultados de la paciente 5, grabación 17. Caso 1, prueba 3. Crisis

-Introduciendo como test vectores con crisis entre 50 y 60 segundos de la grabación 17, se tiene:

	Training 20 seg.	Training 30 seg.	Training 40 seg.	Training 50 seg.
4 filtros con 3 param.	90	70	80	70
4 filtros con potencia	100	100	100	100
1 filtro con 3 param.	70	30	40	40
1 filtro con potencia	60	50	50	50

	Training 60 seg.	Training 100 seg.	Training 120 seg.
4 filtros con 3 param.	80	70	60
4 filtros con potencia	100	80	80
1 filtro con 3 param.	50	50	70
1 filtro con potencia	50	40	40

Tabla 3.24 Resultados de la paciente 5, grabación 17. Caso 1, prueba 4. Crisis

-Ahora con vectores entre 70 y 80 segundos antes de la crisis, se obtiene:

	Training 20 seg.	Training 30 seg.	Training 40 seg.	Training 50 seg.
4 filtros con 3 param.	100	100	80	90
4 filtros con potencia	100	100	90	90
1 filtro con 3 param.	60	40	40	50
1 filtro con potencia	80	30	30	30

	Training 60 seg.	Training 100 seg.	Training 120 seg.
4 filtros con 3 param.	100	100	100
4 filtros con potencia	80	90	100
1 filtro con 3 param.	50	60	60
1 filtro con potencia	50	70	70

Tabla 3.25 Resultados de la paciente 5, grabación 17. Caso 1, prueba 5. Crisis

Esta última tabla se ha incluido para comprobar que con “4 filtros con 3 param.” y “4 filtros con potencia”, la SMV no está clasificando bien, porque, aunque nos alejemos de la crisis siguen manteniéndose las mismas probabilidades de crisis muy altas. La tendencia normal sería que conforme nos alejamos de la crisis, las probabilidades de error fueran cada vez más pequeñas.

No funcionando bien la SMV con las dos primeras filas, y funcionando mejor con “1 filtro con potencia”, que con “1 filtro con 3 param.”, se utilizará “1 filtro con potencia” para analizar este caso.

El comportamiento de esta última fila de las tablas anteriores es similar al comportamiento cuando se estaba analizando las muestras de la paciente 3. Haciendo test hasta entre 40 o 50 segundos antes de la crisis, la SMV funciona bien. Para tiempos superiores a, aproximadamente, 50 segundos se observa que la SMV no funciona bien, como ocurría con la paciente 3.

- *Resumen:* como es habitual se dejan dos grabaciones, grabaciones 17 y 22, sin pasar a la SMV para hacer pruebas. Se realizan pruebas con todos los parámetros posibles en distintos rangos de tiempo obteniéndose al principio buenos resultados en todos los casos. Sin embargo, al ir alejándose de la crisis probando rangos de tiempo anteriores, se observa como el caso “1 filtro con potencia” va empeorando, manteniéndose los casos “4 filtros con 3 param.” y “4 filtros con potencia” igual, incluso aun alejándonos mucho de la crisis. Esto último indica que los casos “4 filtros con 3 param.” y “4 filtros con potencia” no funcionan bien, puesto que, al alejarse el testeo de la crisis, se deberían ir obteniendo menores probabilidades. Debido a esto, se llega a la conclusión de que el caso que funciona mejor es “1 filtro con potencia”, al igual que para la paciente 3. En general, puede limitarse el estudio a analizar utilizando el caso “1 filtro con potencia”. También puede concluirse que el hecho de añadir más parámetros al comparar no se traduce en la obtención de mejores resultados, al menos con los parámetros utilizados en este estudio. Esto no es baladí, puesto que indica que el estudio se puede limitar tan solo a comparar la potencia (sería interesante probar otros parámetros) de un par de sensores colocados en la zona adecuada de la de la cabeza del paciente, donde se encuentre el foco epiléptico. Por tanto, la mayor dificultad se tiene en la gran variabilidad entre un paciente y otro, lo que hace que la forma de trabajar con un paciente no sea extrapolable a otros pacientes. En cada caso habría que localizar el foco epiléptico y se tendrían distintos tiempos a partir de los cuales se podrían detectar las crisis.

3.3 Pruebas utilizando grabaciones sin crisis

Para finalizar, se va a añadir varias pruebas donde se obtienen unos resultados curiosos, que más tarde se analizarán.

Hasta ahora, solo se han utilizado las grabaciones que contienen crisis de los pacientes. En este apartado, se utilizarán también grabaciones que no contienen ninguna crisis y se analizarán los resultados.

➤ **Paciente 1: Niña de 11 años con crisis epiléptica intratable**

Para la paciente 1 se dispone de, aproximadamente, 44 grabaciones. De estas 44 grabaciones, solo 7 grabaciones contienen crisis, el resto son grabaciones sin crisis.

Para esta paciente, se pasarán para entrenar, la SMV, los 60 segundos antes de cada crisis de 4 grabaciones con crisis (grabaciones 3, 4, 15 y 16), y, 60 segundos sin crisis por cada grabación de 4 grabaciones sin crisis (grabaciones 1, 2, 5 y 6).

-Pasando como test vectores con crisis con los que no se ha entrenado, resulta:

	Grab. 18	Grab. 21	Grab. 26
Test a 30-40 seg. de crisis	100	100	100
Test a 60-70 seg. de crisis	100	100	100
Test a 100-110 seg. de crisis	100	100	100
Test a 1000-1010 seg. de cr.	100	-	100

Tabla 3.26 Resultados de la paciente 1, grabaciones 18, 21 y 26. Prueba 1. Crisis

Como puede observarse, da 100% probabilidad de crisis, sea cual sea, el vector introducido como test, tanto si son vectores con crisis como sin crisis.

El guión puesto en la grabación 21, es porque la grabación 21 tiene el comienzo de su crisis en el segundo 281, por lo que, no hay vectores 1000 segundos antes de la crisis de la grabación 21.

-Pasando como test vectores sin crisis que no se han pasado para entrenar la SMV, se tiene lo siguiente:

	Grab. 32	Grab. 6	Grab. 5
Segundos de 1 a 100	3	0	1
Segundos de 1000 a 1100	1.98	0.99	3.96
Segundos de 2000 a 2100	0	0.99	0
Segundos de 3000 a 3100	8.91	0	0

Tabla 3.27 Resultados de la paciente 1, grabaciones 32, 6 y 5. Prueba 2. No crisis

➤ **Paciente 3: Niña de 14 años con crisis epiléptica intratable**

Para la paciente 3 se pasarán para entrenar los 60 segundos antes de cada crisis de 4 grabaciones que contienen crisis (grabaciones 1, 2, 3 y 4), y 60 segundos por grabación de 4 grabaciones que no contienen crisis

-Pasando como test vectores con crisis con los que no se ha entrenado, se tiene:

	Grab. 34	Grab. 35	Grab.36
Test a 30-40 seg. de crisis	100	100	100
Test a 60-70 seg. de crisis	100	90	100
Test a 100-110 seg. de crisis	70	100	100
Test a 1000-1010 seg. de cr.	100	100	100

Tabla 3.28 Resultados de la paciente 3, grabaciones 34, 35 y 36. Prueba 1. Crisis

-Pasando ahora vectores de grabaciones sin crisis, resulta:

	Grab. 30	Grab. 24	Grab. 14
Segundos de 1 a 100	14	8	13
Segundos de 1000 a 1100	37.62	15.84	8.91
Segundos de 2000 a 2100	26.63	24.75	10.89
Segundos de 3000 a 3100	17.82	34.65	21.78

Tabla 3.29 Resultados de la paciente 3, grabaciones 30, 24 y 14. Prueba 2. No crisis

➤ **Paciente 5: Niña de 7 años con crisis epiléptica intratable**

Para la paciente 5 se pasarán para entrenar los 60 segundos antes de cada crisis de 3 grabaciones que contienen crisis (grabaciones 6, 13 y 16), y 60 segundos por grabación de 3 grabaciones que no contienen crisis (grabaciones 1, 4 y 35)

-Pasando como test vectores con crisis con los que no se ha entrenado, se tiene:

	Grab.16	Grab. 17	Grab.22
Test a 30-40 seg. de crisis	100	100	100
Test a 60-70 seg. de crisis	100	100	100
Test a 100-110 seg. de crisis	100	100	100
Test a 1000-1010 seg. de cr.	100	100	100

Tabla 3.30 Resultados de la paciente 5, grabaciones 16, 17 y 22. Prueba 1. Crisis

-Pasando ahora vectores de grabaciones sin crisis, resulta:

	Grab. 1	Grab. 20	Grab. 35
Segundos de 1 a 100	26	12	4
Segundos de 1000 a 1100	4.95	9.9	15.84
Segundos de 2000 a 2100	10.89	5.94	19.8
Segundos de 3000 a 3100	13.86	12.87	13.86

Tabla 3.31 Resultados de la paciente 5, grabaciones 1, 20 y 35. Prueba 2. No crisis

➤ **Paciente 24: Niña de 6 años con crisis epiléptica intratable**

Para la paciente 24 se pasarán para entrenar los 60 segundos antes de cada crisis de 4 grabaciones que contienen crisis (grabaciones 1, 3, 4 y 13), y 60 segundos por grabación de 4 grabaciones que no contienen crisis (2, 10, 20 y 22).

-Pasando como test vectores con crisis con los que no se ha entrenado, se tiene:

	Grab.15	Grab. 17	Grab.21
Test a 30-40 seg. de crisis	100	100	100
Test a 60-70 seg. de crisis	100	100	100
Test a 100-110 seg. de crisis	100	100	100
Test a 1000-1010 seg. de cr.	100	100	100

Tabla 3.32 Resultados de la paciente 24, grabaciones 15, 17 y 21. Prueba 1. Crisis

-Pasando ahora vectores de grabaciones sin crisis, resulta:

	Grab. 2	Grab. 10	Grab.20
Segundos de 1 a 100	9	4	6
Segundos de 1000 a 1100	8.91	1.98	13.86
Segundos de 2000 a 2100	2.97	0.99	10.89
Segundos de 3000 a 3100	17.82	5.94	2.97

Tabla 3.33 Resultados de la paciente 24, grabaciones 2, 10 y 20. Prueba 2. No crisis

En una primera observación de esta última prueba, realizada a 4 pacientes, puede parecer que todo funciona correctamente. Sin embargo, si se observan, más detenidamente, las tablas en las que se han pasado como test vectores de grabaciones que contienen crisis, se puede observar que, por mucho que nos alejemos de la crisis, se siguen obteniendo probabilidades de crisis cercanas al 100%. Esto último quiere decir que, tanto pasándole vectores con crisis como vectores sin crisis de una grabación que contiene crisis a la SMV, los clasifica como crisis.

Según los resultados obtenidos, la SMV, clasifica los vectores de grabaciones que contienen crisis, tengan o no crisis, como casi totalmente diferentes a los vectores de grabaciones que no contienen crisis, clasificando como, aproximadamente, 100% crisis todo vector de una grabación que contenga crisis, y >80% no crisis, a todo vector de una grabación que no contenga crisis.

Podría considerarse que se está cometiendo algún error, sin embargo, hay que tener en cuenta que, a todas las grabaciones utilizadas, con crisis o sin ella, de todos los sujetos, se les ha aplicado exactamente el mismo tratamiento. Por lo que, si hubiese un error, este afectaría a todas las muestras de todas las grabaciones por igual.

Por lo tanto, lo que parece entenderse, es que en las grabaciones que contienen crisis, el paciente tiene un estado distinto (tal vez un estado de mayor agitación) a cuando no hay crisis. Este estado de, posiblemente, mayor agitación, es el que haría que las señales de las grabaciones con crisis sean distintas a las señales de las grabaciones sin crisis, y, por tanto, hace que, la SMV, las clasifique como distintas.

Esta información no sería útil para detectar cuándo ocurrirá la crisis, pero sí que puede ser interesante saber cuándo el paciente se encuentra en ese estado de agitación y, por tanto, tendrá una mayor probabilidad de sufrir una crisis.

4 CONCLUSIONES

Tras la realización de las pruebas con distintos pacientes en el apartado anterior, se pueden determinar varias conclusiones.

Una de las principales conclusiones obtenidas, que cabe destacar, es que la mejor banda para realizar estudios sobre epilepsia, con señales procedentes de un electroencefalograma, es la banda de frecuencias Delta (0.5-4 Hz). La banda Theta (4-8 Hz), funciona algo peor que la Delta, por lo que, podría descartarse, junto con las bandas Alpha, Beta y otras de mayores frecuencias, para este estudio.

En este trabajo, cada banda disponía de tres parámetros para cada señal (potencia, skewness y kurtosis). Otra conclusión que se puede extraer de este trabajo es que el estudio se puede limitar a utilizar tan solo la potencia, puesto que la skewness y la kurtosis no dan resultados fiables.

Uniendo estas dos conclusiones, se puede afirmar, que, para estudios de epilepsia con señales procedentes de un electroencefalograma, los mejores resultados se obtienen utilizando potencias en el rango de frecuencias Delta. Puede resultar interesante realizar pruebas con otro tipo de parámetros.

También se ha podido observar en este trabajo la gran variabilidad que hay de un paciente a otro. Esto hace que sea muy complicado crear un sistema general que sirva para tratar a todos los casos de epilepsia, y, por lo tanto, hace que la forma adecuada de proceder sea, analizar cada caso por separado. Una de las grandes diferencias que pueden encontrarse es que la crisis sea total o sea parcial, y, dentro de las parciales, en cada caso, el foco puede estar en un sitio distinto de la cabeza del paciente. En este trabajo, se han utilizado crisis parciales y se han encontrado los focos de distintos pacientes, viendo como la SMV no clasifica correctamente si se utilizan para comparar sensores alejados del foco epiléptico del sujeto.

Además, se han obtenido otras diferencias entre pacientes, como, por ejemplo, el hecho de que en algunos pacientes es posible detectar la crisis un minuto antes de la crisis, con la metodología utilizada en este estudio, y, en otros pacientes no es posible detectar la crisis más allá de 40 o 50 segundos antes de la crisis, utilizando la misma metodología.

Por último, en el *Apartado 3.3*, se ha obtenido que, para un mismo paciente, se tienen señales diferentes en grabaciones que contienen crisis con respecto a grabaciones que no tienen ninguna crisis. Como se ha explicado anteriormente, esto parece indicar que el paciente tiene un estado en los periodos en los que va a tener una o más crisis, que sería posiblemente un estado de nerviosismo, distinto a cuando no va a tener ninguna crisis, cuando presentaría posiblemente un estado relajado. Sería interesante estudiar qué desencadena este estado diferente en cada paciente, cuanto tiempo puede durar este estado o, incluso, ver como depende lo intenso que sea este estado con la aparición de la crisis.

Ya es conocido el aura, que es el conjunto de emociones y/o sensaciones que puede experimentar el paciente momentos antes de una crisis. ¿Es posible que este aura no solo ocurra instantes antes de la crisis, sino que, este aura se empiece a percibir mucho antes? Responder a esta pregunta se escapa del ámbito de este estudio, aunque sin lugar a duda, sería interesante analizarlo con mayor profundidad.

Una de las posibles utilidades de este proyecto, podría ser, sobre todo, utilizar las conclusiones obtenidas como base para otros estudios sobre epilepsia, aunque, también, podría utilizarse la idea obtenida de utilizar los sensores más cercanos al foco epiléptico para adaptar los sensores que se utilizan para realizar los electroencefalogramas a los distintos pacientes, obteniéndose así grabaciones más útiles para cada paciente.

REFERENCIAS

- [1] Á. (. A. d. Epilepsia). [En línea]. Available: <http://www.apicepilepsia.org/Descripcion-de-los-diferentes-tipos-de-crisis-epilepticas>.
- [2] NINDS, «NINDS (National Institute of Neurological Disorders and Strokes),» [En línea]. Available: https://espanol.ninds.nih.gov/trastornos/crisis_epilepticas.htm.
- [3] D. S. Giménez, «medicina21,» [En línea]. Available: <https://www.medicina21.com/articulos/ver/1178>.
- [4] A. Rubín Martín, «Lifeder,» [En línea]. Available: <https://www.lifeder.com/>.
- [5] «Wikipedia,» 2016. [En línea]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Delta_wave. [Último acceso: 2017].
- [6] R. Berea Navarro, «Tema 5. Electroencefalografía,» *Instrumentación Biomédica. Departamento Electrónica. Universidad Alcalá*.
- [7] Goldberger, A. L. and Amaral, L. A. N. and Glass, L. and Hausdorff, J. M. and Ivanov, P. Ch. and Mark, R. G. and Mietus, J. E. and Moody, G. B. and Peng, C.-K. and Stanley, H. E., «PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet}: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals,» *Circulation*, vol. 101, nº 23, pp. e215--e220, 2000 (June 13).
- [8] E. Molina, «wdb.ugr.es,» 2 12 2014. [En línea]. Available: <http://wdb.ugr.es/~molinae/?tag=eeg>.
- [9] Á. Cortés Dominguez, *Procesamiento de señales para la detección anticipada de Crisis Epilépticas en el EEG*, Sevilla: Universidad de Sevilla, 2017.
- [10] C. &. Vapnik, 1995.
- [11] E. J. Carmona Suárez, «Tutorial sobre Máquinas de Vectores de Soporte (SVM),» Dpto. de Inteligencia Artificial, ETS de Ingeniería Informática, Universidad Nacional de Educación a Distancia (UNED), Madrid, 2014.
- [12] G. Colmenares, «Inteligencia Artificial Máquinas de Vectores de Soporte,» 2009.
- [13] W. Ledezma Garrido, «Maquinas De Soporte Vectorial (svm) Para La Detección De Nódulos Pulmonares En Tomografía Axial Computarizada (TAC),» Facultad de Ingeniería. Pontificia Universidad Javeriana, Bogotá, 2012.
- [14] D. Boswell, «Introduction to Support Vector Machines,» 6 August 2002. [En línea]. Available: <http://www.work.caltech.edu/~boswell/IntroToSVM.pdf>.

- [15] N. Nikhil, «Quora,» 26 Noviembre 2016. [En línea]. Available: <https://www.quora.com/What-are-the-objective-functions-of-hard-margin-and-soft-margin-SVM>.
- [16] L. Santos Mayo, «Trabajo Fin de Máster. Desarrollo y evaluación de clasificadores neurogenéticos basados en señales de EEG para la ayuda al diagnóstico de la esquizofrenia,» Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicación de la Universidad de Valladolid, Valladolid, 2015.

GLOSARIO

ECoG: Electrocorticograma	17
E-EEG: Estéreo-Electroencefalograma	17
EEG: Electroencefalograma	1, 10
ERFC: Exponencial Radial Base Function	31
ICA: Independent Component Analysis	22
KKT: Karush-Kuhn-Tucker	28
NINDS: National Institute of Neurological Disorders and Stroke	7
PhysioBank ATM: PhysioBank's Automated Teller Machine	22
RBF: Radial Base Function	31
SVM: Máquina de Soporte Vectorial	1
TAC: Tomografía Axial Computarizada	6
UCI: Unidad de Cuidados Intensivos	16

ANEXO. FUNCIONES DE MATLAB UTILIZADAS

- Función “filtro30”, para filtrar la señal de 0 a 30 Hz, con el fin de limpiarla de impurezas:

```
function[F] = filtro30(B)

% USO

% Se le pasa como argumento la señal que se desea filtrar y devuelve la señal ya filtrada

% "fm" es la frecuencia de muestreo
% "wp", "ws", "Rp" y "Rs", definen las bandas de paso y rechazo del filtro butterworth
%

    fm=256;
    fe=fm/2;
    wp=[0.2 40]/fe;
    ws=[0.01 60]/fe;
    Rp=3;
    Rs=8;
    [n,wn]=buttord(wp,ws,Rp,RS);
    [b,a]=butter(n,wn);
    F=filtfilt(b,a,B'); % Aplica el filtro a la señal de entrada
    F=F';
```

- Función “filtro”, para aplicar filtrado en alguna de las 4 bandas utilizadas en este proyecto:

```
function[F] = filtro(banda,B)

%USO
%Filtro butterworth
% Parámetros de entrada:
%
% "f" será igual a 'D' para aplicar un filtro Delta(0.5-4 Hz)
% Será igual a 'T' para aplicar un filtro Theta(4-8 Hz)
% Será igual a 'A' para filtro Alpha (8-13 Hz)
% Será igual a 'B' para filtro Beta (13-30 Hz)
% Será igual a 'G' para filto Gamma (30-60 Hz)
%
% "B" es la señal que se desea filtrar
%
%Parámetros de salida:
```

```

%
% "F" es la señal de entrada filtrada entre el rango de frecuencias que se
% indique en "f"
%
%

if(banda=='D') %0.5-4 Hz. Filtro Delta
    fm=256;
    fe=fm/2;
    wpD=[0.2 4.2]/fe;
    wsD=[0.01 6]/fe;
    RpD=3;
    RsD=8;
    [nD,wnD]=buttord(wpD,wsD,RpD,RsD);
    [bD,aD]=butter(nD,wnD);
    F=filtfilt(bD,aD,B');
    F=F';

elseif(banda=='T') %4-8 Hz. Filtro Theta
    fm=256;
    fe=fm/2;
    wpT=[3.9 8.2]/fe;
    wsT=[1 10]/fe;
    RpT=1;
    RsT=10;
    [nT,wnT]=buttord(wpT,wsT,RpT,RsT);
    [bT,aT]=butter(nT,wnT);
    F=filtfilt(bT,aT,B');
    F=F';

elseif(banda=='A') %8-13 Hz. Filtro Alpha
    fm=256;
    fe=fm/2;
    wpA=[7.9 13.5]/fe;
    wsA=[5 15]/fe;
    RpA=1;
    RsA=10;
    [nA,wnA]=buttord(wpA,wsA,RpA,RsA);
    [bA,aA]=butter(nA,wnA);
    F=filtfilt(bA,aA,B');
    F=F';

elseif(banda=='B') %13-30 Hz. Filtro Beta
    fm=256;
    fe=fm/2;
    wpB=[13 31]/fe;
    wsB=[10 34]/fe;
    RpB=1;
    RsB=6;
    [nB,wnB]=buttord(wpB,wsB,RpB,RsB);
    [bB,aB]=butter(nB,wnB);

    F=filtfilt(bB,aB,B');
    F=F';

```

```

else
    disp('valor de f erróneo. f tiene que valer D, T, A o B');
end
end

```

- Función “bloques”, para dividir las señales en bloques, normalmente de 1 segundo y sin solape:

```

function[B] = bloques(F,tiempo,solape)

% USO

% La función recibe como entradas 3 argumentos: “F”, que es la señal que se quiere dividir en
bloques, “tiempo”, que es el tiempo que se quiere que dure cada bloque en segundos, y, “solape”,
que es el tanto por ciento que se quiere que se solapen los bloques entre si. Como salida la
función devuelve “B”, que es la matriz que contiene la señal “F” dividida en bloques.

% En el fichero .mat cada muestra dura 0.00390625 segundos.

% "Nsamples" es el número de muestras totales de la señal que se quiere dividir en bloques

% "Nmb" es el número de muestras por bloque.

% "Nb" es el número de bloques en los que se dividirá la señal.

% "Nmsb" es el número de muestras solapadas por bloque.

% Ejemplo de uso
%
% B=bloques(s(1,:),1,0); %El 1 indica es tiempo por bloque y el 0 que no hay solape.
%
%

Nsamples=length(F);
Nmb=ceil(tiempo/0.00390625); % Tiempo por bloque entre el tiempo por muestra da Nmb.
Nmsb=ceil(solape*Nmb/100); %Tanto por ciento de Nmb
Nb=ceil(1+(Nsamples-Nmb)/(Nmb-Nmsb)); % Nº de bloques teniendo en cuenta el solape
cont=1; % Contador de muestras
contb=1; % Contador de bloques
ini=1; % Indica la muestra por la que tiene que comenzar cada bloque.
B=zeros(Nb,Nmb); % Sin esta línea la función se ejecutaría más lentamente al no saber el
espacio que se ocupará.

if(Nmsb==0 && Nmb<Nsamples)
    for i=1:Nsamples
        if(cont==Nmb)

```

```

    B(contb,:)=F(ini:i);
    ini=i+1; %ini=i. +1 para que no haya solape de la última muestra
    cont=0;
    contb=contb+1;

    elseif(cont~=Nmb && i == Nsamples)
        B(contb,:)=F(ini:i,zeros(1,(Nmb-cont)));
    end
    cont=cont+1;
end
elseif(Nmsb ~= 0 && Nmb<Nsamples)

    for i=1:(Nsamples+Nmsb*ceil((Nsamples-Nmb)/(Nmb-Nmsb))) %Para compensar las muestras
        solapadas
            if(cont==Nmb)

                B(contb,:)=F(ceil(ini-((i-Nmb)/Nmb)*Nmsb):ceil(i-((i-Nmb)/Nmb)*Nmsb));
                ini=i+1;
                cont=0;
                contb=contb+1;

                elseif(cont~=Nmb && i == (Nsamples+Nmsb*ceil((Nsamples-Nmb)/(Nmb-Nmsb))))
                    B(contb,:)=F(ceil(ini-((i-Nmb)/Nmb)*Nmsb):Nsamples,zeros(1,(Nmb-(Nsamples-
                    ceil(ini-((i-Nmb)/Nmb)*Nmsb)+1))));
                end
                cont=cont+1;
            end
        else
            %disp('El número de muestras de la señal es menor que el número de muestras por bloque. Solo
            hay un bloque igual a la entrada');
            B=F;
        end
    end
end
end

```

- Función “param”, encargada de calcular los tres parámetros utilizados en este proyecto (potencia, skewness y kurtosis), a cada bloque.

```

function[Bp] = param(B)

% USO
%
% Recibe a la entrada una señal y devuelve a la salida un vector con los
% parámetros calculados a la señal

Bp=zeros(1,length(B))';
for i=1:length(B(:,1))
    Bp(i,1)=mean((B(i,:).^2));
    Bp(i,2)=skewness(B(i,:));
    Bp(i,3)=kurtosis(B(i,:));
end

```

```

end
Bp=Bp';
end

```

- Script “Auto”, el cual automatiza todo el procesamiento para cada grabación y, para ello, contiene un bucle “for” encargado de recorrer todas las señales de la grabación que se le pasa e ir aplicando todo el procesamiento necesario en este proyecto, obteniendo a la salida la matriz final, en la forma deseada, lista para ser usada en las pruebas:

```

clear all;
close all;
matName = strcat('B1_18_edm', '.mat');
load(matName); %Carga de las señales del paciente
val=B1_18;

s=filtro30(val); % Filtro de 30 Hz

tiempo=1;
solape=0;
muestrastotales=length(s(1,:));
Nmb=ceil(tiempo/0.00390625); %0.00390625 segundos es el tiempo de una única muestra
Nmsb=ceil(solape*Nmb/100);
Nb=ceil(1+(muestrastotales-Nmb)/(Nmb-Nmsb));
nparam=3; % Número de parámetros calculados en la función "param"

if(nparam==1) % Para el índice que recorre el vector
    k=3;
elseif(nparam==2)
    k=7;
elseif(nparam==3)
    k=11;
elseif(nparam==4)
    k=15;
end

B=zeros(nparam*4*length(s(:,1)),Nb);

for i=1:length(s(:,1)) % Para recorrer las 23 señales del sujeto

    BpD=param(bloques(filtro('D',s(i,:)),tiempo,solape));
    BpT=param(bloques(filtro('T',s(i,:)),tiempo,solape));
    BpA=param(bloques(filtro('A',s(i,:)),tiempo,solape));
    BpB=param(bloques(filtro('B',s(i,:)),tiempo,solape)); %Funciones anidadas para cada rango
    de frecuencia. Funcines “filtro”, “bloques” y “param”.

    if(i==1)

        B(1:(k+1),:)= [BpD;BpT;BpA;BpB];

```

```

else
    B(i+(i-1)*k:(i+(i-1)*k)+k,:)= [BpD;BpT;BpA;BpB];
end
end

```

- Script “SMV”, el cual se utiliza para hacer las pruebas de este proyecto, una vez procesadas todas las grabaciones [4]:

```

training=[B3(:,2966);B3(:,2967);B3(:,1);B3(:,2)]; % A "training" se le pasan los vectores con
crisis y sin crisis para entrenar la SMV. Se le pasan a parte iguales. En este caso se le están
pasando 2 vectores con crisis y 2 sin crisis.

dim=size(training);
group=cell(dim(1),1);
group(1:(dim(1)/2),1)={'1'};
group(((dim(1)/2)+1):dim(1),1)={'0'}; %Estos últimos comandos son para distinguir los tipos
pasados como entrenamiento. En este caso el tipo "1" es cuando hay crisis, y el tipo "0", cuando
no la hay

SVMstruct=svmtrain(training, group); %Comando para entrena la SMV con los vectores pasados a
"training"

Sample=B3(:,90); %Aquí vienen especificados el vector o vectores pasados como test, con el
fin de que la SMV los clasifique.

species = svmclassify(SVMstruct,Sample);

crisis=0;
sin crisis=0;

for i=1:length(species) %contador de crisis o no crisis para calcular la probabilidad
    if cell2mat(species(i,1))==cell2mat({'1'})
        crisis=crisis+1;
    else
        sin crisis=sin crisis+1;
    end
end

prob_crisis= (crisis/length(species))*100; %Cálculo de probabilidad de crisis
prob_nocrisis=(sin crisis/length(species))*100; %Cálculo de probabilidad de no crisis

```