



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

TRABAJO FIN DE MASTER EN INGENIERÍA BIOMEDICA

DISEÑO DE UN SISTEMA DE DETECCIÓN DE FUENTES DE FIBRILACIÓN AURICULAR UTILIZANDO REDES NEURONALES CONVOLUCIONALES

AUTOR: GONZALO COLLANTES PABLO

TUTOR: JUAN MIGUEL GARCÍA GÓMEZ

COTUTORA: MARÍA DE LA SALUD GUILLEM SÁNCHEZ

Curso Académico: 2017-18

AGRADECIMIENTOS

Gracias a mi familia, a mis amigos y a todo el equipo de los grupos COR e IBIME que me han ayudado a realizar este trabajo, en especial a María, Miguel, Juanmi y Javi por su implicación.

RESUMEN

La cartografía eléctrica cardíaca permite identificar los patrones de conducción eléctrica en el corazón, tanto en las modalidades invasivas, como no invasivas. En fibrilación auricular es posible identificar lugares mantenedores de arritmias a partir del mapeo eléctrico, pero su localización es un problema complejo de resolver. Actualmente, se utilizan técnicas espacio-temporales para la identificación de rotores (basadas en la identificación de singularidades de fase) y sitios de frecuencias dominantes más altas (basadas en cálculo de periodograma de Welch). Sin embargo, los resultados son subóptimos por lo que existe la necesidad de desarrollar nuevas estrategias. En este trabajo se presenta un enfoque basado en técnicas de inteligencia artificial, concretamente en redes neuronales convolucionales, para la identificación de los lugares mantenedores de la fibrilación auricular.

Palabras Clave: fibrilación auricular, electrofisiología cardíaca, inteligencia artificial, redes neuronales convolucionales, rotores, frecuencias dominantes,

INDICE

MEMORIA

| | |
|---|-----------|
| 1. INTRODUCCIÓN | 11 |
| 1.1 Contexto | 11 |
| 1.2 Planteamiento y justificación | 13 |
| 1.3 Objetivos | 13 |
| 1.4 Estructura de la memoria | 13 |
| 1.5 Centros de trabajo | 14 |
| 2. ANTECEDENTES | 15 |
| 2.1 Electrofisiología cardíaca..... | 15 |
| 2.2 Fibrilación auricular | 17 |
| 2.3 Redes neuronales convolucionales en fibrilación auricular | 22 |
| 3. MATERIALES Y MÉTODOS GENERALES | 23 |
| 3.1 Materiales generales..... | 23 |
| 3.2 Métodos generales | 26 |
| 4. ANOTACIÓN DE LOS MODELOS | 29 |
| 5. DETECCIÓN DE FUENTES DE FIBRILACIÓN UTILIZANDO ALGORITMOS CLÁSICOS | 31 |
| 5.1 Identificación de frecuencias dominantes..... | 31 |
| 5.2 Identificación de singularidades de fase | 45 |
| 6. DETECCIÓN DE FUENTES DE FIBRILACIÓN UTILIZANDO REDES NEURONALES CONVOLUCIONALES | 54 |
| 6.1 Materiales y métodos | 54 |
| 6.2 Preparación del dataset | 55 |
| 6.3 Particion del dataset | 59 |
| 6.4 Procedimiento de simulaciones..... | 60 |
| 6.5 Resultados y discusión | 65 |
| 7. DISCUSIÓN DE RESULTADOS | 69 |
| 8. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO | 70 |
| 9. BIBLIOGRAFÍA | 72 |

PRESUPUESTO

| | |
|--|-----------|
| 1. Introducción | 76 |
| 2. Cuadro de precios de mano de obra | 77 |
| 3. Cuadro de precios de materiales, equipos y software..... | 77 |
| 4. Cuadro de Presupuestos Parciales | 77 |
| 5. Cuadro de Precios Unitarios | 78 |
| 6. Cuadro de Precios Descompuestos | 79 |
| 7. Presupuesto de ejecución de obra | 81 |

Ilustraciones

- Figura 1.** Anatomía del corazón. Principales cavidades y vasos. Elaboración propia 15
- Figura 2.** Componentes del Sistema eléctrico del corazón 16
- Figura 3.** Mecanismos de fibrilación auricular. a) Múltiples frentes de onda, b) Focos ectópicos de activación rápida, c) Circuito de reentrada con conducción fibrilatoria, d) Reentrada funcional debida a rotores, e) Mantenimiento por diferencias en la conducción del epicardio y el endocardio. Extraído de [18] 20
- Figura 4.** Estructura de Red neuronal convolucional. Extraído de [26] 22
- Figura 5.** Modelo geométrico de las aurículas. A. Vista Frontal B. Vista lateral izquierda C. Vista superior D. Vista lateral derecha 23
- Figura 6.** Señal de EGM original 24
- Figura 7.** Modelo eléctrico de las aurículas. Representación de una misma vista en distintos tiempos mostrando la propagación de la actividad eléctrica y la presencia de un rotor en el centro de la imagen 24
- Figura 8.** Ejemplo comercial de catéter de tipo basket. FIRMap™ (Topera, Palo Alto, CA, USA) compuesto por 64 electrodos dispuestos en 8 splines con separación entre electrodos de 1 cm. 26
- Figura 9.** Situación de los basket catéteres. Vista frontal y posterior de las situación de los catéteres. En rojo los electrodos del catéter para la aurícula derecha y en azul los de la aurícula izquierda. 26
- Figura 10.** Asignación de señales EGM. 27
- Figura 11.** Procedimiento General. Partiendo de los modelos originales se llevan a cabo los siguientes pasos. 1) Anotación manual 2) Algoritmos Clásicos, 3) Métodos de Inteligencia Artificial y 4) Comparación de Resultados. 28
- Figura 12.** Anotación de modelos. Se representan ejemplos de rotores de cuatro modelos en un instante temporal y, en rojo, el nodo anotado que será utilizado como referencia. 29
- Figura 13.** Procedimiento para Identificación de zonas con mayor frecuencia dominante. 32
- Figura 14.** Señal de EGM original 33
- Figura 15.** Pasos del Filtrado de Botteron en la señal de fibrilación auricular y en su espectro después del filtrado paso-banda (A y B), del rectificado (C y D) y del filtrado paso bajo (E y F). Extraída de [32] 34
- Figura 16.** Señal Filtrada utilizando Preprocesado de Botteron 34
- Figura 17.** Señal Filtrada utilizando Filtrado Paso Banda 35
- Figura 18.** Refinado del Modelo 35
- Figura 19.** Valor de las señales en instante temporal. Filtrado por Botteron. 1026 nodos 36
- Figura 20.** Densidad de Potencia Estimada mediante Periodograma de Welch 37
- Figura 21.** Refinado del Modelo 37
- Figura 22.** Valor de las frecuencias dominantes para modelo refinado 38
- Figura 23.** Nodos candidatos seleccionados tras aplicar criterio de distancia en negro. Nodos eliminados señalados y de color rojo. 39
- Figura 24.** Agrupación de nodos candidatos según el criterio de distancia propuesto. En este caso han resultado dos grupos de nodos candidatos que representan dos zonas candidatas a ser las responsables del mantenimiento de la fibrilación. 39
- Figura 25.** Selección del Grupo Óptimo. En este caso el grupo seleccionado corresponde al grupo que contiene más nodos candidatos respecto al otro grupo. 40

| | |
|--|----|
| Figura 26. Selección del Nodo Representante. En rojo | 40 |
| Figura 27. Nodo Etiquetado. En rojo | 41 |
| Figura 28. Gráfico de barras del Error Medio respecto al tipo de filtrado, al nº de vecinos considerados y a la distancia de búsqueda. | 42 |
| Figura 29. Gráfico de barras del error para cada modelo. | 43 |
| Figura 30. Ejemplos de identificación de frecuencias dominantes. En blanco posición del nodo etiquetado, en rojo posición real | 44 |
| Figura 31. Procedimiento para Identificar zonas donde más se repiten singularidades de fase. | 46 |
| Figura 32. Señal de EGM original | 47 |
| Figura 33. Esquema de la construcción de la señal transformada. Para cada instante temporal se crea una onda sinusoidal y la señal transformada corresponde a la suma de las ondas sinusoidales. Extraída de [33] | 48 |
| Figura 34. Señal transformada según el Filtrado Kuklit (Recomposición sinusoidal) | 48 |
| Figura 35. Refinado del Modelo | 49 |
| Figura 36. Valor de las señales en instante temporal. Filtrado de Kuklik 1026 nodos | 49 |
| Figura 37. Fase instantánea de la señal. Extraída de [33] | 50 |
| Figura 38. Identificación de singularidades de fase. Intensidad según el número de veces que el nodo es anotado como singularidad de fase. | 50 |
| Figura 39. Nodo Etiquetado como centro del rotor. En rojo. | 51 |
| Figura 40. Gráfico de barras del error medio para cada modelo. | 52 |
| Figura 41. Ejemplos de identificación de singularidades de fase. En blanco posición del nodo etiquetado, en rojo posición real | 53 |
| Figura 42. Inclusión de la información geométrica en el Tensor 4D | 55 |
| Figura 43. Procedimiento de asignación de los nodos del modelo a los vértices del cubo. Nodos del modelo en negro unidos por una línea roja al vértice del cubo correspondiente. En círculo rojo aparecen los vértices del cubo que suponen el vértice más cercano para varios nodos, según los criterios de asignación, únicamente se le asignará el nodo más cercano. | 56 |
| Figura 44. Efecto del número de nodos del modelo y de la resolución del cubo A). Modelo: 64 nodos, Resolución cubo: 1cm; B) Modelo: 1026 nodos, Resolución cubo: 0,5 cm; C) Modelo: Modelo: 4098 nodos, Resolución cubo: 0,5 cm; D) Modelo: Modelo: 4098 nodos, Resolución cubo: 0,25 cm. Se destaca en azul el caso C) seleccionado para construir el tensor. | 57 |
| Figura 45. Preparación de etiquetas Volumen etiquetado en rojo. A) Tamaño 1x1x1; B) Tamaño 3x3x3 | 58 |
| Figura 46. Partición del dataset en conjuntos de entrenamiento, validación y validación externa | 59 |
| Figura 47. Procedimiento de Simulaciones | 60 |
| Figura 48. Bloques y tensores de salida utilizados en la Red Neuronal Convolutiva en Tubo. | 61 |
| Figura 49. Primera Arquitectura | 62 |
| Figura 50. Segunda Arquitectura | 62 |
| Figura 51. Tercera Arquitectura | 62 |
| Figura 52. Efecto del tamaño de las etiquetas | 66 |
| Figura 53. Validación externa Modelo 1 | 67 |
| Figura 54. Validación externa Modelo 2 | 67 |
| Figura 55. Validación externa Modelo 3 | 68 |
| Figura 56. Validación externa Modelo 4 | 68 |

Tablas

- Tabla 1.** Prevalencia estratificada por edad de FA en hombres y mujeres en una población española mayor de 20 años. Datos extraídos del estudio OFRECE. 19
- Tabla 2.** Modelos eléctricos de las aurículas con la zona de la aurícula donde se encuentra el rotor y si pertenece a la aurícula derecha o izquierda. Además, se muestra la anatomía de las aurículas donde se muestran las posiciones de las venas pulmonares. Imágenes extraídas de [30] 25
- Tabla 3.** Distancias medias y medianas entre los electrodos del Catéter y los nodos más cercanos del modelo 27
- Tabla 4.** Nodo anotado para cada uno de los 29 modelos. Se añade también su posición en coordenadas x, y, z ; la zona en la que se encuentra y la aurícula a la que pertenece. 30
- Tabla 5.** Resultados de las simulaciones para la Primera Arquitectura 65
- Tabla 6.** Resultados de las simulaciones para la Segunda Arquitectura 65
- Tabla 7.** Resultados de las simulaciones para la Tercera Arquitectura 66

Abreviaturas

| | |
|--------|---|
| BN | <i>Batch normalization</i> , normalización del batch |
| BSPM | Mapeo de potencial de la superficie del torso |
| CNN | <i>Convolutional neural network</i> , Red neuronal convolucional |
| CONV | <i>Convolution</i> , Convolución |
| COR | Grupo de Investigaciones Cardiacas |
| DF | Frecuencia dominante |
| ECG | Electrocardiograma |
| ECGI | Electrograma inverso (electrocardiografía por imagen) |
| EGM | Electrograma |
| FA | Fibrilación auricular |
| FD | Frecuencia Dominante |
| FFT | Transformada de Fourier |
| GPU | Unidad de procesamiento gráfico |
| Hz | Hercios |
| IA | Inteligencia artificial |
| IBIME | Grupo de Informática Biomédica |
| ITACA | Instituto Universitario de Tecnologías de la Información y Comunicaciones |
| LIPV | Vena pulmonar inferior izquierda |
| LSPV | Vena pulmonar superior izquierda |
| ML | Machine Learning |
| PLAW | Pared posterior de la aurícula izquierda |
| PS | <i>Phase singularity</i> , Singularidad de fase |
| PVI | Aislamiento de las venas pulmonares |
| Pwelch | Periodograma de Welch |
| RAFW | Pared Libre de la aurícula derecha |
| ReLU | Rectified linear unit |
| RIPV | Vena pulmonar inferior derecha |
| RSPV | Vena pulmonar superior derecha |
| T-CNN | Tube Convolutional Neural Network, Red neuronal en forma de tubo |
| TF | TensorFlow |
| UPV | Universitat Politècnica de València |



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

Trabajo Fin de Máster en
Ingeniería Biomédica

Curso Académico 2017-2018

MEMORIA

DISEÑO DE UN SISTEMA DE DETECCIÓN DE FUENTES DE FIBRILACIÓN
AURICULAR UTILIZANDO REDES NEURONALES CONVOLUCIONALES

Gonzalo Collantes Pablo

1. INTRODUCCIÓN

1.1 CONTEXTO

■ Fibrilación auricular

La fibrilación auricular supone uno de los grandes retos a los que se enfrenta la cardiología del siglo XXI por tres motivos principales.

El primero de ellos es que, pese a los numerosos estudios existentes, aún no se conocen los fundamentos reales que subyacen a esta patología. Ante la **falta de evidencia** las soluciones propuestas para su diagnóstico y tratamiento son muchas y muy diversas. Las explicaciones se basan en hipótesis y los resultados son subóptimos a los que cabría esperar.

En segundo lugar, se trata de la **arritmia sostenida más frecuente** en la práctica clínica [1]. No sólo presenta una alta prevalencia, sino que los últimos estudios prevén un aumento de la incidencia en los próximos años. Principalmente se debe al aumento de la esperanza de vida donde una población envejecida presenta más probabilidades de padecer ciertas enfermedades. Asimismo, se debe a la mejora de los medios diagnósticos que permiten detectar cada vez más pronto esta patología, y al aumento de la prevalencia de condiciones clínicas como la **hipertensión arterial, la insuficiencia cardíaca, la diabetes mellitus y la insuficiencia renal crónica** que aumentan el riesgo de desarrollar fibrilación auricular [2].

En tercer lugar, la fibrilación auricular supone una de las causas más importantes de accidente cerebrovascular, insuficiencia cardíaca, muerte súbita y de morbilidad cardiovascular en todos los países. Esta **morbimortalidad asociada a la fibrilación auricular** supone importantes gastos directos e indirectos para los sistemas sanitarios en cuanto al número de hospitalizaciones, complicaciones asociadas y tratamientos crónicos.

En consecuencia, es evidente la necesidad de avanzar en cuatro pilares como son: la investigación de la fisiopatología, el fomento de la prevención, el desarrollo de medios diagnósticos tempranos y la provisión de tratamientos personalizados efectivos. Sin duda, el papel de la tecnología resultará clave en la consecución de estos objetivos

■ Papel de la tecnología en la medicina

La evolución de la medicina no se puede explicar sin hablar de la influencia de la tecnología en los ámbitos del diagnóstico, el tratamiento y la prevención de enfermedades. Dicho impacto ha supuesto el desarrollo de grandes avances que dan como resultado la medicina que hoy conocemos.

A su vez, las necesidades concretas de las distintas aplicaciones médicas han fomentado el diseño y el perfeccionamiento de tecnología especializada con la que conseguir los mejores resultados en la práctica clínica.

Así pues, estamos ante una interrelación medicina-tecnología que queda patente en campos como la imagen médica, la bioinformática o la telemedicina, cuyo éxito y progreso depende por completo de los últimos avances técnicos.

■ Tecnología en Fibrilación Auricular

Esta interrelación medicina-tecnología también ha condicionado el avance de la Electrocardiografía, ámbito en el que se embarca este trabajo. Esta especialidad de la cardiología se encarga de conocer el papel de la actividad eléctrica en el funcionamiento normal del corazón y en sus posibles alteraciones, como es en el caso de la fibrilación auricular.

Desde sus inicios en 1901 con el electrocardiógrafo de cuerda presentado por Einthoven, la electrocardiografía ha evolucionado gracias al descubrimiento de conocimiento basado en estudios, tanto *in vitro*, como *in vivo* y a la incorporación de tecnología cada vez más precisa.

Es tal la importancia de esta última, que las herramientas tecnológicas se consideran uno de los principios de la atención integral de los pacientes con fibrilación auricular [2] al tener influencia directa en: el apoyo a las decisiones clínicas, en la difusión del conocimiento, en la monitorización de la adherencia y eficacia del tratamiento y en la caracterización más exacta del estado del paciente.

■ Boom de la Inteligencia artificial

Finalmente, en cuanto a avances técnicos se refiere, la llegada de la inteligencia artificial ha supuesto una transformación radical en todo tipo de sectores como en la economía, la política, la industria y también en la medicina.

Esta revolución se basa en que las máquinas puedan llegar a aprender y resolver problemas complejos siguiendo comportamientos cognitivos análogos a los de los seres humanos. De hecho, la inteligencia artificial va un paso más allá, y busca incluso llegar a superar la inteligencia humana y adquirir funciones que un humano podría difícilmente realizar.

En medicina ya se están implementando técnicas de reconocimiento de patrones, desarrollo de modelos predictivos y minería de datos para mejorar la vida de los pacientes y la eficiencia de los sistemas sanitarios. Como se verá en este trabajo, la fibrilación auricular puede ser un ejemplo más de aplicación de técnicas de *machine learning* en el campo de la salud.

1.2 PLANTEAMIENTO Y JUSTIFICACIÓN

La cartografía eléctrica cardíaca permite identificar los patrones de conducción eléctrica en el corazón, tanto en las modalidades invasivas, como no invasivas. En fibrilación auricular es posible identificar lugares mantenedores de arritmias a partir del mapeo eléctrico, pero su localización es un problema complejo de resolver. Actualmente, se utilizan técnicas espacio-temporales para la identificación de rotores (basadas en la identificación de singularidades de fase) y sitios de frecuencias dominantes más altas (basadas en cálculo de periodograma de Welch). Sin embargo, los resultados son subóptimos por lo que existe la necesidad de desarrollar nuevas estrategias.

En este Trabajo de Fin de Máster se propone explorar un enfoque novedoso basado en redes neuronales convolucionales, comúnmente utilizadas en reconocimiento de patrones, para detectar fuentes de fibrilación auricular.

1.3 OBJETIVOS

El objetivo principal de este Trabajo de Fin de Máster es:

Implementar y validar un algoritmo de identificación de lugares mantenedores de FA basado en inteligencia artificial.

Además, se proponen los siguientes objetivos secundarios:

1. Analizar la efectividad, ventajas y limitaciones de los algoritmos clásicos en la identificación fuentes de fibrilación auricular.
2. Analizar la efectividad, ventajas y limitaciones del modelo propuesto basado en inteligencia artificial

1.4 ESTRUCTURA DE LA MEMORIA

En primer lugar, en **ANTECEDENTES** se expone una base teórica suficiente para poder entender el ámbito en el que se enmarca el proyecto.

En segundo lugar, en **MATERIALES Y MÉTODOS GENERALES** se presentan los recursos y procedimientos generales de los próximos capítulos.

En tercer lugar, en el apartado de **ANOTACIÓN DE LOS MODELOS** se explica la referencia considerada para el desarrollo del proyecto.

En cuarto lugar, en **DETECCIÓN DE FUENTES DE FIBRILACIÓN UTILIZANDO ALGORITMOS CLÁSICOS** se recogen los procedimientos y resultados obtenidos con las metodologías clásicas.

En quinto lugar, en **DETECCIÓN DE FUENTES DE FIBRILACIÓN UTILIZANDO REDES NEURONALES CONVOLUCIONALES** se explica el enfoque novedoso del trabajo.

Por último, se analizan los resultados en el apartado de **DISCUSIÓN DE RESULTADOS** y se finaliza proponiendo las conclusiones y líneas futuras en **CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO**.

1.5 CENTROS DE TRABAJO

El presente trabajo se ha realizado en colaboración con dos laboratorios adscritos al Instituto Universitario de Tecnologías de la Información y Comunicaciones (ITACA) de la Universitat Politècnica de València (UPV):

- *Cardiac Research Oriented Laboratory*
- *Biomedical Data Science Lab*



ITACA es un instituto cuyo objetivo es resolver los retos a los que se enfrenta la sociedad a través de la transferencia y aplicación del conocimiento derivado de las Tecnologías de la Información y la Comunicación.



Cardiac Research Oriented Laboratory

Cardiac Research Oriented Laboratory es un laboratorio de investigación dedicado al estudio y caracterización de arritmias cardíacas. Para ello se centra en el desarrollo y validación de modelos *in silico* con aplicación pre-clínica y clínica.

En este grupo se ha desarrollado la parte del trabajo relacionada con la aplicación de metodologías clásicas de electrofisiología cardíaca y ha sido supervisada por **María de la Salud Guillem** y **Miguel Rodrigo Bort**.

Biomedical Data Science Lab

Biomedical Data Science Lab se dedica a la aplicación de las ciencias de la computación en el ámbito biomédico. Para ello emplean, entre otros, técnicas de *machine learning*, modelado predictivo y herramientas de calidad de datos biomédicos.

En este grupo se ha desarrollado la parte del trabajo relacionada con la aplicación de técnicas de inteligencia artificial, y ha sido supervisada por **Juan Miguel García Gómez** y **Javier Juan Albarracín**.

2. ANTECEDENTES

2.1 ELECTROFISIOLOGÍA CARDÍACA

La electrofisiología cardíaca es una especialidad de la cardiología dedicada al estudio de la actividad eléctrica en el funcionamiento normal del corazón y en sus alteraciones.

2.1.1 ANATOMÍA Y FISIOLÓGÍA DEL CORAZÓN

El corazón es el órgano muscular encargado de bombear sangre a todo el cuerpo. Se encuentra formado por cuatro cavidades: dos superiores llamadas aurículas y dos inferiores conocidas como ventrículos.

Las aurículas actúan como reservorios de la sangre que llega al corazón a través de las venas y la pasan a los ventrículos que se encargarán de expulsarla a las arterias para abastecer a todo el organismo.

Concretamente, esta configuración establece dos circuitos para la sangre. En la Circulación Mayor o sistémica la sangre sale oxigenada del ventrículo izquierdo a través de la arteria aorta y tras llegar a todas las células del cuerpo, regresa carboxigenada a la aurícula derecha a través de las venas cava superior e inferior. En la Circulación Menor o pulmonar la sangre carboxigenada sale del ventrículo derecho, y a través de la arteria pulmonar, llega a los pulmones donde, tras oxigenarse, regresa a la aurícula izquierda a través de las venas pulmonares.

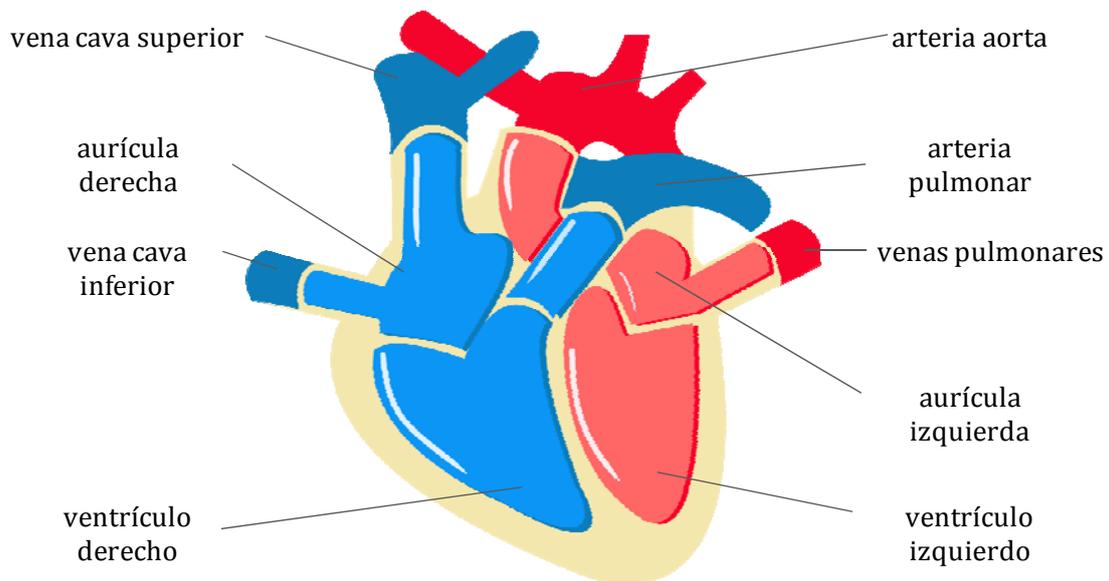


Figura 1. Anatomía del corazón. Principales cavidades y vasos. Elaboración propia

2.1.2 ACTIVIDAD ELÉCTRICA DEL CORAZÓN

El corazón es capaz de cumplir su función de bombeo gracias a una red de propagación de impulsos eléctricos que, en condiciones normales, son generados por el **Nodo Sinusal**. Este nodo se encuentra en la parte superior de la aurícula y actúa como marcapasos natural.

Desde el nodo sinusal el estímulo eléctrico se va propagar por las aurículas provocando la despolarización de las células del músculo cardíaco (miocardio) y en consecuencia su contracción.

El impulso llega al **Nodo Auriculoventricular** situado en el septum interauricular, encima de la válvula tricúspide, y deja de propagarse durante un pequeño instante. Ese retraso de aproximadamente 130 milisegundos permite el llenado de sangre de los ventrículos y previene determinadas arritmias auriculares.

A continuación, el impulso se propaga por las ramas derecha e izquierda, **Haz de His**, hasta que llega finalmente a las **Fibras de Purkinje** encargadas de la despolarización y contracción del miocardio ventricular.

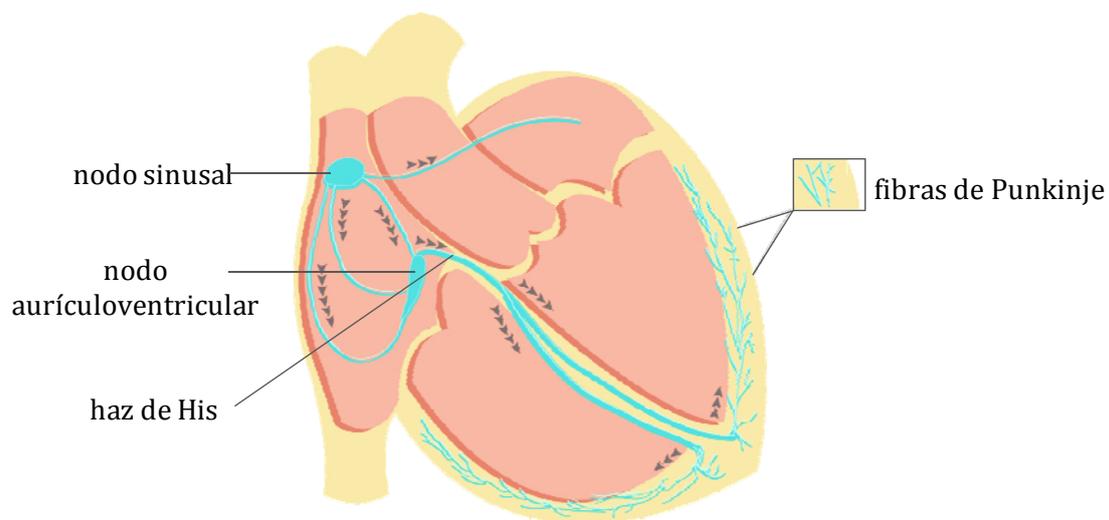


Figura 2. Componentes del Sistema eléctrico del corazón

El tiempo que transcurre entre dos estímulos generados por el Nodo Sinusal se denomina **Ciclo Cardíaco** y consta de períodos de sístole (contracción) y diástole (relajación) de las aurículas y de los ventrículos.

La sincronización de estos eventos mecánicos determinará un **ritmo cardíaco normal** (entre 60 y 100 latidos por minuto) y un bombeo eficaz de la sangre. De lo contrario dará lugar a la aparición de arritmias.

2.1.3 ARRITMIAS CARDÍACAS

Como hemos visto, el sistema de conducción se encuentra organizado por una serie de componentes que garantizan la sincronía del sistema y la efectividad de la función cardíaca. Sin embargo, esta situación puede verse alterada ya sea porque el impulso eléctrico no se genere adecuadamente, porque tenga un origen ectópico (distinto al Nodo Sinusal) o porque el sistema de propagación sea deficiente.

Cualquier trastorno del ritmo cardíaco se conoce como arritmia y pueden clasificarse:

Según su origen

- Supraventriculares: si tiene su origen en las aurículas o en el nodo aurículo-ventricular
- Ventriculares: si tiene su origen en los ventrículos

Según la frecuencia cardíaca

- Taquicardias: si se produce un aumento del ritmo cardíaco por encima de 100 latidos por minuto
- Bradicardias: si se produce un descenso del ritmo cardíaco por debajo de 60 latidos por minuto

Según su ocurrencia

- Crónicas: si se mantiene de forma permanente
- Paroxísticas: si ocurre de forma puntual

2.2 FIBRILACIÓN AURICULAR

La Fibrilación Auricular (FA) se engloba en las arritmias supraventriculares de respuesta taquicárdica y es debida a una actividad eléctrica desorganizada, que tiene como consecuencia la pérdida de efectividad de la función auricular.

Por sí sola, y en comparación con la fibrilación ventricular, no se considera peligrosa y revierte en el 70% de los casos en las primeras 24 horas; sin embargo, induce a un aumento de riesgo de padecer otras patologías más graves como: la insuficiencia cardíaca y la embolia que, a su vez, pueden dar lugar a eventos de carácter mortal como son los accidentes cerebrovasculares.

De esta forma, la investigación se ha centrado en el diagnóstico temprano y el tratamiento eficaz como principal métodos de prevención para la cascada de eventos posteriores a la FA.

2.2.1 CLASIFICACIÓN

Una de las clasificaciones más utilizadas en la clínica para el planteamiento terapéutico de los pacientes es la que se basa en función del patrón de presentación temporal. Dentro de ésta se establecen tres tipos de fibrilación auricular.

Paroxística

Se caracteriza porque la arritmia se presenta en episodios de corta duración que desaparecen por sí solos. Normalmente el corazón retoma su ritmo normal antes de exceder las 48 h, sin embargo, el límite para considerarse de tipo paroxística se ha establecido en 7 días.

Persistente

En este caso la fibrilación auricular o bien cesa pasado el límite de 7 días, o no se detiene a menos que se realice una intervención farmacológica o de descarga eléctrica (cardioversión) para que el corazón vuelva a su ritmo normal. En general, para que la estrategia de reversión a ritmo sinusal y mantenimiento sea efectiva, se suele aceptar que la FA no tenga una duración excesiva.

Permanente

Es aquella situación en la que la fibrilación auricular se mantiene sin reversión a ritmo sinusal; es decir, no se consigue retomar el ritmo normal del corazón, ni si quiera con ayuda de medicamentos o mediante descarga eléctrica controlada.

2.2.2 EPIDEMIOLOGÍA

Prevalencia

La fibrilación auricular (FA) es la arritmia más común en los países occidentales, y se asocia con una alta mortalidad y morbilidad. Tiene una prevalencia de entre el 1-2% de la población general; sin embargo, la prevalencia real probablemente se aproxima más al 2%, ya que una gran parte de los casos permanece sin diagnosticar durante mucho tiempo por tratarse de una FA silente o asintomática. En España, por ejemplo, se calcula que hay 1 millón de pacientes con FA, de los cuales más de 900.000 no están diagnosticados [3]. Esto tiene importantes implicaciones en salud pública, debido a las complicaciones que puede producir esta arritmia en ausencia de tratamiento.

En los próximos años se prevé que esta prevalencia se incremente en los países occidentales, debido fundamentalmente a una mayor esperanza de vida, a una mejor detección de la FA silente y al incremento en la prevalencia de otros factores de riesgo que favorecen su desarrollo como: complicaciones cardiovasculares, obesidad, consumo de alcohol o drogas, antecedentes familiares, síndrome metabólico, diabetes, enfermedad renal crónica o enfermedad pulmonar [4]

En España se carece de datos epidemiológicos que nos permitan conocer con exactitud la prevalencia de FA en la población general, ya que los estudios realizados en los últimos años, se han realizado en grupos de pacientes o en poblaciones seleccionadas que no son representativos de la población general española.

Según los datos publicados en el registro OFRECE, estudio financiado por la Agencia de Investigación de la Sociedad Española de Cardiología publicado, se calcula que la prevalencia de fibrilación auricular sobre una población española mayor de 40 años es de un 4,4% [5]. La

prevalencia total entre hombres y mujeres es similar, aunque se observan ciertas diferencias en función del rango de edad (tabla siguiente). De forma general, la prevalencia de fibrilación auricular se caracteriza por aumentar con la edad, llegando a alcanzar un 17% en los mayores de 80 años.

| | 50-59 años | 60-69 años | 70-79 años | > 80 años |
|----------------|------------|------------|------------|-----------|
| Hombres | 0,9% | 5,3% | 11,9% | 17,0% |
| Mujeres | 1,1% | 4,0% | 7,7% | 18,1% |

Tabla 1. Prevalencia estratificada por edad de FA en hombres y mujeres en una población española mayor de 20 años. Datos extraídos del estudio OFRECE.

Incidencia

Durante los últimos años la incidencia de la fibrilación auricular ha ido incrementándose de forma progresiva en los países desarrollados y se calcula que dentro de doce años en Europa alcanzará una cifra de 14 a 17 millones pacientes, con la detección de 120.000 a 215.000 nuevos casos cada año [6]

2.2.3 MECANISMOS DE MANTENIMIENTO DE LA FIBRILACIÓN AURICULAR

La fibrilación auricular, desde que fue descrita en 1909 por Thomas Lewis [7] ha sido objeto de discusión en cuanto a su mecanismo de inicio y mantenimiento se refiere.

Concretamente se distinguen dos grandes teorías: la teoría de activación focal en la que se postula la existencia de áreas ectópicas capaces de activarse de forma autónoma y que gobiernan la propagación y la teoría basada en múltiples frentes que interfieren entre sí dando lugar a reentradas.

Teoría de activación focal

Winterberg, en 1906, y Lewis, en 1912 postularon que el origen de la FA se debía a la existencia de uno o más focos que se activan de forma autónoma [8]

David Scherf en 1947 inyectó aconitina, sustancia capaz de abrir los canales de sodio de los cardiomiocitos en la orejuela izquierda y observó que se producía fibrilación auricular [9]. Finalmente, Moe y Abildskov, comprobaron esta teoría tras aplicar aconitina aislaron la orejuela y vieron que se recuperaba el ritmo normal. De esta forma se comprobaba el efecto de los focos automáticos como mecanismo de origen en la fibrilación auricular [10].

En cuanto a las localizaciones de estos focos destacan las venas pulmonares que han sido profundamente estudiadas tanto en animales [11] como en humanos. Concretamente, Haïsaquerre [12] encontró que el 94% de los focos ectópicos se encontraban en las venas pulmonares. Además, desde un punto de vista histológico, se ha observado la presencia de células marcapaso en estas zonas, pudiendo ser la explicación de su papel como focos ectópicos desencadenantes de la fibrilación auricular.

Teoría de reentradas

Walter E. Garrey [13] en 1914 fue el primero en postular que el origen de la FA podían ser las reentradas, es decir, movimientos circulares en la propagación de la actividad eléctrica por diferencias en la excitabilidad y la conductividad.

En 1962 Gordon Moe [14], explica la hipótesis de las múltiples ondas reentrantes según la cual la FA se mantiene al existir un conjunto de frentes de ondas que van interfiriendo y generan otros a su vez. En este caso se debía a reentradas funcionales que no necesitan de un circuito establecido y determinó que eran necesarios entre 4 y 6 frentes de onda para el sustento de la FA.

Esta hipótesis fue apoyada posteriormente por grupos como el de Allesie en 1996 [15], pero también cuestionada principalmente por el grupo de Jalife en 1998 cuando, en modelos de animales, propuso la existencia de rotores como un tipo de reentrada donde no se necesitaba un núcleo en sí, si no que eran sostenidos por la propia propagación del frente que seguía un patrón en espiral y no permanece estacionario [16]

Narayan en 2012 confirmó la existencia de circuitos de movimiento circular en humanos denominándolos rotores observándose más frecuentemente en la aurícula izquierda [17].

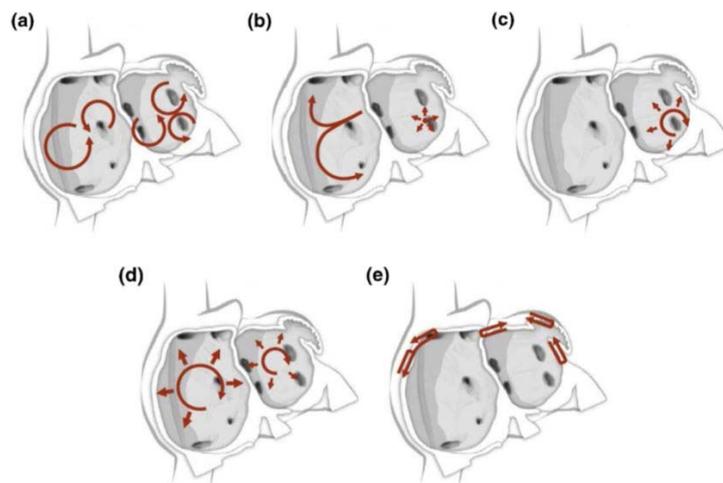


Figura 3. Mecanismos de fibrilación auricular. a) Múltiples frentes de onda, b) Focos ectópicos de activación rápida, c) Circuito de reentrada con conducción fibrilatoria, d) Reentrada funcional debida a rotores, e) Mantenimiento por diferencias en la conducción del epicardio y el endocardio. Extraído de [18]

2.2.4 SISTEMAS DE MAPEO DE LA ACTIVIDAD ELÉCTRICA EN FIBRILACIÓN AURICULAR

En este apartado se explican los principales métodos de mapeo utilizados en la identificación y localización de fuentes de fibrilación auricular

■ Mapeo de fase y análisis espectral

El mapeo de fase y el análisis espectral de los potenciales cardíacos se basan en algoritmos que derivan originalmente de experimentos de mapeo óptico realizados sobre corazones aislados.

El análisis espectral se utiliza para mapear la distribución de frecuencias de la FA y localizar las áreas con las frecuencias de activación más altas, las cuales normalmente coinciden con la presencia de los rotores que mantienen la arritmia [19][20]. El análisis espectral resulta útil cuando la tasa de activación es difícil de medir en el dominio del tiempo, tal y como ocurre durante la FA.

El mapeo de fase se trata de un enfoque complementario que permite la visualización espacio-temporal de los patrones de propagación durante la fibrilación cardíaca mediante la determinación de la fase local del ciclo de activación/recuperación a cada tiempo. Esto hace posible la detección de singularidades de fase que organizan la reentrada y fibrilación [21].

También puede usarse para analizar electrocardiogramas, aunque el mapeo óptico proporciona mayor resolución y precisión en espacio y tiempo cuando se rastrea la formación y mantenimiento del rotor [22].

■ Mapeo óptico endocárdico y epicárdico simultáneo

El mapeo óptico endocárdico y epicárdico simultáneo implica la utilización de tinciones fluorescentes que son sensibles a voltaje y que permiten la interpretación del comportamiento ondas rotatorias en 3D. Sin embargo, la toxicidad de las tinciones hace que el uso de esta técnica quede limitado a experimentos *ex vivo*.

■ Mapeo eléctrico de placa multielectrodo

Este tipo de mapeo se basa en el uso de placas multielectrodo de alta densidad que registran la actividad eléctrica epicárdica local de los pacientes que se someten a cirugía cardíaca. Al no precisar del uso de tinciones sensibles al voltaje de carácter tóxico, esta metodología es adecuada para mapeo *in vivo* en seres humanos, aunque se restringe a pequeñas áreas con resolución espacial limitada [21].

■ Mapeo eléctrico endocárdico basket-catéter

Esta estrategia utiliza catéteres intracardiácos para registrar los potenciales cardíaco. Permite la evaluación a tiempo real de cambios que se producen en la actividad cardíaca y se utiliza para registrar rotores y activaciones focales considerados responsables del mantenimiento de la FA.

■ Mapeo de superficie del cuerpo (BSM)

El mapeo de superficie del cuerpo (BSM) se trata de un método no invasivo que permite analizar los patrones de activación durante la FA. Esto se consigue cubriendo el torso del paciente con una camiseta de 67 electrodos que permite registrar simultáneamente señales intracardiacas en diferentes posiciones [23]. Con esta estrategia se ha demostrado que las fuentes de alta frecuencia pueden reflejarse en una pequeña área de la superficie del cuerpo, cercana a la aurícula que alberga las DF más altas.[24].

■ Imagen electrocardiográfica (ECGI)

Este sistema permite obtener de forma no invasiva estimaciones de electrogramas epicárdicos en base a la anatomía del corazón. Esto se logra mediante la utilización de algoritmos complejos que combinan las señales que registran los 250 electrodos distribuidos sobre el torso del paciente junto con la información de la geometría epicárdica del corazón, obtenida por tomografía computarizada [25].

2.3 REDES NEURONALES CONVOLUCIONALES EN FIBRILACIÓN AURICULAR

Las redes neuronales convolucionales son redes inspiradas en el funcionamiento de la corteza visual humana y corresponden a una variación del perceptrón multicapa con principal aplicación en el reconocimiento de imágenes.

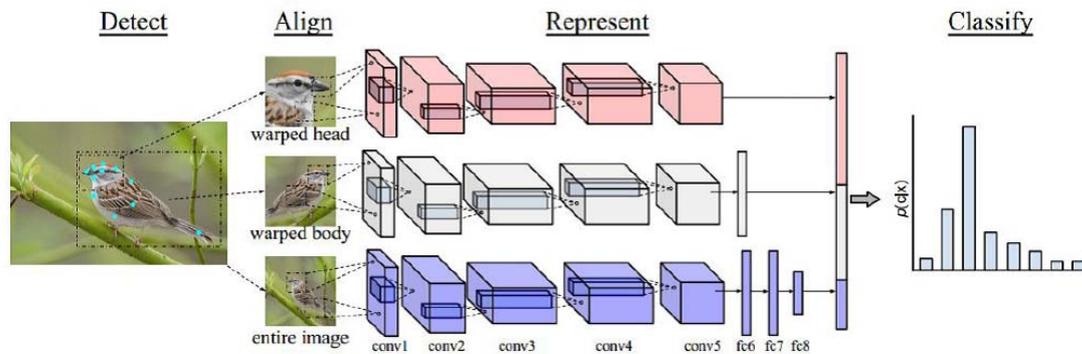


Figura 4. Estructura de Red neuronal convolucional. Extraído de [26]

La principal característica es que están diseñadas a propósito para trabajar con información relacionada espacialmente, como ocurre en las imágenes. Así, en vez de trabajar con señales aisladas trabajan con ventanas de píxeles por lo que son capaces de, por sí solas, incorporar información de contexto.

La gran ventaja de utilizar esta metodología es que a las redes neuronales convolucionales no es necesario que se le pase información procesada de las señales, sino que es la propia red la que aprenderá los filtros con los que mejor consiga el resultado esperado.

El éxito de estas redes dependerá de si la información incluida es relevante, de si la base de datos está correctamente anotada y de si se cuenta con otros casos para validar el modelo.

En caso de cumplir con estas consideraciones, utilizar este tipo de redes será un método idóneo para resolver un problema de localización de motivos en imágenes como puede ser la localización de rotores en fibrilación auricular. Se evitaría así tener que recurrir a metodologías clásicas de procesamiento de imágenes que no suelen tener los resultados esperados si se producen pequeñas variaciones en las condiciones del problema.

En Fibrilación auricular se han propuesto distintas metodologías basadas en redes neuronales convolucionales, para detección de episodios de fibrilación sobre todo utilizando el electrocardiograma como señal de entrada [27][28][29]. La mayoría de ellas se basan en clasificar el ECG en función de distintas alteraciones como fibrilación auricular, flutter o ruido.

3. MATERIALES Y MÉTODOS GENERALES

En este apartado se disponen los materiales comunes utilizados en los siguientes apartados. La mayor parte de ellos han sido proporcionados por el Grupo de Investigaciones Cardiacas (COR) y el Grupo de Informática Biomédica (IBIME) pertenecientes al Instituto de Tecnologías de la Información y Comunicaciones (ITACA) de la Universidad Politécnica de Valencia (UPV).

3.1 MATERIALES GENERALES

3.1.1 MODELO GEOMÉTRICO DE LAS AURÍCULAS

Se ha utilizado un modelo geométrico que describe la geometría de las aurículas. Corresponde a un mallado formado por 2.048 nodos, 4.092 caras triangulares y ocupa un volumen de $10 \times 15 \times 10 \text{ cm}^3$

En la figura pueden observarse distintas vistas del mismo.

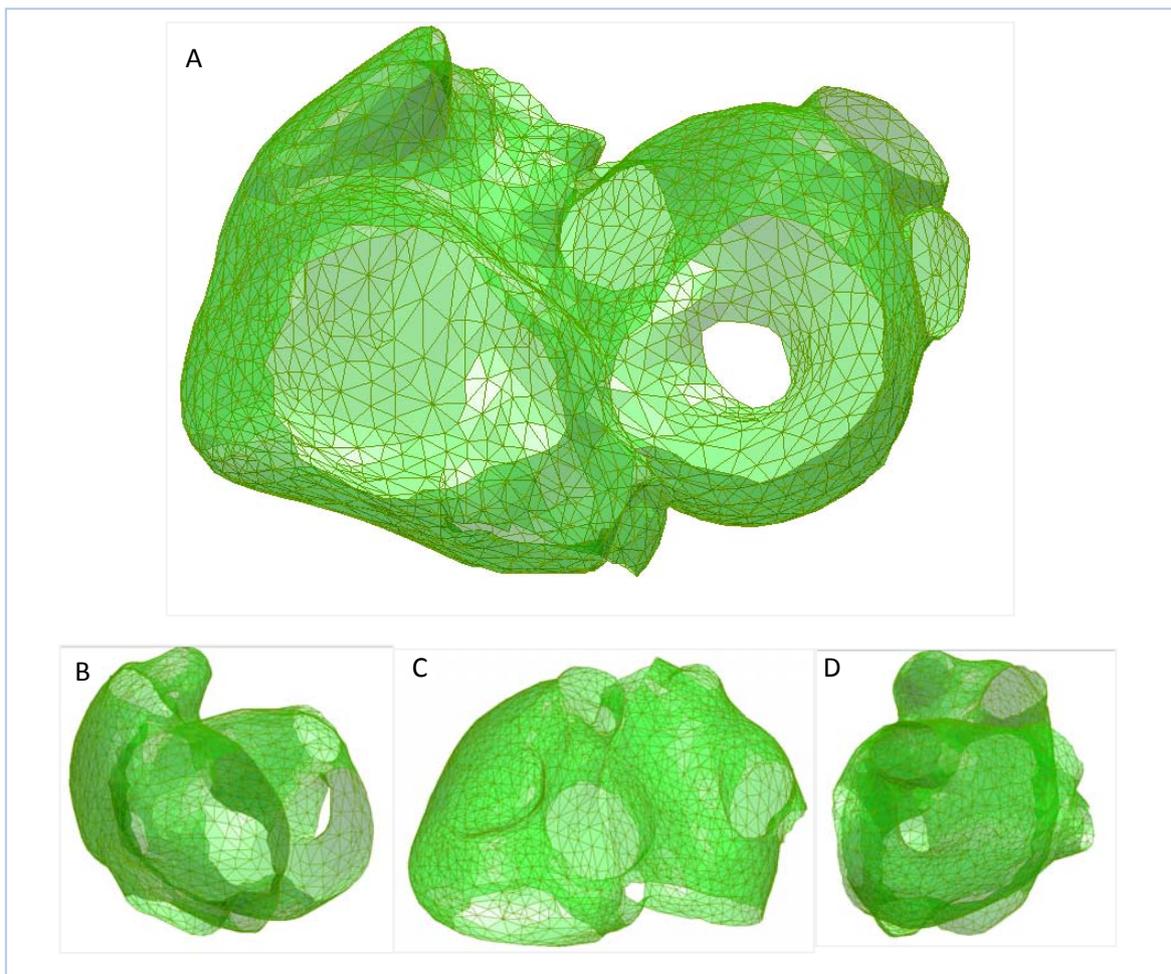


Figura 5. Modelo geométrico de las aurículas. A. Vista Frontal B. Vista lateral izquierda C. Vista superior D. Vista lateral derecha

3.1.2 MODELOS ELÉCTRICOS DE LAS AURÍCULAS

Además de la geometría, se dispone de 29 modelos con información de la actividad de las aurículas.

Cada modelo recoge las señales de electrogramas (EGM) para cada uno de los 2.048 nodos del mallado. Estas señales están compuestas por 2.001 muestras que, siendo la frecuencia de muestreo de 500 Hz, corresponden a 4 segundos. A continuación se muestra un ejemplo.

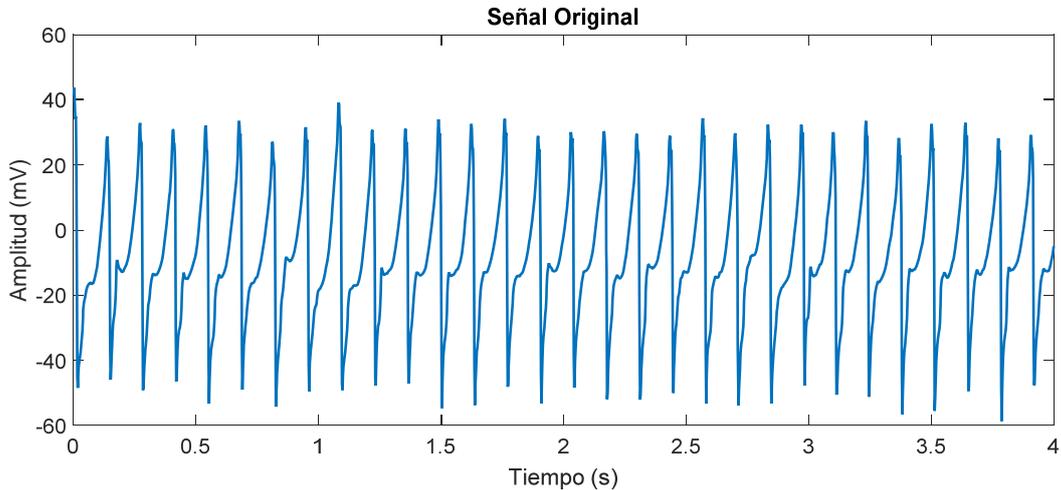


Figura 6. Señal de EGM original

Estos modelos se caracterizan por presentar un rotor estable durante el registro. En la figura que sigue puede verse un modelo de la propagación de la actividad eléctrica en las aurículas durante 6 instantes temporales. Se puede apreciar que la propagación sigue una trayectoria en espiral que conocemos como rotor.

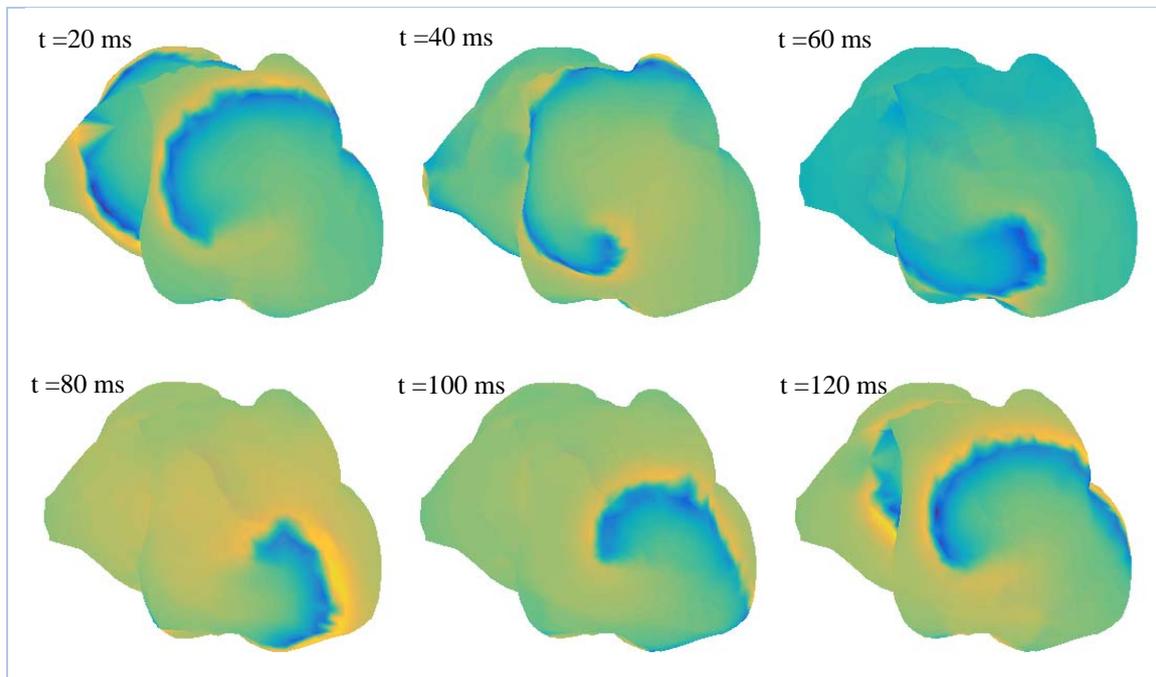


Figura 7. Modelo eléctrico de las aurículas. Representación de una misma vista en distintos tiempos mostrando la propagación de la actividad eléctrica y la presencia de un rotor en el centro de la imagen

En la siguiente tabla se describen los 29 modelos junto con la zona de la aurícula donde se ha simulado un rotor estacionario y la aurícula en la que se encuentran. Además se acompaña la tabla de imágenes de las posiciones anatómicas de las venas pulmonares [30].

| Modelo | Zona Rotor | Aurícula |
|--------|------------|-----------|
| 1 | RAFW | Derecha |
| 2 | RAFW | Derecha |
| 3 | RAFW | Derecha |
| 4 | RAFW | Derecha |
| 5 | RAFW | Derecha |
| 6 | RAFW | Derecha |
| 7 | RAFW | Derecha |
| 8 | RAFW | Derecha |
| 9 | RAFW | Derecha |
| 10 | RAFW | Derecha |
| 11 | RAA | Derecha |
| 12 | RAA | Derecha |
| 13 | RAA | Derecha |
| 14 | RAA | Derecha |
| 15 | RAA | Derecha |
| 16 | RAA | Derecha |
| 17 | RAA | Derecha |
| 18 | PLAW | Izquierda |
| 19 | PLAW | Izquierda |
| 20 | PLAW | Izquierda |
| 21 | PLAW | Izquierda |
| 22 | LSPV | Izquierda |
| 23 | RSPV | Izquierda |
| 24 | LIPV | Izquierda |
| 25 | LIPV | Izquierda |
| 26 | RIPV | Izquierda |
| 27 | RIPV | Izquierda |
| 28 | LSPV | Izquierda |
| 29 | PLAW | Izquierda |

Tabla 2. Modelos eléctricos de las aurículas con la zona de la aurícula donde se encuentra el rotor y si pertenece a la aurícula derecha o izquierda. Además, se muestra la anatomía de las aurículas donde se muestran las posiciones de las venas pulmonares. Imágenes extraídas de [30]

3.2 MÉTODOS GENERALES

3.2.1 BASKET CATÉTER

En este trabajo se pretende resolver el problema desde una perspectiva lo más real posible a lo que se encontraría en un caso real, partiendo de los materiales de los que se dispone.

Con este objetivo, se prepararán los materiales simulando el caso concreto real utilizando un catéter de contacto de tipo basket compuesto por 64 electrodos, dispuestos equidistantes en 8 splines. Se muestra un ejemplo comercial en la siguiente figura.

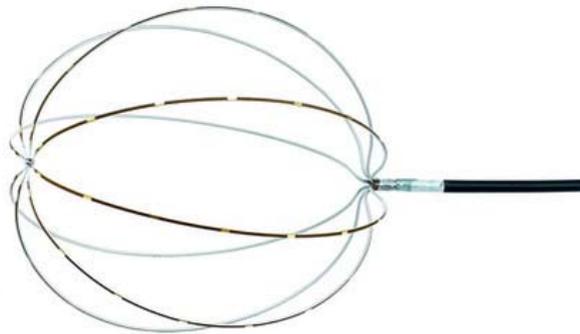


Figura 8. Ejemplo comercial de catéter de tipo basket. FIRMap™ (Topera, Palo Alto, CA, USA) compuesto por 64 electrodos dispuestos en 8 splines con separación entre electrodos de 1 cm.

De esta forma, se simula una posición de contacto del catéter en nuestro modelo y utilizamos las 64 señales que registrarían los electrodos para detectar las fuentes de fibrilación auricular.

Situación del Catéter

En la siguiente figura se puede ver la distribución escogida para nuestro trabajo. Los puntos en rojo corresponden a la posición de los electrodos del catéter introducido en la aurícula derecha, mientras que los puntos en azul corresponden al catéter introducido en la aurícula izquierda.

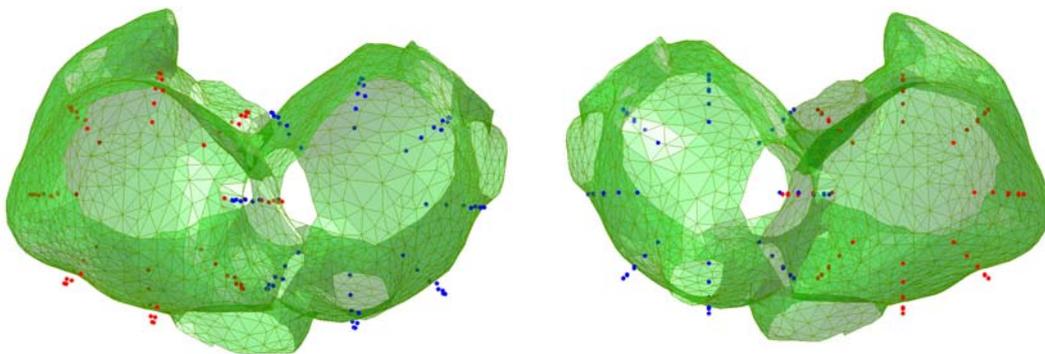


Figura 9. Situación de los basket catéteres. Vista frontal y posterior de las situación de los catéteres. En rojo los electrodos del catéter para la aurícula derecha y en azul los de la aurícula izquierda.

Asignación de señales EGM

Una vez situado el catéter, se simula el mapeo de la actividad eléctrica de las aurículas de la forma siguiente. Para cada electrodo del basket catéter se busca el nodo del modelo más cercano y se le asigna su señal de EGM. En la figura se observa el procedimiento.

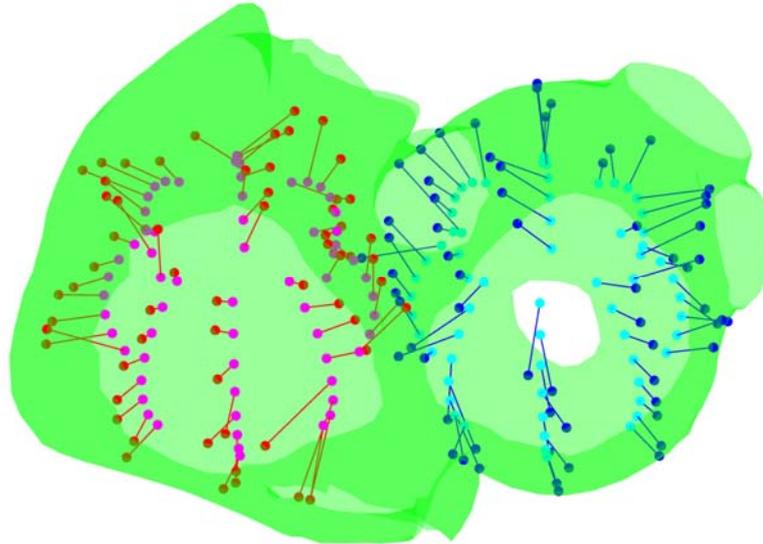


Figura 10. Asignación de señales EGM.

Analizando las distancias medias entre los electrodos del catéter y los nodos más cercanos del modelo de las aurículas se ha obtenido lo siguiente

| | Distancia media (mm) | Distancia mediana (cm) |
|---------------------------|----------------------|------------------------|
| Aurícula Derecha | 0.633 | 0.518 |
| Aurícula Izquierda | 0.587 | 0.505 |
| TOTAL | 0.609 | 0.506 |

Tabla 3. Distancias medias y medianas entre los electrodos del Catéter y los nodos más cercanos del modelo

Se han aceptado como adecuadas estas distancias por lo que a partir de ahora se trabajará con las 64 señales EGM de los nodos seleccionados y será con ellas con las que se localizarán las fuentes de fibrilación auricular.

3.2.2 PROCEDIMIENTO GENERAL

El procedimiento general seguido en los siguientes apartados consta de los siguientes puntos y se describe en la figura de abajo.

1) Anotación de los modelos

En primer lugar, se anotará manualmente la posición donde se encuentra el rotor en el modelo matemático de que se dispone. Esta posición será la referencia con la cual se realiza la comparación.

2) Métodos clásicos

A continuación se identificarán las fuentes de fibrilación auricular utilizando metodologías clásicas, concretamente: identificación de frecuencias dominantes e identificación de singularidades de fase. Con cada metodología se obtendrá una posición etiquetada como fuente de fibrilación y se comparará con la posición de referencia.

3) Métodos de Inteligencia Artificial

En tercer lugar, se identificarán las fuentes de fibrilación auricular utilizando redes neuronales convolucionales. Los modelos creados serán evaluados con las posiciones de referencia.

4) Comparación de resultados

Finalmente, se comparará la efectividad del método propuesto basado en redes neuronales convolucionales con los resultados conseguidos con los métodos clásicos.

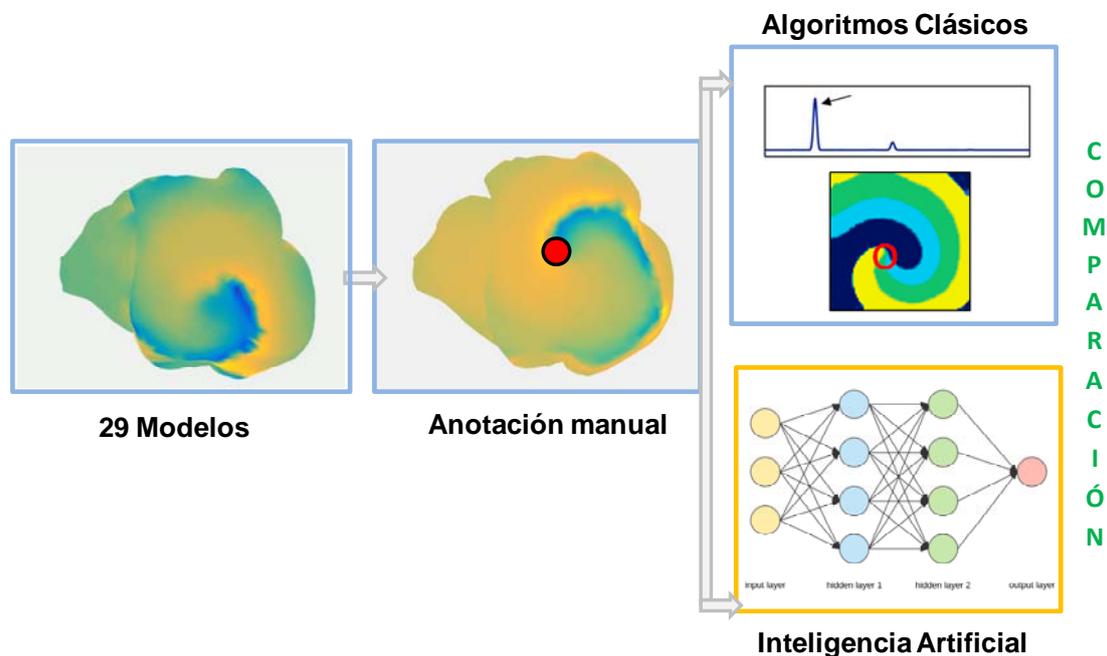


Figura 11. Procedimiento General. Partiendo de los modelos originales se llevan a cabo los siguientes pasos. 1) Anotación manual 2) Algoritmos Clásicos, 3) Métodos de Inteligencia Artificial y 4) Comparación de Resultados.

4. ANOTACIÓN DE LOS MODELOS

Como se explicó en el apartado de Materiales y Métodos Generales, se dispone de 29 modelos caracterizados por presentar un rotor estable durante el registro.

El primer paso de este trabajo ha consistido en anotar la posición $\{x,y,z\}$ de los centros de los rotores para cada uno de los modelos.

Este proceso se ha llevado a cabo de manera manual etiquetando el centro del rotor como el nodo alrededor del cual se mantiene girando la propagación de la actividad eléctrica durante el tiempo.

Con esta estrategia se busca imitar la forma en que un cardiólogo identifica visualmente los rotores y tener una referencia para el resto de los siguientes apartados. Con este *groundtruth* se prueba la eficacia entre los algoritmos clásicos y el modelo de inteligencia artificial propuesto desde una perspectiva objetiva y comparable.

A continuación se muestran diversos ejemplos con los nodos etiquetados en rojo.

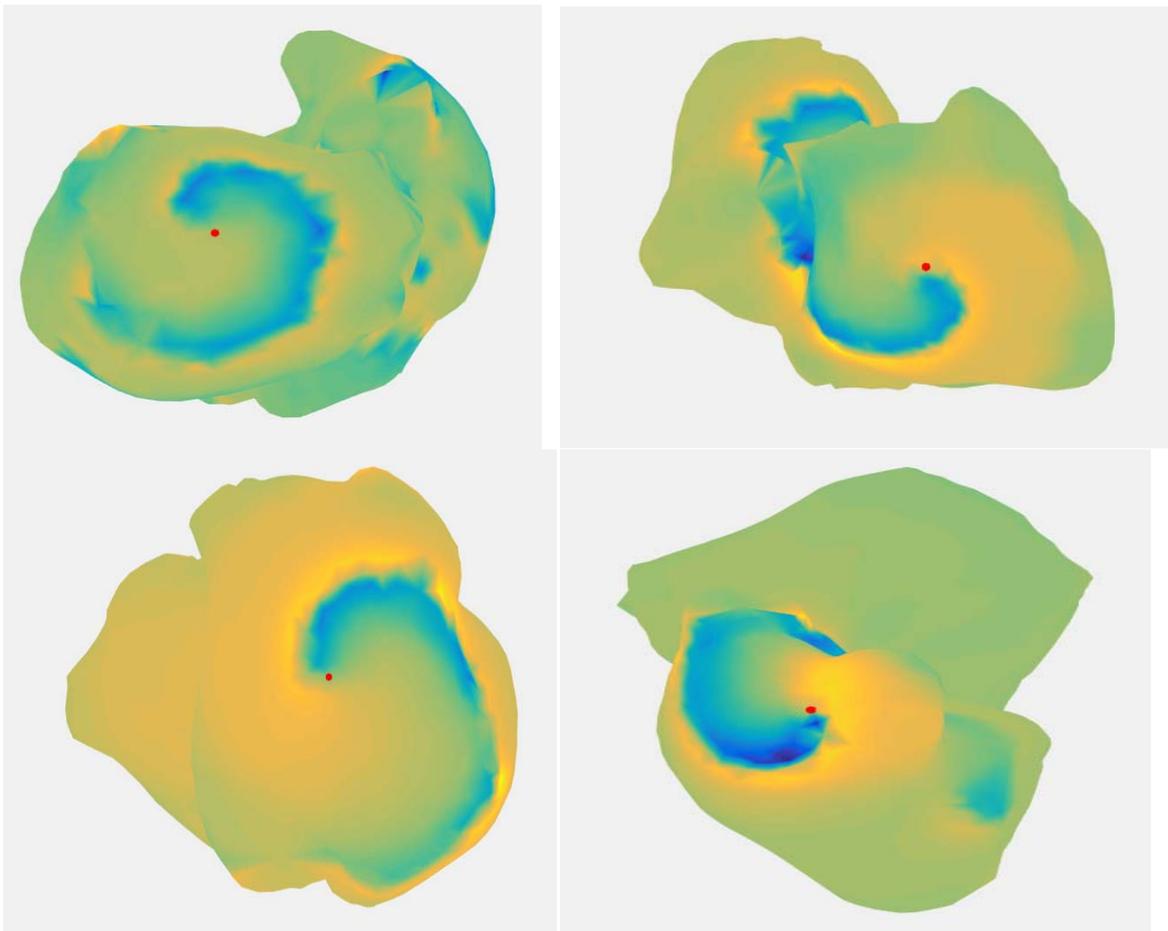


Figura 12. Anotación de modelos. Se representan ejemplos de rotores de cuatro modelos en un instante temporal y, en rojo, el nodo anotado que será utilizado como referencia.

En la siguiente tabla se recoge el nodo anotado que representa la localización del rotor para cada uno de los 29 modelos. Se acompaña también de las posiciones x,y,z que serán utilizadas como referencia; la zona del rotor en la que se encuentra el rotor y la aurícula a la que pertenece dicha zona.

| Modelo | Nodo Anotado | Posición | | | Zona Rotor | Aurícula |
|--------|--------------|----------|--------|--------|------------|-----------|
| | | x | y | z | | |
| 1 | 552 | -4,914 | 3,081 | 36,138 | RAFW | Derecha |
| 2 | 439 | -4,094 | 2,341 | 34,036 | RAFW | Derecha |
| 3 | 486 | -4,588 | 2,729 | 34,135 | RAFW | Derecha |
| 4 | 524 | -4,675 | 2,901 | 33,664 | RAFW | Derecha |
| 5 | 434 | -4,282 | 2,402 | 34,773 | RAFW | Derecha |
| 6 | 481 | -4,356 | 2,629 | 33,617 | RAFW | Derecha |
| 7 | 486 | -4,588 | 2,729 | 34,135 | RAFW | Derecha |
| 8 | 481 | -4,356 | 2,629 | 33,617 | RAFW | Derecha |
| 9 | 481 | -4,356 | 2,629 | 33,617 | RAFW | Derecha |
| 10 | 524 | -4,675 | 2,901 | 33,664 | RAFW | Derecha |
| 11 | 378 | -1,024 | 4,636 | 39,671 | RAA | Derecha |
| 12 | 332 | -2,414 | 3,431 | 38,692 | RAA | Derecha |
| 13 | 229 | -1,015 | 3,202 | 38,614 | RAA | Derecha |
| 14 | 303 | -0,940 | 3,694 | 38,964 | RAA | Derecha |
| 15 | 303 | -0,940 | 3,694 | 38,964 | RAA | Derecha |
| 16 | 229 | -1,015 | 3,202 | 38,614 | RAA | Derecha |
| 17 | 299 | -0,655 | 3,379 | 38,707 | RAA | Derecha |
| 18 | 1913 | -4,170 | 13,876 | 36,343 | PLAW | Izquierda |
| 19 | 1913 | -4,170 | 13,876 | 36,343 | PLAW | Izquierda |
| 20 | 1913 | -4,170 | 13,876 | 36,343 | PLAW | Izquierda |
| 21 | 1929 | -4,111 | 13,749 | 36,893 | PLAW | Izquierda |
| 22 | 1913 | -4,170 | 13,876 | 36,343 | LSPV | Izquierda |
| 23 | 1612 | -5,297 | 10,354 | 37,729 | RSPV | Izquierda |
| 24 | 2024 | -2,864 | 14,817 | 34,864 | LIPV | Izquierda |
| 25 | 2024 | -2,864 | 14,817 | 34,864 | LIPV | Izquierda |
| 26 | 1989 | -6,193 | 12,361 | 33,552 | RIPV | Izquierda |
| 27 | 2027 | -6,964 | 12,289 | 33,773 | RIPV | Izquierda |
| 28 | 1929 | -4,111 | 13,749 | 36,893 | LSPV | Izquierda |
| 29 | 1913 | -4,170 | 13,876 | 36,343 | PLAW | Izquierda |

Tabla 4. Nodo anotado para cada uno de los 29 modelos. Se añade también su posición en coordenadas x, y, z; la zona en la que se encuentra y la aurícula a la que pertenece.

5. DETECCIÓN DE FUENTES DE FIBRILACIÓN UTILIZANDO ALGORITMOS CLÁSICOS

Una vez etiquetados los rotores en los modelos de partida se analiza en este apartado la eficacia conseguida por los algoritmos clásicos en la detección de fuentes de fibrilación auricular.

Concretamente se estudian las dos metodologías siguientes:

- 1) Identificación de Frecuencias Dominantes
- 2) Identificación de Singularidades de Fase

5.1 IDENTIFICACIÓN DE FRECUENCIAS DOMINANTES

Como se vio en la sección de teoría, una hipótesis para explicar el mantenimiento de la fibrilación es la existencia de zonas con mayor tasa de activación que el resto del tejido auricular.

Así, en este apartado se ha realizado un estudio de las frecuencias de activación (frecuencias dominantes) de las distintas zonas de las aurículas utilizando distintos pre-procesados con el fin de analizar la eficacia de este enfoque en la localización de fuentes de fibrilación auricular.

5.1.1 PROCEDIMIENTO

El procedimiento seguido para identificar las frecuencias dominantes se recoge en el diagrama de la figura siguiente y comprende los siguientes puntos:

- 1) Se parte de las 64 señales originales de electrogramas (EGM) registrados por cada basket catéter obtenidas, como se explicó en el apartado de materiales
- 2) Se filtran las señales con el objetivo de facilitar la búsqueda de la frecuencia dominante de cada señal. Para ello se utilizarán dos alternativas como son el Preprocesado de Botteron y el Filtrado Paso Banda
- 3) Se crea un modelo refinado de 1.026 nodos por cada basket catéter y se calcula las frecuencias dominantes de las señales basándonos en el Periodograma de Welch.
- 4) Finalmente se localiza la zona que presenta una mayor frecuencia de activación en comparación con el resto de la aurícula, considerándola como la zona responsable del mantenimiento de la fibrilación.

Cada uno de los apartados anteriores se explica con más profundidad a continuación.

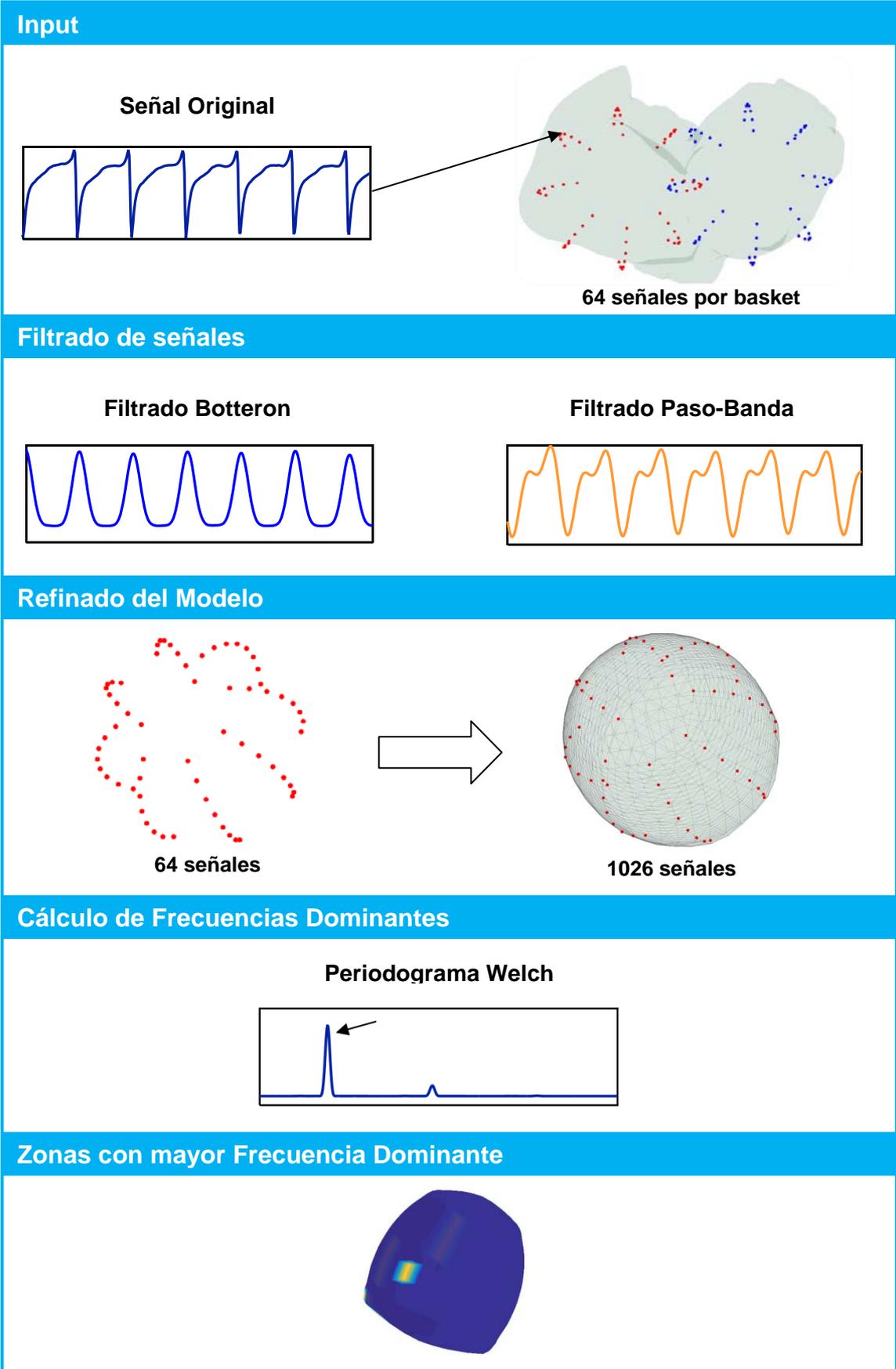


Figura 13. Procedimiento para Identificación de zonas con mayor frecuencia dominante.

Señales de EGM

Se parte de 64 electrogramas (EGM) para cada uno de los dos basket catéteres de que se dispone, uno para la aurícula izquierda y otro para la derecha. Estas señales se han obtenido según lo expuesto en el apartado de Materiales Generales.

Presentan un período de duración de 4 segundos y han sido muestreadas a 500 Hz. En la figura puede observarse una de las 64 señales de que se dispone para un modelo.

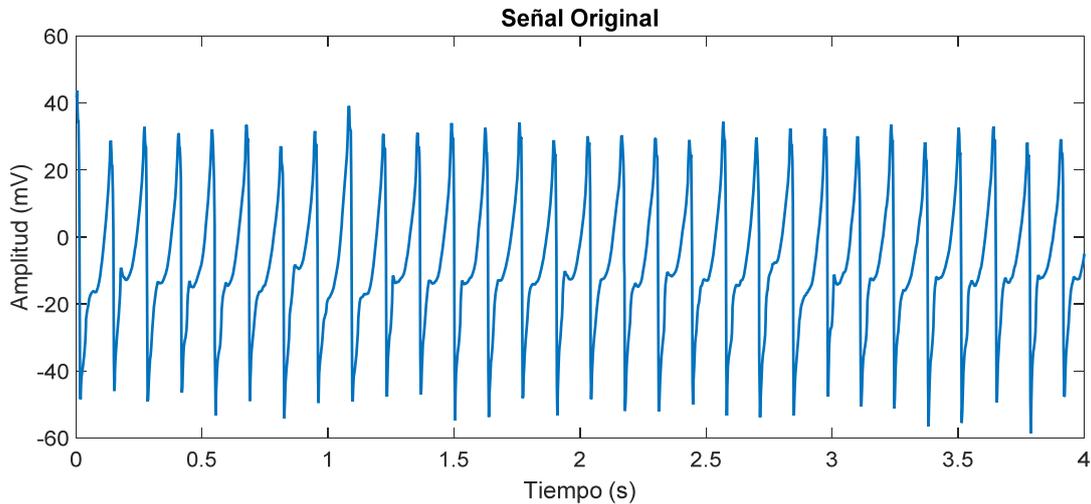


Figura 14. Señal de EGM original

Filtrado de Señales

Con el objetivo de facilitar el cálculo de la frecuencia dominante de cada señal se aplica un paso previo que consiste en el filtrado de la misma siguiendo dos alternativas:

- Filtrado de Botteron
- Filtrado Paso-Banda

■ Filtrado de Botteron

El Filtrado de Botteron [31] es un método comúnmente utilizado para el preprocesado de señales provenientes de registros intracardiacos como son los electrogramas (EGM).

Esta estrategia fue desarrollada por Botteron y Smith, y permite resolver un problema que existe al tratar de buscar la frecuencia fundamental en los EGM originales. Este consiste en que, pese a observarse un pico en el espectro correspondiente a la frecuencia fundamental, su amplitud es mucho menor en comparación con las de sus armónicos. Este problema sucede al haber utilizado EGMs bipolares de distinta naturaleza potenciándose las altas frecuencias atenuando las más bajas.

Evidentemente, este problema dificulta la búsqueda de la frecuencia fundamental y por consiguiente el estudio de las tasas de activación locales en las aurículas.

El Preprocesado de Botteron soluciona el problema anterior haciendo uso de los pasos siguientes:

- 1) Filtrado Paso Banda entre 40 y 250 Hz
- 2) Rectificación de la señal
- 3) Filtro paso Bajo con frecuencia de corte de 20 Hz

En la figura se observa el efecto de los pasos anteriores sobre la forma de la señal y sobre su espectro. Puede verse que la rectificación es el paso clave para potenciar la amplitud de la frecuencia dominante respecto a la de sus armónicos.

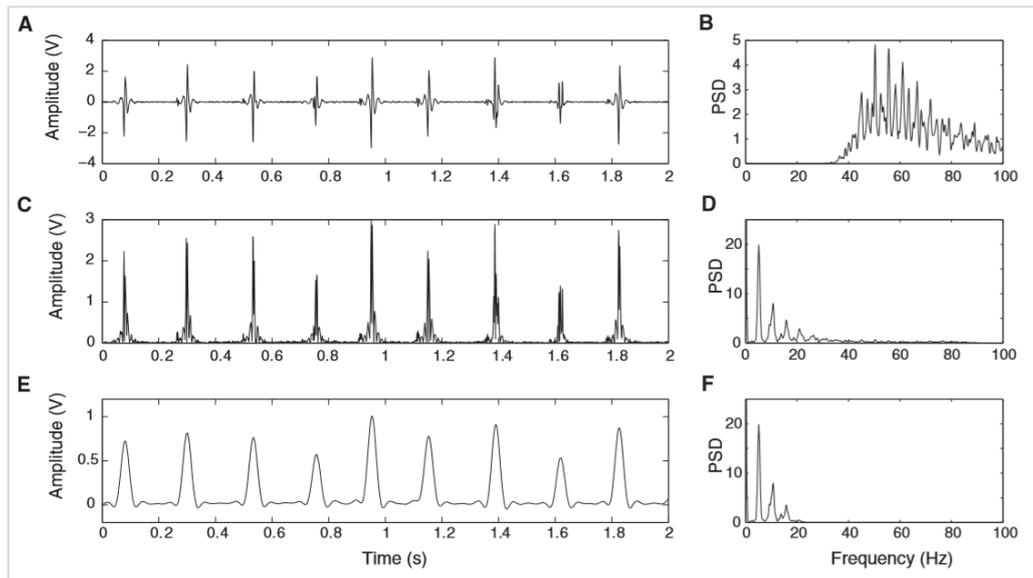


Figura 15. Pasos del Filtrado de Botteron en la señal de fibrilación auricular y en su espectro después del filtrado paso-banda (A y B), del rectificado (C y D) y del filtrado paso bajo (E y F). Extraída de [32]

Implementación

Se ha utilizado una función que realiza los tres pasos explicados mediante filtros FIR de orden 40 y ventanas de Kaiser de longitud 41 muestras.

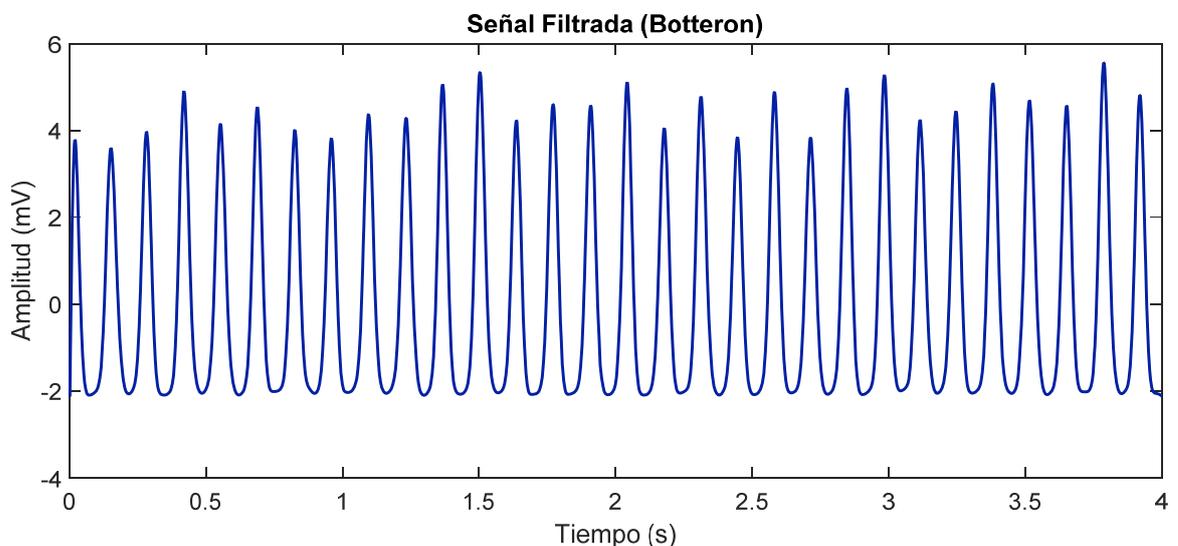


Figura 16. Señal Filtrada utilizando Preprocesado de Botteron

■ Filtrado Paso Banda

La segunda alternativa para facilitar el cálculo de la frecuencia dominante en los EGMs consiste en emplear un filtrado Paso-Banda entre 2 y 20 Hz. En este caso, se busca directamente quedarnos con la información que se encuentra en el rango de frecuencias en que debe hallarse la frecuencia dominante de la señal.

Implementación

Se ha utilizado una función que realiza dos pasos.

- En primer lugar, se realiza un filtrado paso alto consistente en restar a la señal original la línea base. Ésta es estimada utilizando un diezmado de 12.5 Hz, un filtro Butterworth paso bajo de orden 10, con una frecuencia de corte de 2 Hz y una interpolación final hasta 500 Hz.
- En segundo lugar, se aplica un filtro Butterworth paso bajo con de orden 10, con una frecuencia de corte de 20 Hz.

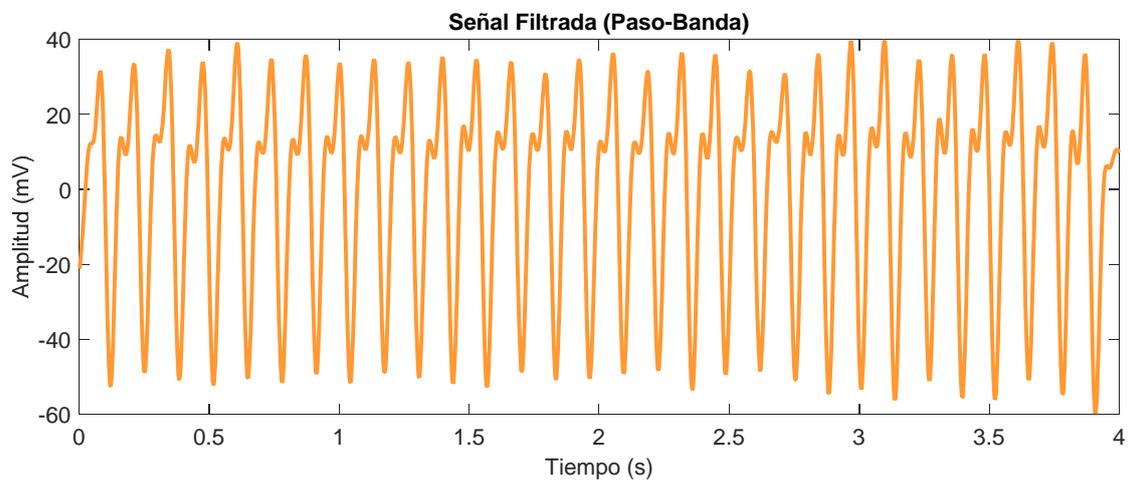


Figura 17. Señal Filtrada utilizando Filtrado Paso Banda

Cálculo del modelo refinado del catéter

Una vez que se tiene las 64 señales EGM por cada catéter filtradas por uno de los dos métodos explicados arriba se refina el modelo de 64 nodos a 1.026. Como se observa en la figura siguiente esto se realiza mediante una interpolación espacial de los 64 nodos que componen el mallado original del basket catéter.

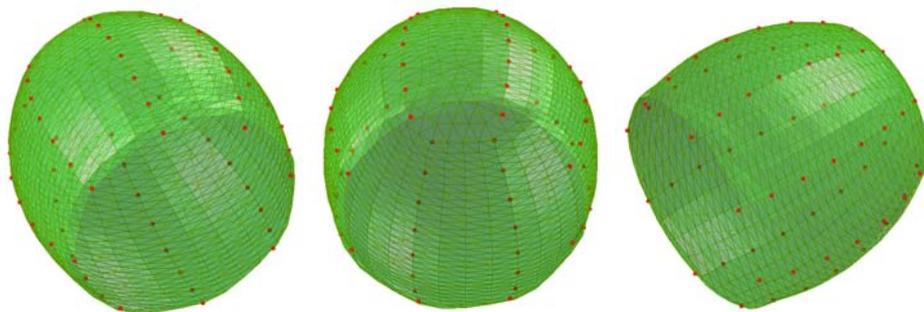


Figura 18. Refinado del Modelo

Interpolando las 64 señales se pasa a tener 1.026 señales en nuestro modelo de las que calcular su frecuencia fundamental. En la siguiente figura se representa para un tiempo el valor de la señal filtrada por Botteron en cada uno de los 1.026 nodos

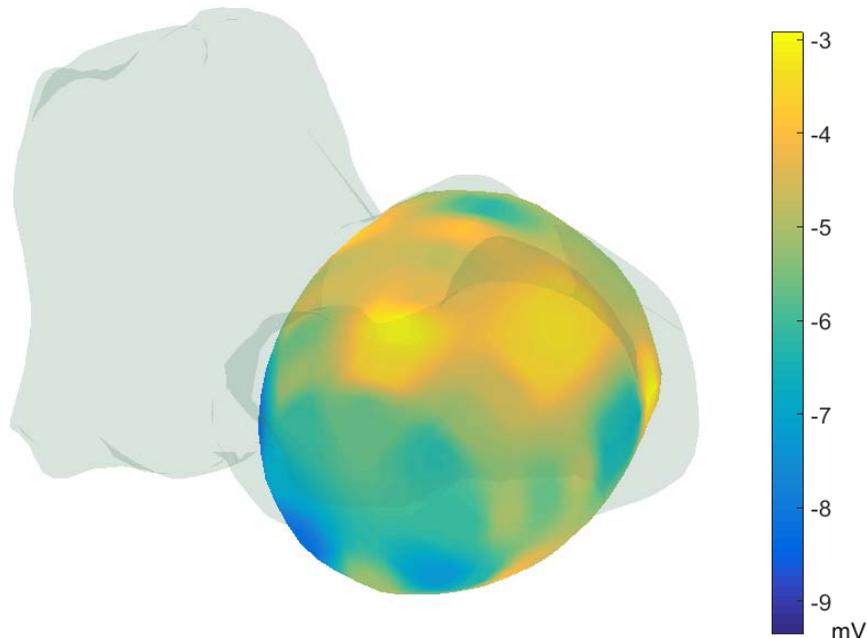


Figura 19. Valor de las señales en instante temporal. Filtrado por Botteron. 1026 nodos

Esta estrategia se emplea en los otros métodos que veremos por lo que nos servirá para establecer un marco común de trabajo y nos permitirá extraer conclusiones comparables entre sí.

Calculo de frecuencias dominantes

El siguiente paso es calcular, para cada una de las 1.026 señales EGM, su frecuencia dominante. Como se ha dicho anteriormente la frecuencia dominante será aquella con mayor densidad espectral por lo que se detectará como el pico de máxima amplitud en el espectro.

Como estimador de la densidad espectral de potencia de cada señal se ha utilizado el periodograma de Welch.

■ Periodograma de Welch

El método de Welch consiste en dividir la señal en segmentos con posibilidad de superposición y calcular el periodograma modificado de cada uno de ellos. Finalmente, mediante el promediado de ellos se obtiene la Densidad Espectral de Potencia Estimada.

El promediado de los periodogramas tiende a hacer decrecer la varianza del estimador sobre la totalidad de la serie temporal. Por otro lado, si bien la superposición entre segmentos introduce información redundante, este efecto queda minimizado por el uso de ventanas no rectangulares que reducen la importancia o peso dado a las muestras finales del segmento.

De todas formas, la combinación de registros cortos de datos y ventanas no rectangulares resulta en una reducción de la resolución del estimador, por lo que es crucial llegar a un compromiso entre la reducción de la varianza y la resolución.

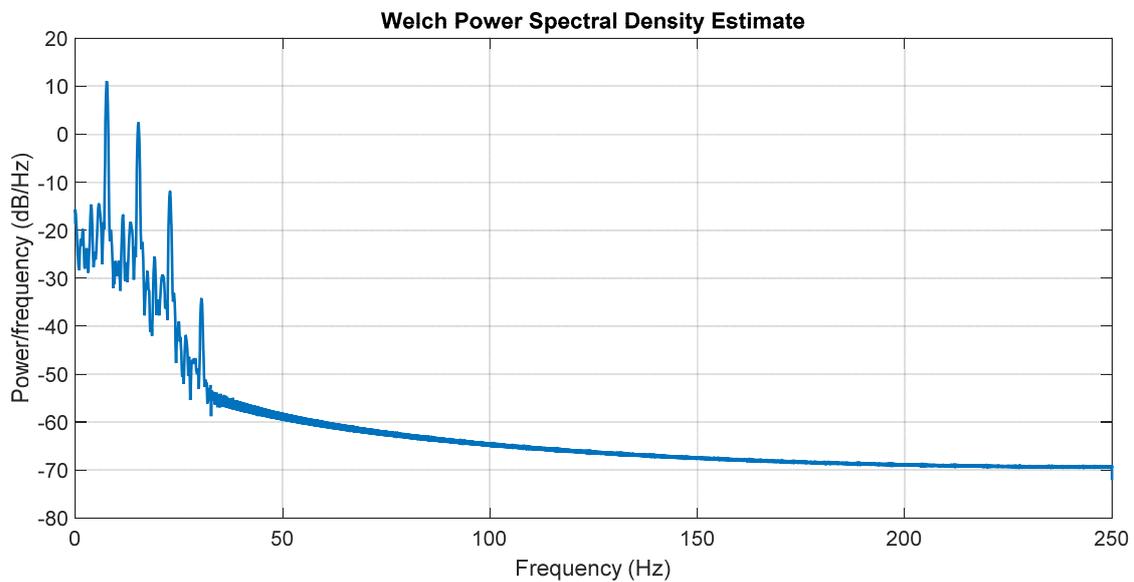


Figura 20. Densidad de Potencia Estimada mediante Periodograma de Welch

■ Frecuencia dominante

Una vez calculado el periodograma se determinará la frecuencia dominante como aquella con mayor densidad de potencia en el espectro de la señal.

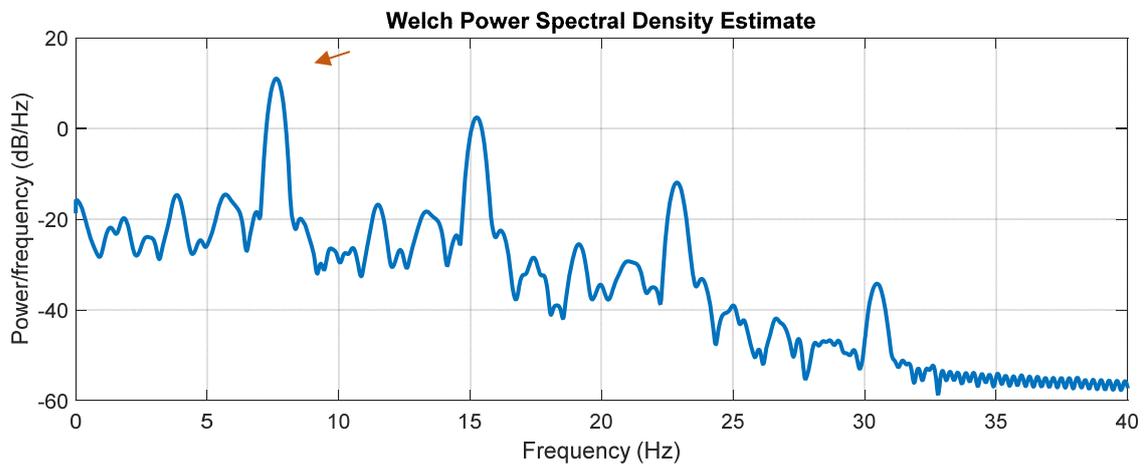


Figura 21. Refinado del Modelo

Implementación

Se ha utilizado una función que calcula el Periodograma de Welch con 65.536 puntos para el cálculo de la Transformada Rápida de Fourier con un 80% de solapamiento entre segmentos consecutivos y enventanando de cada uno de ellos con ventana de Hamming.

Después se calcula la frecuencia dominante como aquella para la cual ocurre el máximo de la Densidad Espectral de Potencia.

Una vez hemos calculado las Frecuencias Dominantes para todas las zonas de la aurícula podremos representar la distribución espacial de frecuencias dominantes.

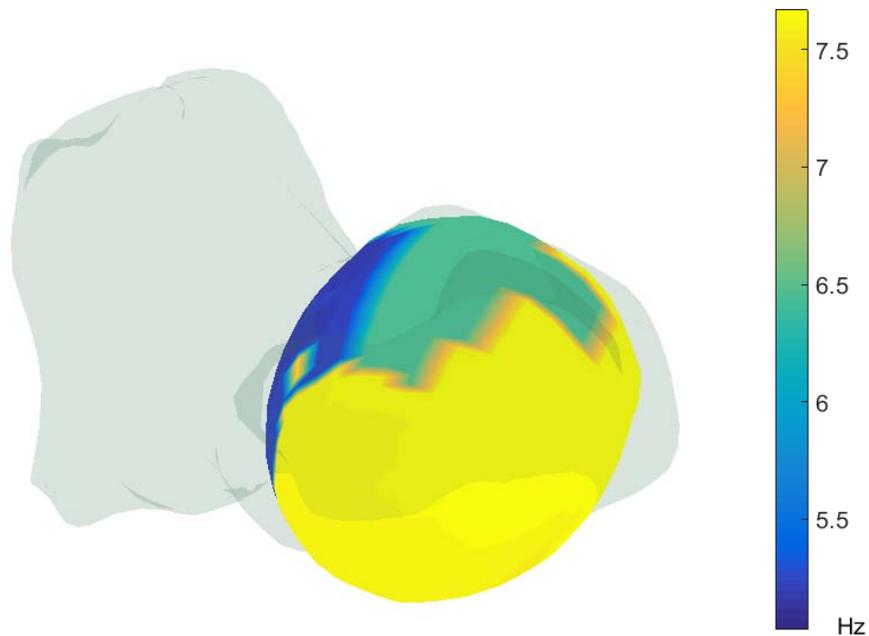


Figura 22. Valor de las frecuencias dominantes para modelo refinado

Selección de la zona con mayor frecuencia dominante

Finalmente se considera la zona responsable del mantenimiento de la fibrilación como aquella que tiene mayor frecuencia dominante.

Para ello se localizarán las zonas que contengan los nodos con mayor frecuencia dominante y aplicaremos el criterio que se explica a continuación para seleccionar una única zona de la cual se etiquetará el nodo del modelo más cercano a su centroide.

Implementación

La implementación se ha llevado a cabo en las siguientes etapas

1) Identificación de nodos con mayor frecuencia dominante

En primer lugar, se ordenan las frecuencias dominantes de todos los nodos en orden decreciente para quedarnos con las N primeras.

N corresponde al número de nodos candidatos y será un parámetro de estudio para ver el efecto sobre los resultados conseguidos.

Ahora que se tienen N nodos con frecuencias dominantes más altas se aplica un método para elegir una única zona que se considera la responsable de la fibrilación.

2) Aplicación de Criterio de Distancia:

De los N nodos se considerarán sólo con aquellos que se encuentren a máximo una distancia D de otro nodo candidato. Este paso pretende eliminar nodos candidatos aislados suponiendo que la responsable del mantenimiento de la fibrilación contenga varios nodos candidatos con frecuencia dominante alta.

Esto se puede ver en la figura donde de 30 nodos candidatos considerados se han eliminado 2 por el criterio de la distancia, en este caso distancia menor a 1 cm.

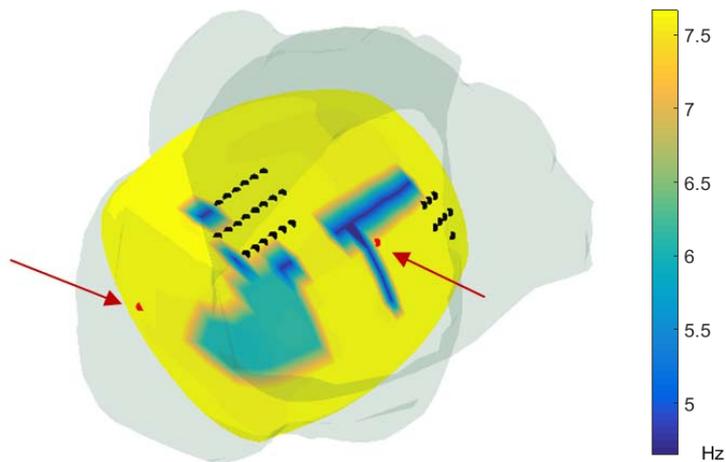


Figura 23. Nodos candidatos seleccionados tras aplicar criterio de distancia en negro. Nodos eliminados señalados y de color rojo.

3) Agrupación de Nodos

Se crean tantos grupos de nodos vecinos como se hayan establecido según el criterio de distancias comentado en el punto anterior.

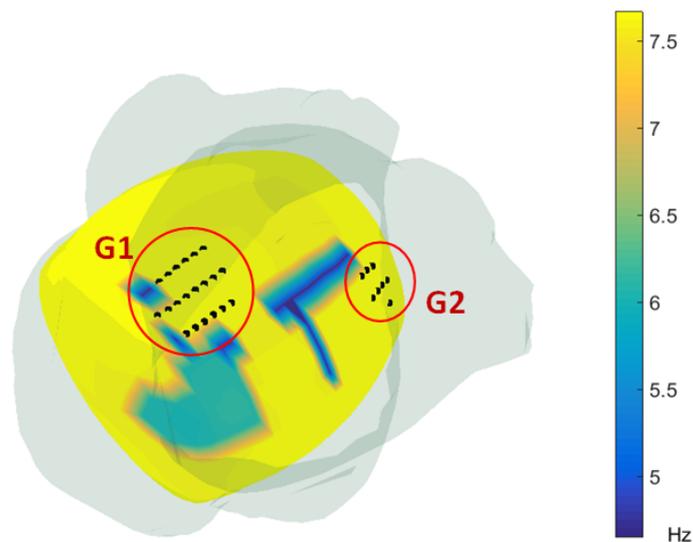


Figura 24. Agrupación de nodos candidatos según el criterio de distancia propuesto. En este caso han resultado dos grupos de nodos candidatos que representan dos zonas candidatas a ser las responsables del mantenimiento de la fibrilación.

4) Selección del Grupo Óptimo

De los grupos formados se decide seleccionar al grupo de nodos representante de la zona de mantenimiento de la fibrilación en función de dos escenarios posibles:

- si sólo existe un grupo que contiene más nodos candidatos que todos los demás se selecciona directamente dicho grupo
- si existen varios grupos con el mismo número máximo de nodos se selecciona el grupo donde la distancia media entre nodos sea la menor; es decir, donde los nodos se encuentren más agrupados.

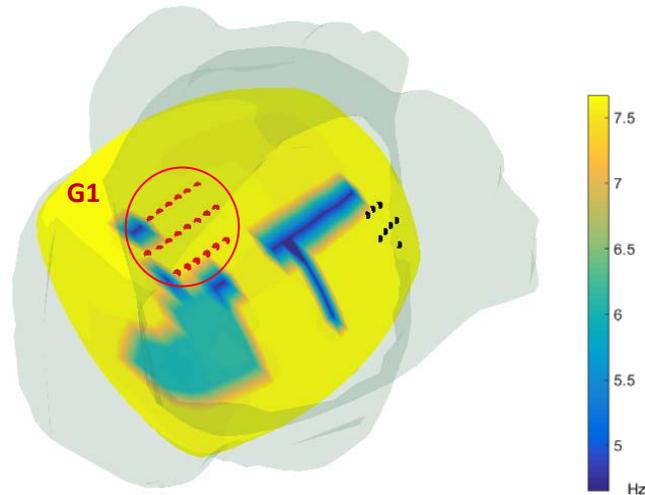


Figura 25. Selección del Grupo Óptimo. En este caso el grupo seleccionado corresponde al grupo que contiene más nodos candidatos respecto al otro grupo.

5) Selección del Nodo Representante de la zona de mantenimiento de fibrilación:

El Nodo representante se calcula como el centroide del grupo óptimo; es decir, calculando la mediana de las coordenadas de los nodos que lo componen.

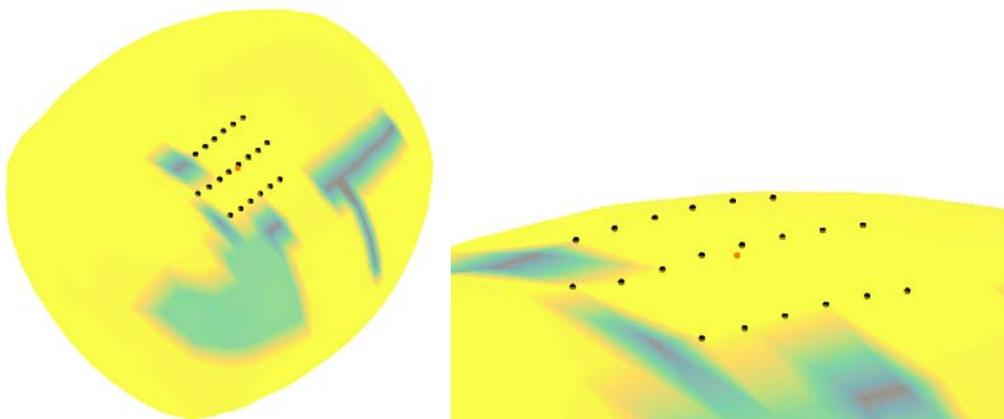


Figura 26. Selección del Nodo Representante. En rojo

6) Etiquetado del Nodo

Por último, el nodo etiquetado será aquél del modelo refinado más cercano al Nodo Representante.

Se guardarán las coordenadas de dicho nodo para compararlo con la posición anotada de referencia y para compararlo con el resto de métodos utilizados.

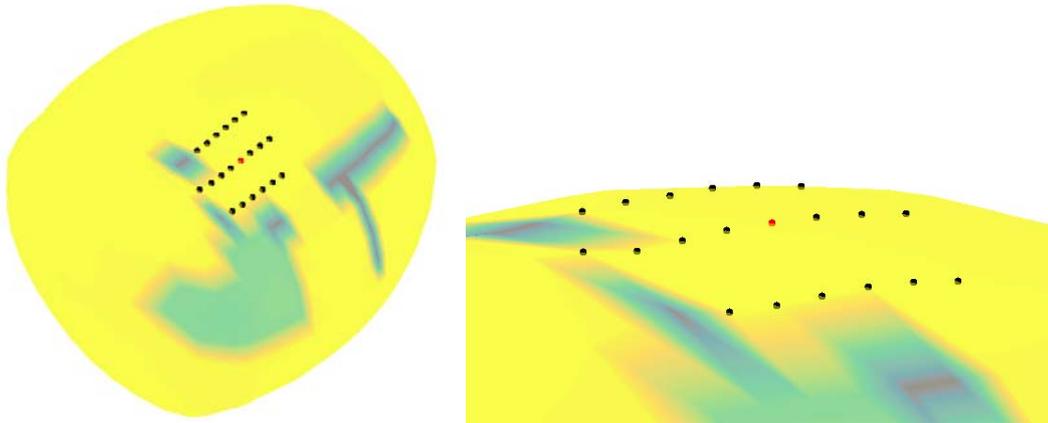


Figura 27. Nodo Etiquetado. En rojo

5.1.2 RESULTADOS

Siguiendo los procedimientos mencionados se puede intuir que se obtendrán distintos resultados según el tipo de filtrado empleado y según los parámetros de ajuste utilizados para la selección del nodo etiquetado (Número de nodos etiquetados y distancia de búsqueda)

En vista a evaluar la eficacia de cada una de las pruebas se ha procedido según lo expuesto en el capítulo de Materiales y Métodos Generales. Para cada modelo se comparan las posiciones del nodo etiquetado por el algoritmo con las posiciones de referencia etiquetadas manualmente.

Así, calculando la distancia entre la posición del nodo que devuelve el algoritmo con la posición de referencia se conocerá el error cometido para cada modelo y, por tanto, se tendrá una estimación de la eficacia del método.

Una vez analizado el rendimiento de las distintas pruebas se seleccionará aquel procedimiento con el cual se consigan los mejores resultados y éstos serán los que se serán utilizados para la comparación final entre metodologías.

Efecto del Filtrado y de los Parámetros de ajuste

En el gráfico de barras de la figura posterior se representa de forma combinada el efecto del tipo de filtrado, del número de nodos candidatos considerados y de la distancia de búsqueda.

Se representa el error medio en centímetros obtenido para los modelos según distintos procedimientos aplicados. En azul se presenta el error medio obtenido para el Preprocesado de Botteron y en naranja el correspondiente al Filtrado Paso-Banda. En el eje de las X aparecen cinco valores probados para el parámetro de Número de Vecinos Considerados (5,10,15,20 y 30). Finalmente, en color oscuro aparecen los resultados para una distancia de búsqueda de 1 cm y en color claro los resultados para una distancia de búsqueda de 2 cm.

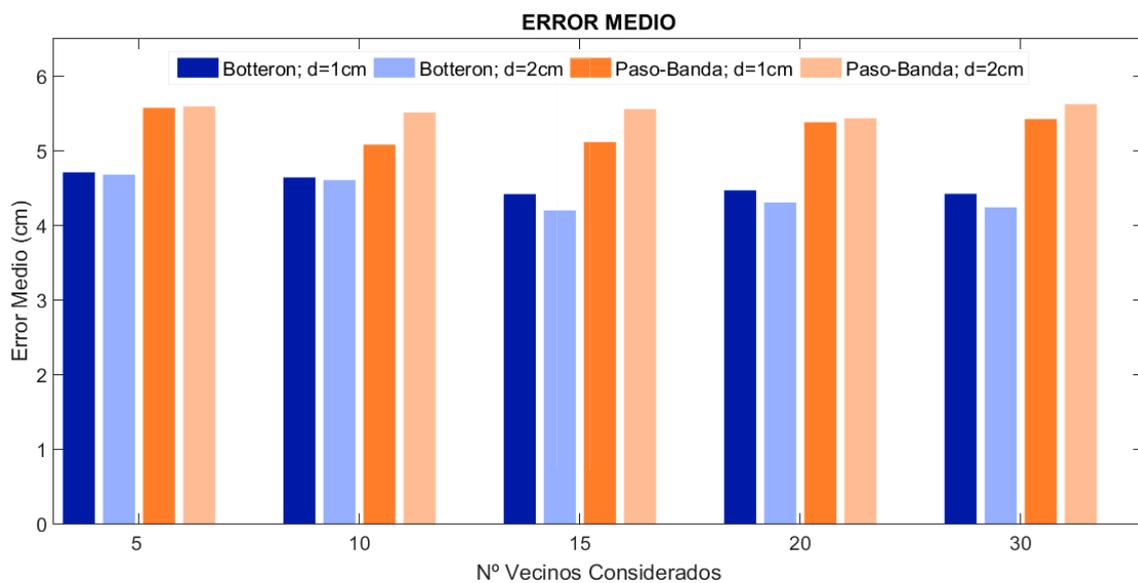


Figura 28. Gráfico de barras del Error Medio respecto al tipo de filtrado, al nº de vecinos considerados y a la distancia de búsqueda.

■ Efecto del Filtrado

Para todas las pruebas realizadas se han obtenido mejores resultados empleando el Preprocesado de Botteron (error medio de 4,4 cm) que con el filtrado Paso Banda (error medio de 5,3 cm).

Con una diferencia de casi 1 cm de media se considera crítico el efecto del filtrado.

■ Efecto de la Distancia de búsqueda

Para el Preproceso de Botteron se observan mejores resultados para una distancia de búsqueda de 2 cm (error medio de 4,3 cm), que con una distancia de 1 cm (error medio de 4,5 cm). Sin embargo, En el caso del Filtrado Paso Banda ocurre lo contrario, se observan peores resultados para una distancia de 2 cm (error medio de 5,4 cm), que para una distancia de 1 cm (error medio de 5,2 cm).

Estudiando el efecto sobre el error se concluye que la influencia de este parámetro no es crítica.

■ Efecto del N° de Vecinos Considerados

Para el Preproceso de Botteron no se observan grandes diferencias debidas al número de nodos candidatos considerados. Los mejores resultados son considerando 15 vecinos.

En el Filtrado Paso Banda tampoco se observan grandes diferencias, siendo el mejor resultado con 10 vecinos considerados.

En vista de lo anterior se concluye que los mejores resultados se obtienen con:

- **Filtrado de Botteron**
- **Distancia de búsqueda = 2 cm**
- **Nº Vecinos Considerados = 15**

Así pues, con los resultados obtenidos con este procedimiento pasando se estudia su eficacia sobre los 29 modelos.

Evaluación del Procedimiento Seleccionado

Sea el procedimiento seleccionado anteriormente se observa en la figura siguiente el error en centímetros obtenido para cada uno de los 29 modelos.

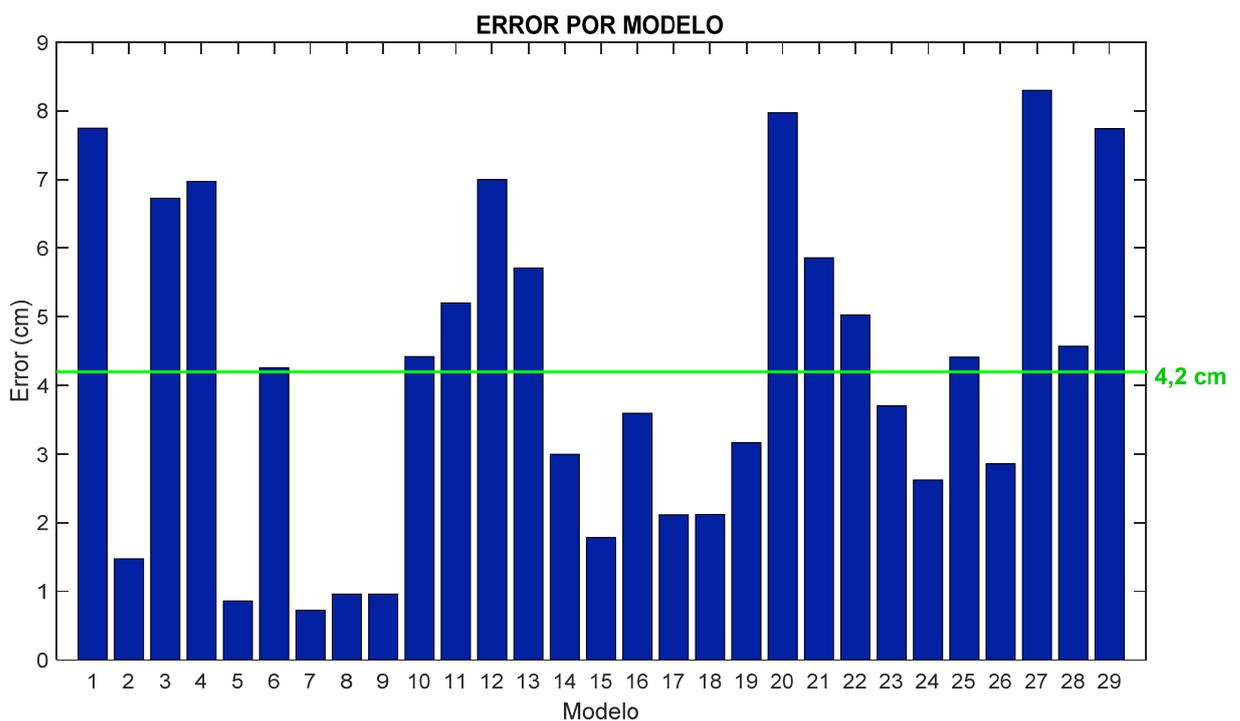


Figura 29. Gráfico de barras del error para cada modelo.

Se puede observar alta desviación en los valores de errores medios obtenidos.

Hay seis modelos (2, 5, 7, 8, 9, 15) donde el nodo etiquetado se encuentra a menos de 2 cm de la posición real anotada manualmente. Estos podrían considerarse aciertos en cuanto a la zona etiquetada se refiere.

Por otro lado, hay siete modelos (1, 3, 4, 12, 20, 27, 29) que tienen un error de más de 6 cm. Esta distancia resulta excesiva y sería considerado directamente un fallo en la zona etiquetada.

Finalmente, sería necesario un criterio para considerar aciertos o fallos los que quedan en una zona intermedia. Por ejemplo: hay cinco modelos (14, 17, 18, 24, 26) que presentan un error entre 2 y 3 cm, que no resulta excesivo, y que podrían considerarse aciertos bajo un criterio de distancias laxo o fallos bajo un criterio más restrictivo.

Se concluye con que la metodología de identificación de frecuencias dominantes presenta:

Error medio: 4.2 cm

Error mediana: 4.25 cm

Ejemplos de Identificación de Frecuencias Dominantes

A continuación se muestran imágenes donde aparece la posición del nodo etiquetado (en blanco) y la posición real anotada manualmente (en rojo).

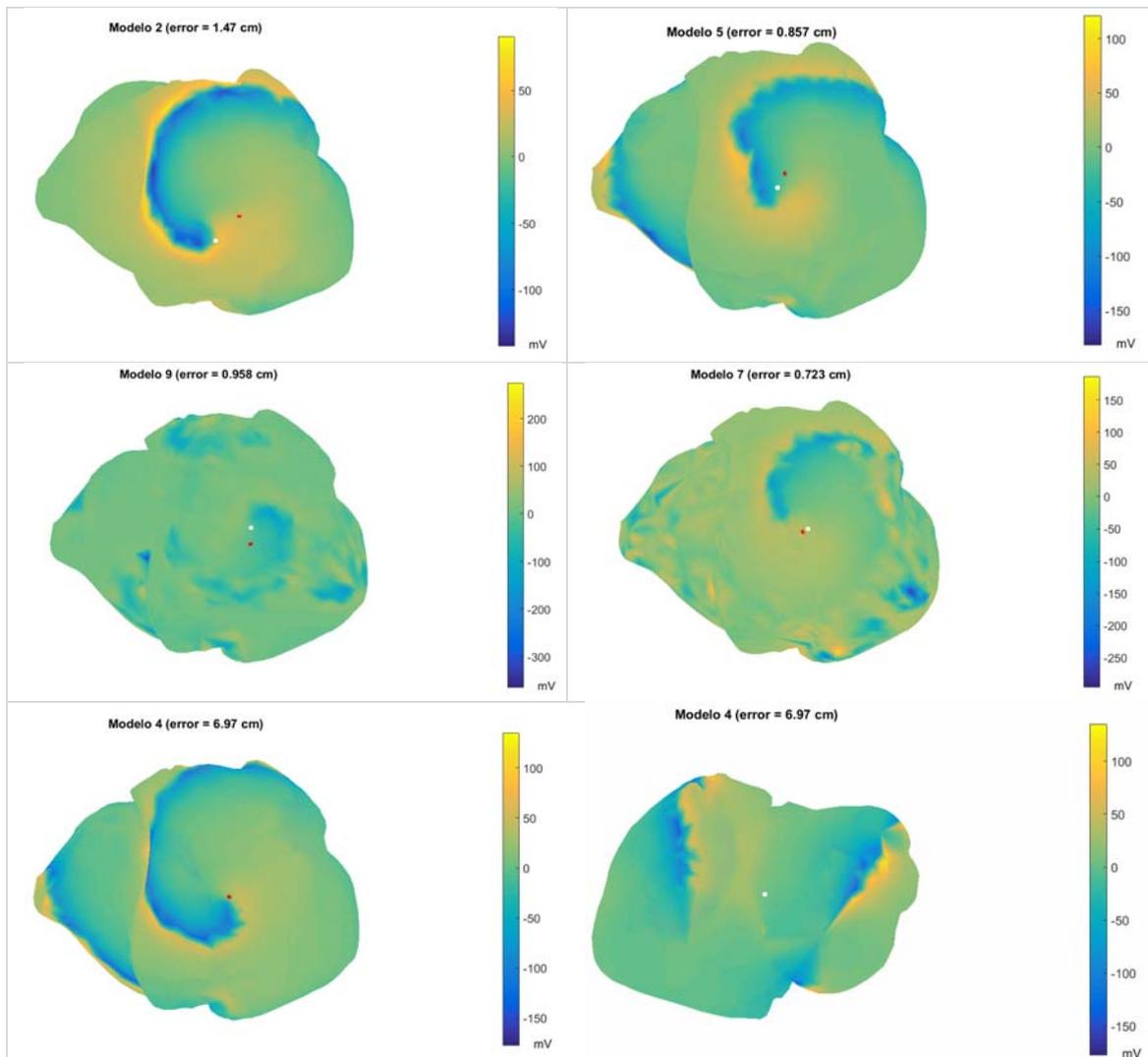


Figura 30. Ejemplos de identificación de frecuencias dominantes. En blanco posición del nodo etiquetado, en rojo posición real

5.2 IDENTIFICACIÓN DE SINGULARIDADES DE FASE

La segunda metodología estudiada se basa en la hipótesis de la presencia de rotores como mecanismo de mantenimiento de fibrilación auricular.

Considerando la activación como un ciclo se puede definir la fase instantánea para un punto como el momento del ciclo en el que se encuentra. Así pues, el objetivo de este enfoque será comparar la fase de un nodo con la de sus vecinos, y ver si puede considerarse una singularidad de fase; es decir, si está rodeado por vecinos que cubren un rango amplio de fases como sucede en el centro de un rotor.

En resumen, en este apartado se estudiará el enfoque basado en mapas de fase para identificar singularidades que permitan localizar la posición del rotor.

5.2.1 PROCEDIMIENTO

El procedimiento seguido para identificar las frecuencias dominantes se recoge en el diagrama de la figura siguiente a este punto y comprende los siguientes puntos:

- 1) Se parte de las 64 señales originales de electrogramas (EGM) registrados por cada basket catéter, obtenidas como se explicó en el apartado de materiales
- 2) Se aplica un filtrado de las señales de EGM basado en el método de Kuklit, transformando las señales en composiciones sinusoidales
- 3) A continuación se crea un modelo refinado de 1.026 nodos por cada basket catéter e se identifican las singularidades de fase en el tiempo
- 4) Se identifican las singularidades de fase basándose en los mapas de fase
- 5) Por último, se localiza la zona donde más se repiten singularidades de fase en el tiempo, considerándola como la zona responsable del mantenimiento de la fibrilación

Cada uno de los apartados anteriores se explica en profundidad a continuación.

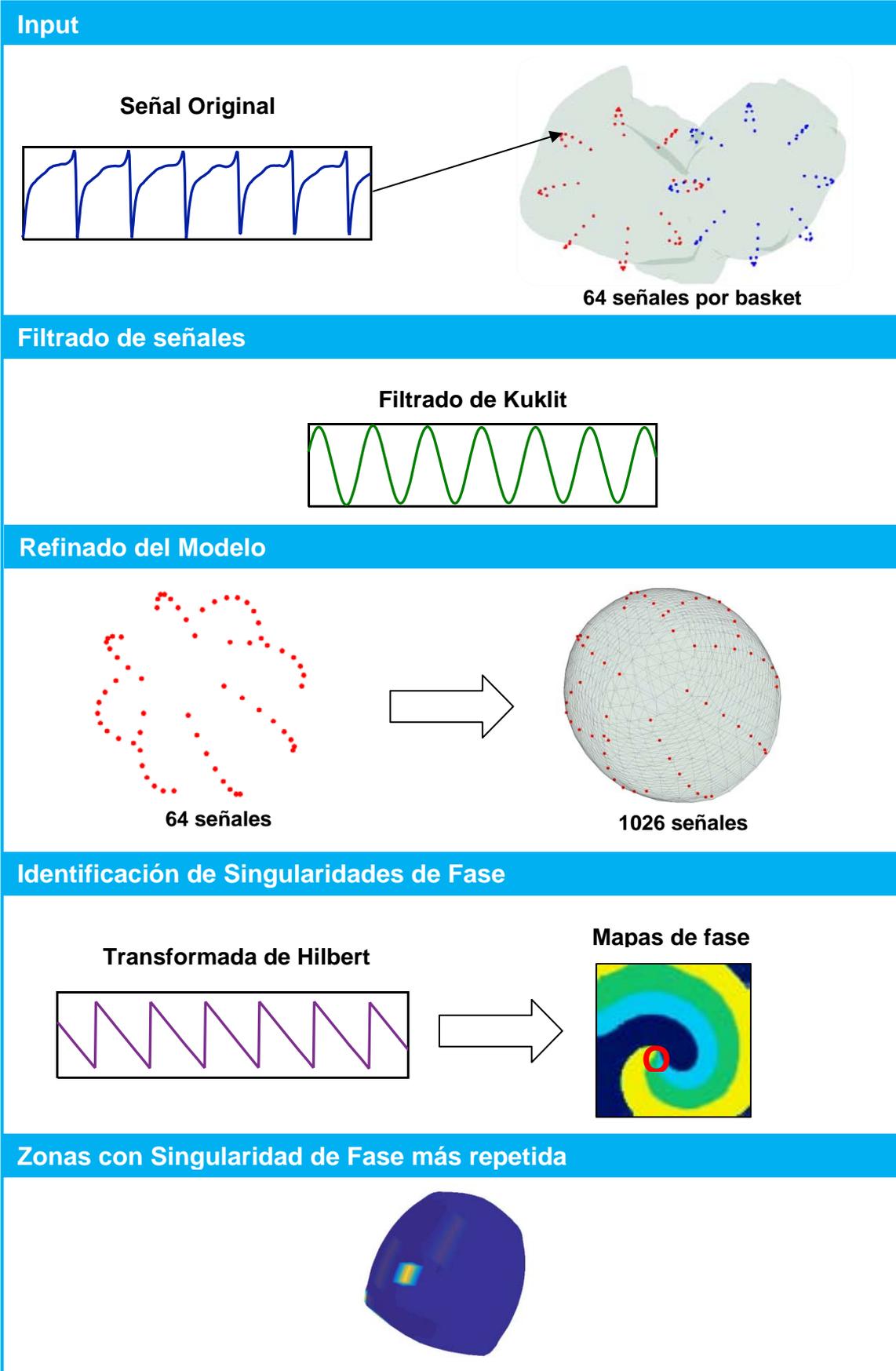


Figura 31. Procedimiento para Identificar zonas donde más se repiten singularidades de fase.

Señales de EGM

Al igual que para el método anterior se parte de 64 electrogramas (EGM) originales, correspondientes a los 64 electrodos de cada basket catéter. Las señales se han obtenido según lo expuesto en el apartado de Materiales Generales.

Presentan una duración de 4 segundos y han sido muestreadas a 500 Hz. En la figura puede observarse una de las 64 señales de que se dispone para un modelo.

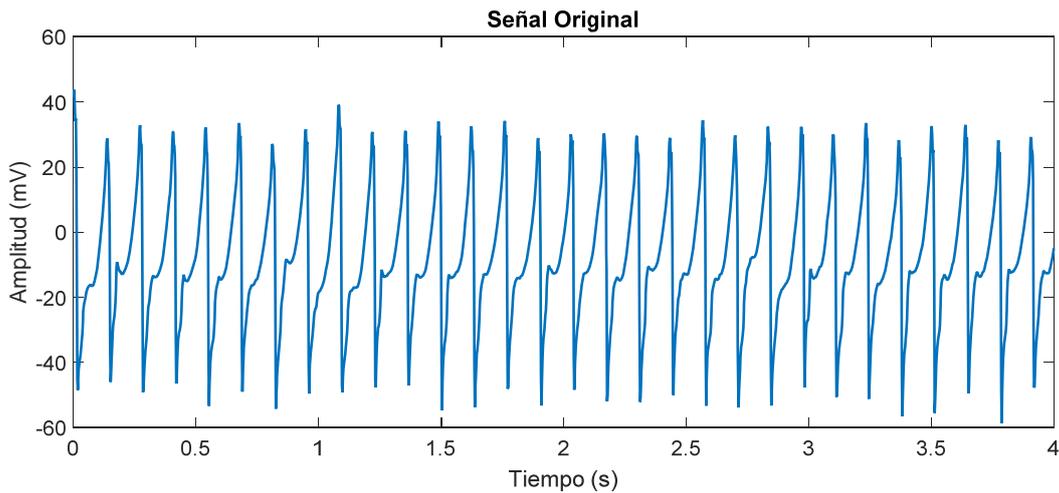


Figura 32. Señal de EGM original

Filtrado de Kuklik

El Método de Kuklik [33] es una estrategia empleada para la reconstrucción de la fase instantánea de una señal de electrograma, que utiliza una recomposición sinusoidal de la señal seguida de la transformada de Hilbert.

Nos referimos a Filtrado de Kuklit como a la etapa de recomposición sinusoidal de la señal original y se realiza porque la morfología sinusoidal de la señal facilita el cálculo posterior de la fase instantánea.

El filtrado se basa en las siguientes consideraciones [33]:

1. La señal transformada es una suma de ondas sinusoidales
2. Para cada instante temporal se crea una onda sinusoidal
3. La amplitud de la onda sinusoidal es proporcional a la pendiente de la señal para cada instante temporal
4. Una onda es generada sólo si la derivada de la señal resulta negativa
5. El período de la onda sinusoidal es igual al período medio del electrograma, calculado a partir de la frecuencia fundamental de la señal

Analíticamente se expresa de la siguiente forma:

$$w(t) = \int_{t-\frac{T}{2}}^{t+\frac{T}{2}} dt' \sin(t-t') \left| \frac{dv}{dt'} \right| \frac{1 - \text{sign}\left(\frac{dv}{dt'}\right)}{2}$$

donde $w(t)$ es la señal transformada, $v(t)$ es la señal de EGM original, T es el período medio del EGM (calculado a partir de su DF) y sign es la función signo.

En la figura siguiente se presenta un esquema de la construcción de la señal transformada:

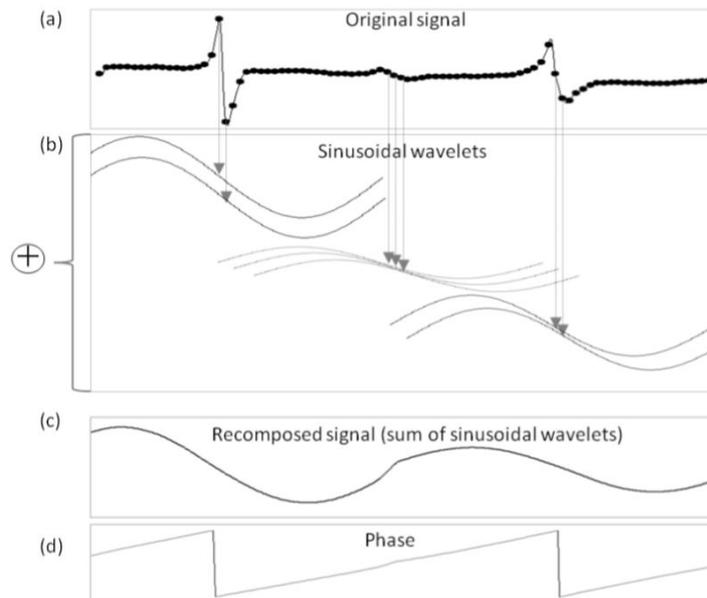


Figura 33. Esquema de la construcción de la señal transformada. Para cada instante temporal se crea una onda sinusoidal y la señal transformada corresponde a la suma de las ondas sinusoidales. Extraída de [33]

Implementación

Se ha implementado una función que calcula la señal transformada según los pasos anteriores. Así se obtiene para cada una de las 64 señales su señal transformada.

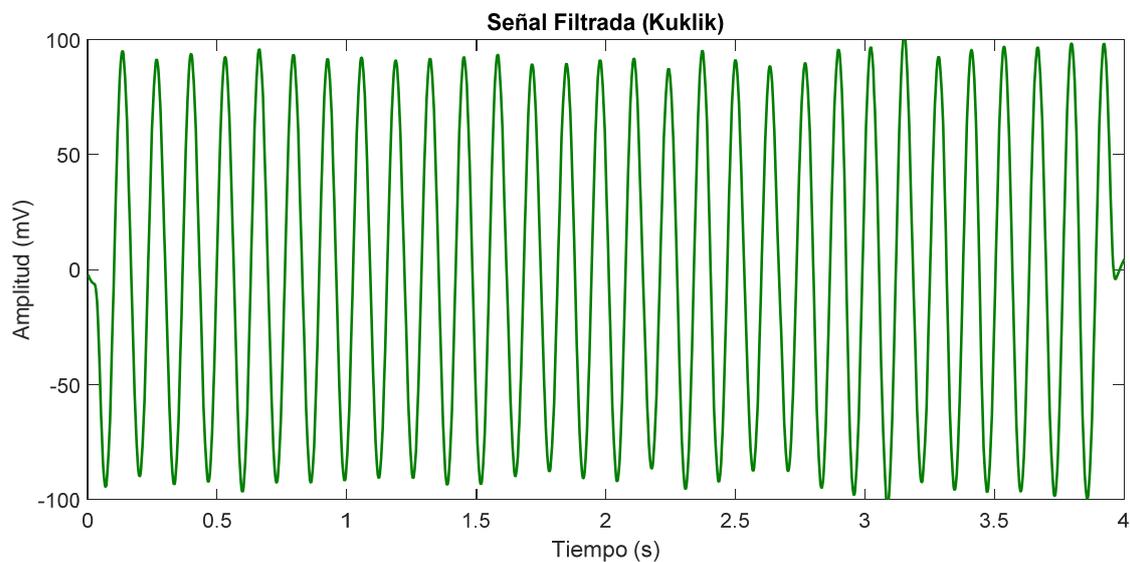


Figura 34. Señal transformada según el Filtrado Kuklit (Recomposición sinusoidal)

Cálculo del modelo refinado del catéter

Una vez se tienen las 64 señales EGM por cada catéter filtradas por el método de Kuklik, se refina el modelo de 64 nodos a 1.026. Como se observa en la figura esta operación se realiza mediante una interpolación espacial de los 64 nodos que componen el mallado original del basket catéter.

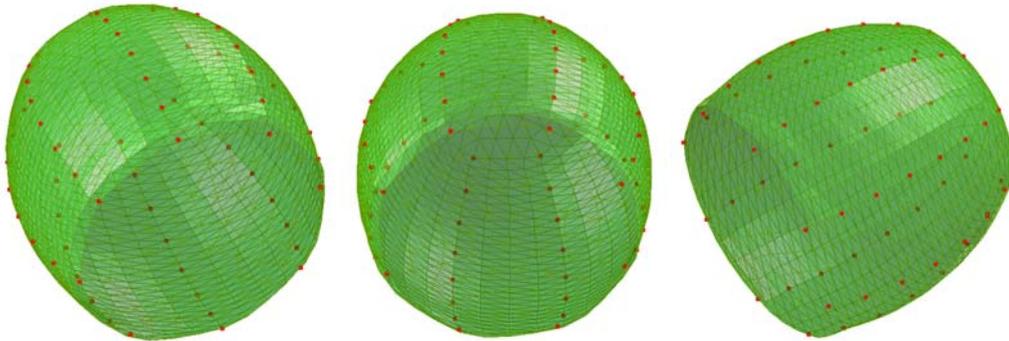


Figura 35. Refinado del Modelo

De esta forma, interpolando las 64 señales se pasa a tener 1.026 señales con las que identificar las singularidades de fase. En la figura de abajo se representa para un instante temporal el valor de la señal filtrada por Kuklik en cada uno de los 1.026 nodos

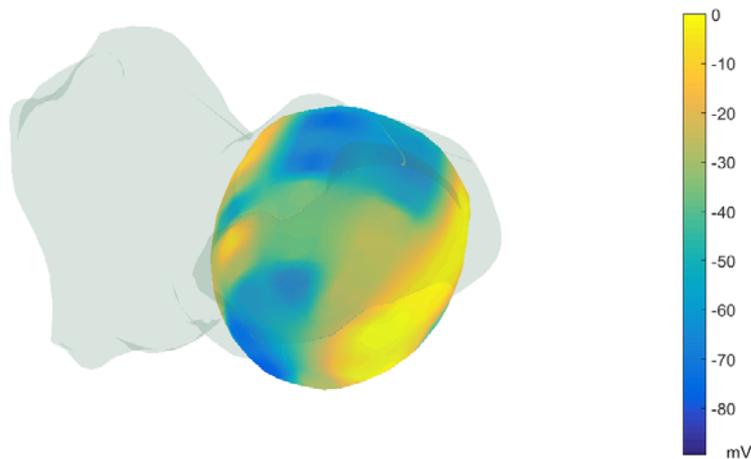


Figura 36. Valor de las señales en instante temporal. Filtrado de Kuklik 1026 nodos

Identificación de singularidades de fase

Se define una singularidad de fase como un punto rodeado por zonas con fase que van desde $-\pi$ a π , hecho que sucede en el centro de un rotor, y cuya presencia se pretende detectar en este apartado.

Habitualmente el procedimiento para identificar estas singularidades se basa en el cálculo de mapas de fase a partir de la transformada de Hilbert.

Transformada de Hilbert

La Transformada de Hilbert es un operador lineal que transforma una función $u(t)$ en una función $H(u)(t)$ de la siguiente forma

$$H(u)(t) = \frac{1}{\pi} P \int_{-\infty}^{\infty} \frac{u(\tau)}{t - \tau} d\tau$$

siendo P el valor principal de Cauchy de la integral.

Esta transformada de la señal permite calcular la fase instantánea siendo esta

$$\varphi(t) = \arctan\left(\frac{-(u(t) - u^*)}{H(u)(t) - u^*}\right)$$

donde u^* corresponde al origen respecto al cual la fase es calculada.

En la figura se puede observar la evolución de la fase instantánea para la señal. Pudiéndose comprender como el momento del ciclo en que se encuentra la señal para un determinado instante de tiempo.

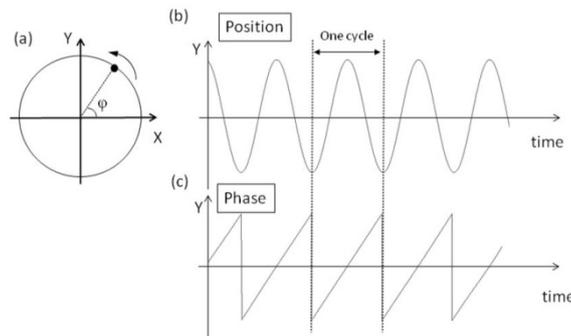


Figura 37. Fase instantánea de la señal. Extraída de [33]

Implementación

Se ha utilizado una función que para cada punto analiza las fases de sus vecinos que se encuentran en un radio de búsqueda y determinar si corresponde con una singularidad de fase. Además, anotará la singularidad como perteneciente a un rotor si se mantiene en instantes temporales consecutivos.

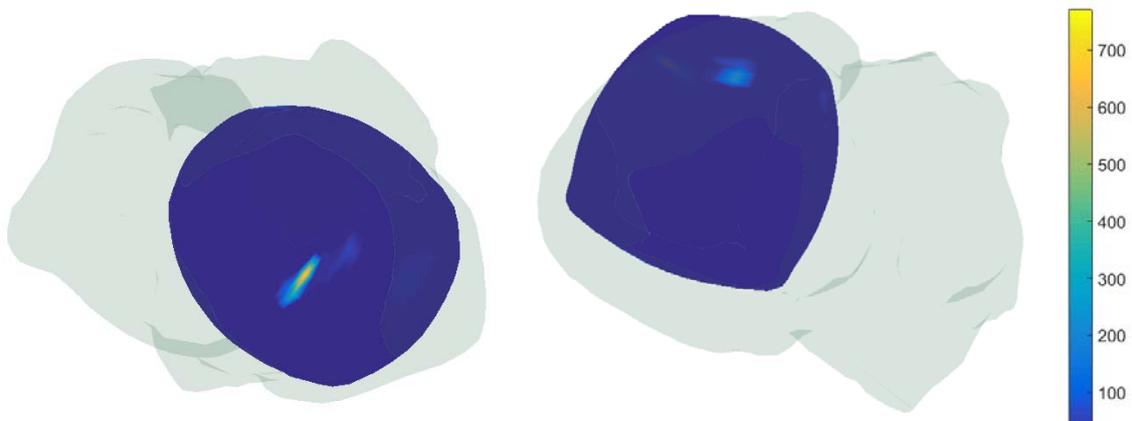


Figura 38. Identificación de singularidades de fase. Intensidad según el número de veces que el nodo es anotado como singularidad de fase.

Selección de la zona con Singularidad de Fase más repetida

Finalmente, el nodo etiquetado como centro del rotor será aquel que más veces haya sido anotado como singularidades de fase perteneciente a un rotor durante el registro.

Se guardarán las coordenadas de dicho nodo para compararlo con la posición anotada de referencia y con el fin de compararlas con el resto de métodos utilizados.

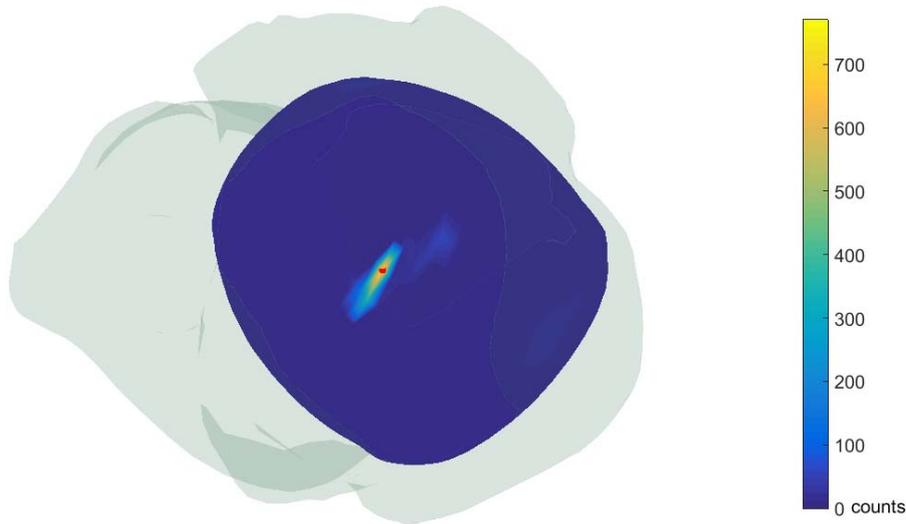


Figura 39. Nodo Etiquetado como centro del rotor. En rojo.

5.2.2 RESULTADOS

Se ha seguido el mismo procedimiento para medir la eficacia de este método que con el caso de la estrategia de frecuencias dominantes. Para cada modelo, se comparan las posiciones del nodo etiquetado por el algoritmo con las posiciones de referencia etiquetadas manualmente.

Calculando la distancia entre la posición del nodo que devuelve el algoritmo con la posición de referencia se conoce el error cometido para cada modelo y, por tanto, se tiene una estimación de la eficacia del método.

Evaluación del Procedimiento Seleccionado

En este caso, se presentan los resultados utilizando el filtrado basado en la recomposición sinusoidal de la señal y el método de identificación de singularidades de fase.

En la figura siguiente se representa el error en centímetros obtenido para cada uno de los 29 modelos según la comparación de distancias entre la posición del nodo de referencia y la posición etiquetada por esta metodología.

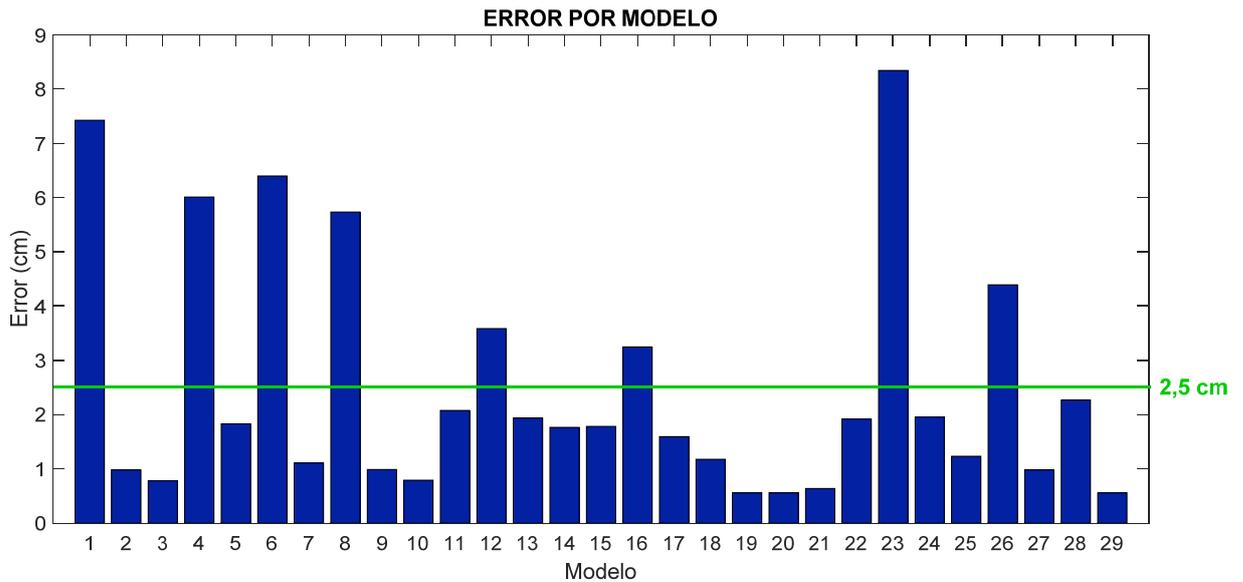


Figura 40. Gráfico de barras del error medio para cada modelo.

Se observa alta dispersión en los valores de los errores obtenidos.

Existen diecinueve modelos (2, 3, 5, 7, 9, 10, 13, 14, 15, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 24, 25, 27, 29) donde el nodo etiquetado se encuentra a menos de 2 cm de la posición real anotada manualmente. Estos podrían considerarse aciertos en cuanto a la zona etiquetada se refiere.

Por otro lado, hay seis modelos (1, 4, 6, 8, 23, 26) con un error de más de 4 cm. Esta distancia resulta excesiva, y sería considerado directamente un fallo en la zona etiquetada.

Finalmente, sería necesario un criterio para considerar aciertos o fallos los que quedan en una zona intermedia. Por ejemplo, existen dos modelos (11, 28) que presentan un error entre 2 y 3 cm que no resulta excesivo y que podrían considerarse aciertos bajo un criterio de distancias laxo o fallos bajo un criterio más restrictivo.

Se concluye que la metodología de identificación de singularidades de fase presenta:

Error medio: 2.5 cm

Error mediana: 1.78 cm

Ejemplos de Identificación de Singularidades de Fase

A continuación se muestran imágenes donde aparece la posición del nodo etiquetado (en blanco) y la posición real anotada manualmente (en rojo).

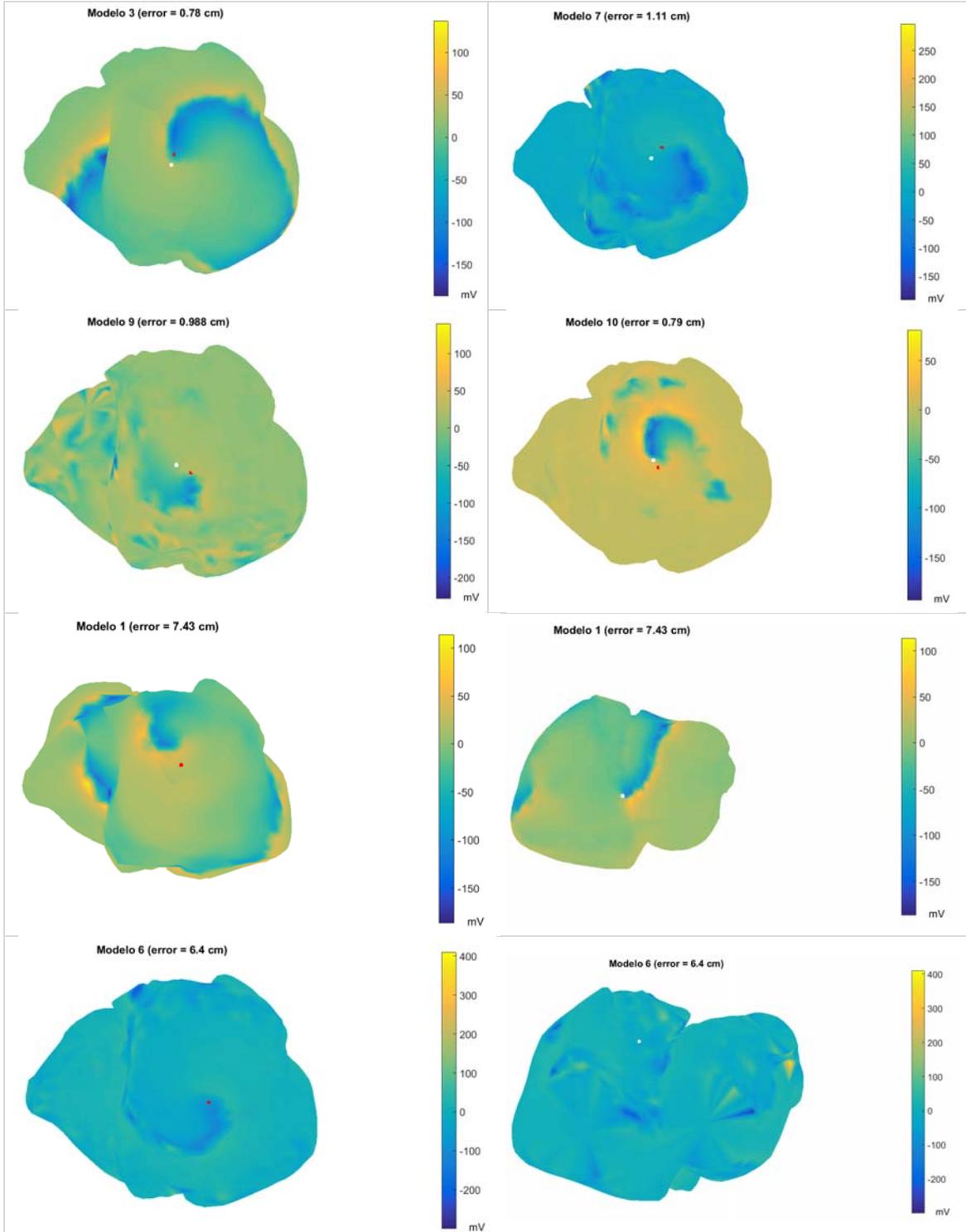


Figura 41. Ejemplos de identificación de singularidades de fase. En blanco posición del nodo etiquetado, en rojo posición real

6. DETECCIÓN DE FUENTES DE FIBRILACIÓN UTILIZANDO REDES NEURONALES CONVOLUCIONALES

Tras analizar el funcionamiento de los métodos clásicos pasamos a desarrollar en este apartado el enfoque novedoso que se pretende con el presente trabajo: Utilizar métodos de inteligencia artificial para localizar fuentes de fibrilación auricular.

6.1 MATERIALES Y MÉTODOS

■ Hardware

Debido al elevado coste computacional para desarrollar las operaciones que se precisan, y a la necesidad de agilizar las tareas, se han implementado las simulaciones en una unidad de procesamiento gráfico (**GPU**).

Concretamente, se ha utilizado la tarjeta gráfica NVIDIA TITAN Xp perteneciente al Grupo de Informática Biomédica (IBIME) del Instituto de Tecnologías de la Información y Comunicaciones (ITACA) de la Universidad Politécnica de Valencia (UPV).

■ Software

El código utilizado se ha escrito en **Python 3.5** utilizando la biblioteca de software libre **TensorFlow™** y las simulaciones se han lanzado desde un entorno Linux con acceso a la GPU.



Tensorflow se utiliza para realizar cálculos numéricos mediante diagramas de flujo de datos. Los nodos de los diagramas representan operaciones matemáticas y las aristas reflejan las matrices de datos multidimensionales (tensores) comunicadas entre ellas[34]

Permite rápida velocidad de ejecución en procesadores CPUs, GPUs, TPUs y otras plataformas de hardware y ofrece APIs de alto nivel para facilitar el desarrollo y la preparación de los modelos [34].

Otra ventaja de utilizar Tensorflow es su visualizador **TensorBoard**, que permite representar los modelos y monitorizar su rendimiento de forma sencilla.

Por otro lado, se ha utilizado **ITK-SNAP**. Esta aplicación open-source se utiliza principalmente en segmentación de estructuras 3D para imágenes médicas.

ITK-SNAP ofrece segmentación semi-automática usando métodos de contornos activos, así como delineación manual y visualización de las imágenes 3D. Además, permite la creación de modelos 3D a partir de las segmentaciones. [35]



6.2 PREPARACIÓN DEL DATASET

6.2.1 PREPARACIÓN DE LOS DATOS

Como hemos visto, TensorFlow trabaja con matrices de datos multidimensionales conocidas como **tensores de datos**; por tanto, el primer paso consistirá en preparar el dataset según dicha configuración incluyendo, como se verá a continuación, la información de la geometría y de la actividad eléctrica.

Esta etapa resulta crítica, no sólo para el correcto desarrollo de las siguientes fases, sino también para garantizar la reproducibilidad de pruebas posteriores y la robustez de los resultados conseguidos.

■ Información de la geometría

El problema que se pretende resolver está compuesto por una nube de puntos que modela la geometría tridimensional de los catéteres. Así pues, las primeras tres dimensiones del tensor corresponderán a las coordenadas relativas de las posiciones x, y, z de los nodos del modelo.

Siguiendo el enfoque de TensorFlow, se han de contener los modelos espacialmente en un cubo de dimensiones X, Y, Z con una resolución adecuada para resolver el problema de forma eficiente.

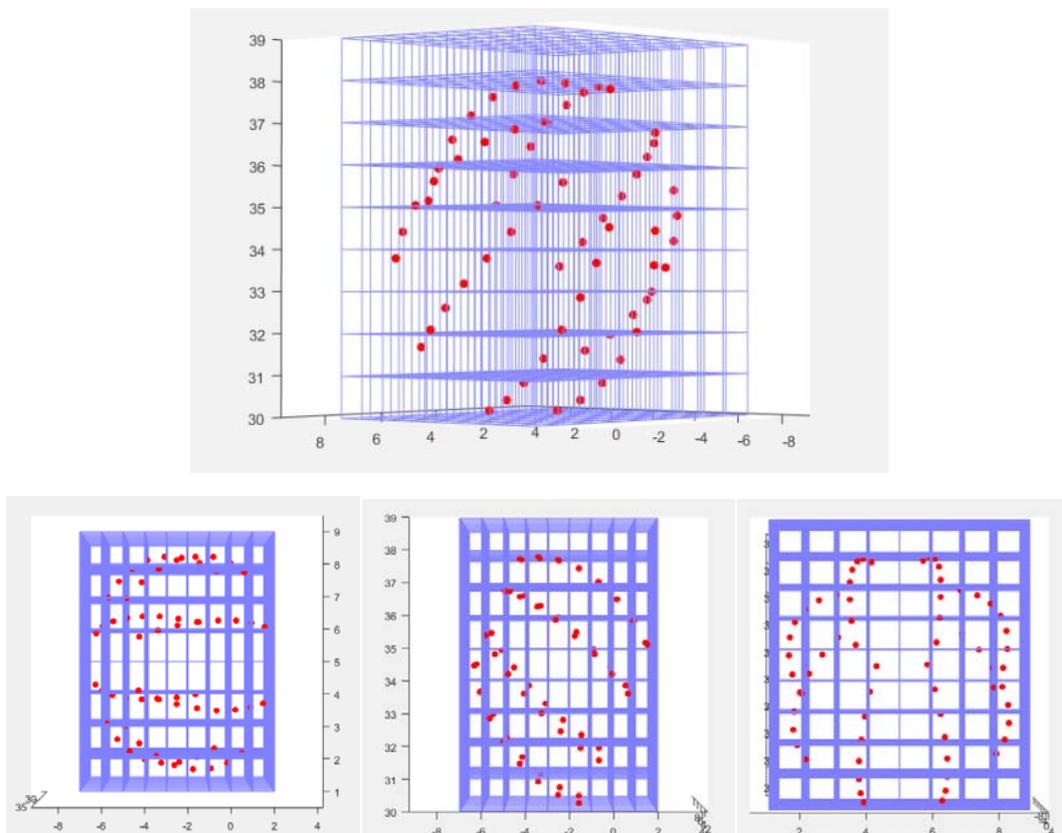


Figura 42. Inclusión de la información geométrica en el Tensor 4D

Una vez contenido el modelo en el cubo, se procede a asignar a los vértices del cubo el nodo más cercanos con dos condiciones:

1. Un vértice del cubo tendrá asignado como máximo un nodo, que será el que se encuentre más cercano.
2. Un nodo estará asignado como máximo un vértice del cubo que será el que se encuentre más cercano.

En la figura posterior se observan los nodos del modelo en negro que se encuentran unidos a un vértice del cubo por una línea roja. Además, representados en círculo rojo, aparecen los vértices del cubo que suponen el vértice más cercano para varios nodos. Según los criterios de asignación, únicamente se le asignará el nodo más cercano.

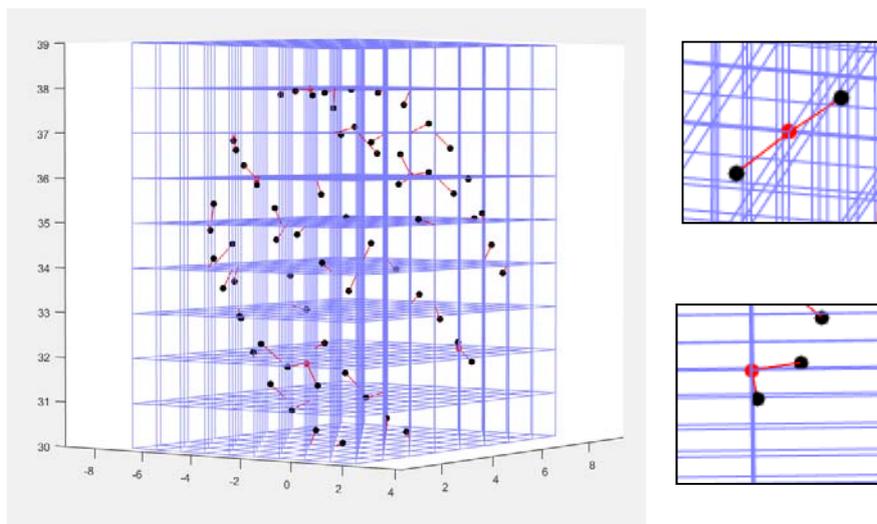


Figura 43. Procedimiento de asignación de los nodos del modelo a los vértices del cubo. Nodos del modelo en negro unidos por una línea roja al vértice del cubo correspondiente. En círculo rojo aparecen los vértices del cubo que suponen el vértice más cercano para varios nodos, según los criterios de asignación, únicamente se le asignará el nodo más cercano.

Como se mencionó antes, el segundo desafío planteado es resolver el problema de forma eficiente. Esto significa que el cubo debe abarcar el mayor número de puntos para ser representativo de nuestro problema, pero su resolución no ha de ser excesiva ya que supondría una carga computacional desmesurada para el objetivo que se plantea. Para ello se ha de considerar:

- La resolución del modelo: Se refiere al número de nodos del modelo. En este caso, interesará un número elevado de nodos del modelo para que la mayor cantidad de vértices del cubo tengan asignado un nodo
- La resolución del cubo: Se refiere al número de vértices del cubo. Una resolución demasiado baja no permitirá recoger toda la información del modelo, mientras que una resolución excesiva supondrá demasiada carga computacional

En la figura que sigue se observa el efecto del número de nodos del modelo considerados y la resolución del cubo. En A) la resolución del cubo (1 cm) es tan baja que podemos representar la superficie del modelo, pero no resulta apropiado al considerar demasiados pocos nodos del modelo. En B) La resolución es más alta (0,5 cm) por lo que se deben considerar más nodos para reconstruir el modelo, como sucede en C). En D) la resolución es tan alta (0,25 cm) que considerando 4.098 nodos no se es capaz de reconstruir el modelo y aún pudiéndolo hacer se estaría trabajando con una excesiva resolución respecto al problema planteado.

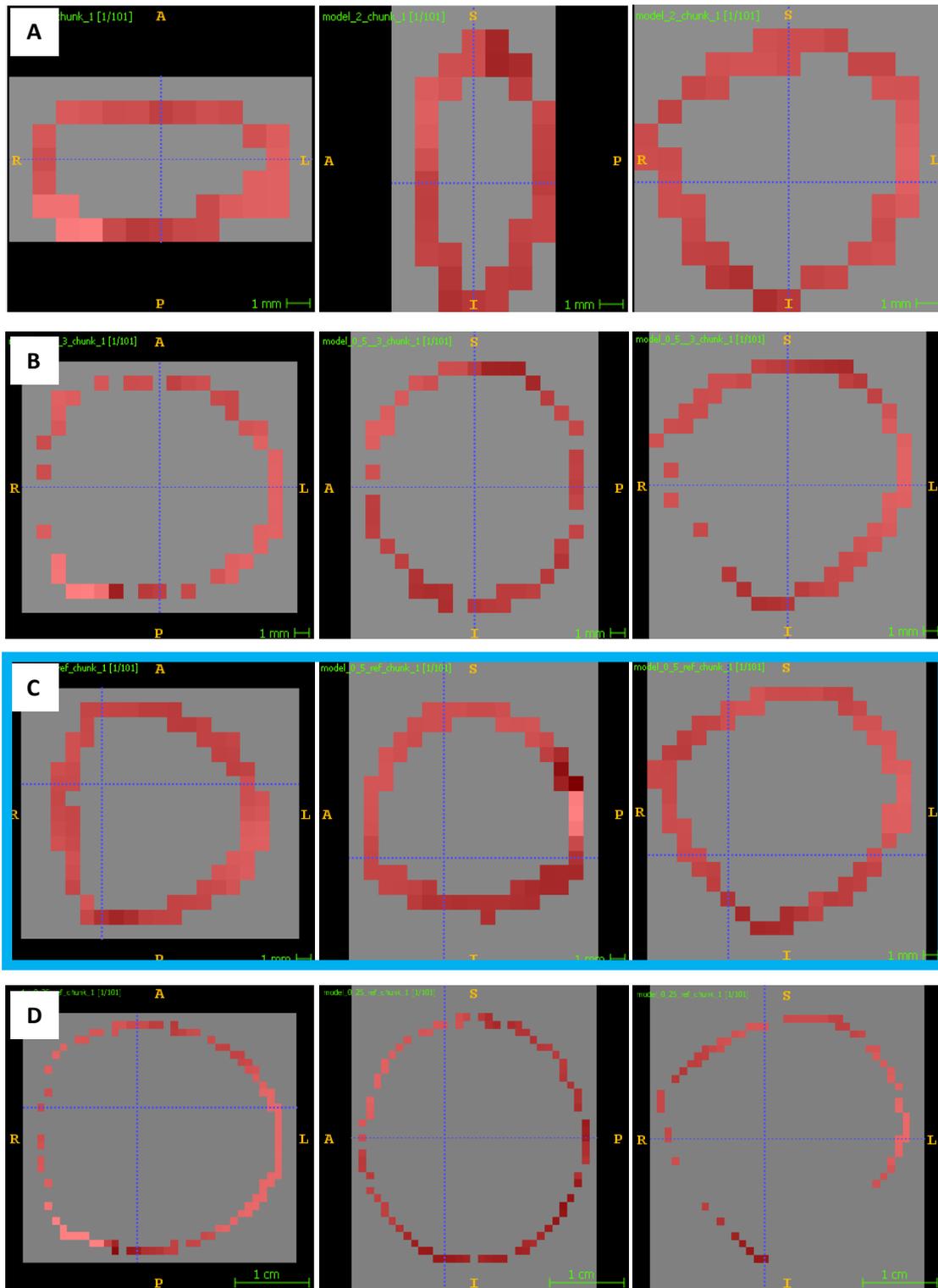


Figura 44. Efecto del número de nodos del modelo y de la resolución del cubo A). Modelo: 64 nodos, Resolución cubo: 1cm; B) Modelo: 1026 nodos, Resolución cubo: 0,5 cm; C) Modelo: Modelo: 4098 nodos, Resolución cubo: 0,5 cm; D) Modelo: Modelo: 4098 nodos, Resolución cubo: 0,25 cm. Se destaca en azul el caso C) seleccionado para construir el tensor.

En vista de estas opciones se opta por trabajar con un cubo de dimensiones 19x17x21 capaz de contener el modelo considerando 4.098 nodos con una resolución de 0,5 cm. Este es el caso mostrado en C) en la figura anterior.

■ Información de la actividad eléctrica

Además de la información de la posición cada punto de nuestro modelo cuenta una señal de EGM; por tanto, será necesaria otra dimensión para el tensor que hará referencia al tiempo.

Debido al escaso número de modelos con los que se pretende construir el modelo, se decide trocear las señales originales de 2.001 muestras (correspondientes a 4 segundos). Se fracciona cada señal en 20 fragmentos de 101 muestras.

En conclusión, se trabaja con un tensor 4D con dimensiones 19x17x21x101; esto es, un cubo que representa la posición de cada nodo del modelo y donde cada nodo contiene su señal en el tiempo.

6.2.2 PREPARACIÓN DE LAS ETIQUETAS

Por otro lado, planteando el problema de clasificación como una tarea de aprendizaje supervisado se han preparado las etiquetas. Estas hacen referencia a las posiciones de referencia obtenidas según lo expuesto en el apartado de Anotación de Modelos.

De nuevo, se han preparado de acuerdo al enfoque de tensores con el que trabaja TensorFlow; sin embargo, en este caso, únicamente se necesita un tensor de tres dimensiones ya que el rotor se mantiene estable en una posición durante todo el registro.

Ahora bien, el punto clave en la preparación de etiquetas ha sido seleccionar el tamaño óptimo del volumen etiquetado. Hay que recordar que en el modelo original, un solo nodo era etiquetado como centro del rotor. En este caso, se ha trabajado con etiquetas de tamaño 1x1x1 y etiquetas de tamaño máximo 3x3x3 y su efecto se explica en el apartado de Resultados. En la figura se observa en rojo el volumen etiquetado.

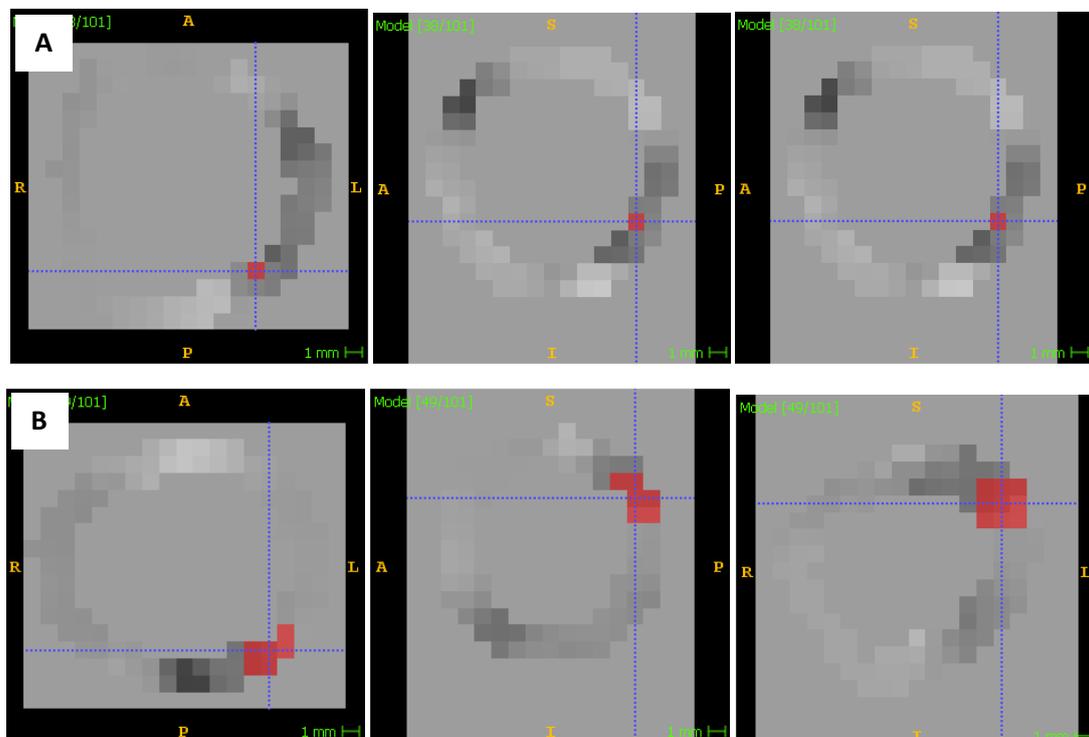


Figura 45. Preparación de etiquetas Volumen etiquetado en rojo. A Tamaño 1x1x1; B) Tamaño 3x3x3

6.3 PARTICION DEL DATASET

Una vez preparados los datos en tensores 4D con dimensiones 19x17x21x101 se procede a separar el dataset siguiendo la estrategia clásica de un problema de clasificación supervisado, así se divide el dataset en conjuntos de entrenamiento, validación y validación externa.

De los 29 modelos que forman el dataset, se separaron 4 para la **Validación externa**. Dichos modelos no intervienen en el proceso de entrenamiento ni validación del modelo. Siguiendo la preparación de los datos en tensores explicada en el apartado anterior, se contará con cuarenta casos de test.

De los 25 modelos restantes, una vez preparados en tensores de 19x17x21x101 y, por tanto, contando con quinientos casos se utiliza el 80% para el **entrenamiento**, y el 20% para **validación**. Así el conjunto de entrenamiento está formado por cuatrocientos casos y el conjunto de validación por cien casos.

La separación se hace de forma aleatoria para evitar efecto en la forma de seleccionar los casos. Sin embargo, se utiliza una semilla para que aun siendo aleatoria, haya reproducibilidad en la forma de seleccionar los casos, y que los cambios observados en las distintas pruebas puedan ser atribuidos únicamente a los cambios en la arquitectura y/o los parámetros y nunca a los casos que hayan sido utilizados en entrenamiento o validación.

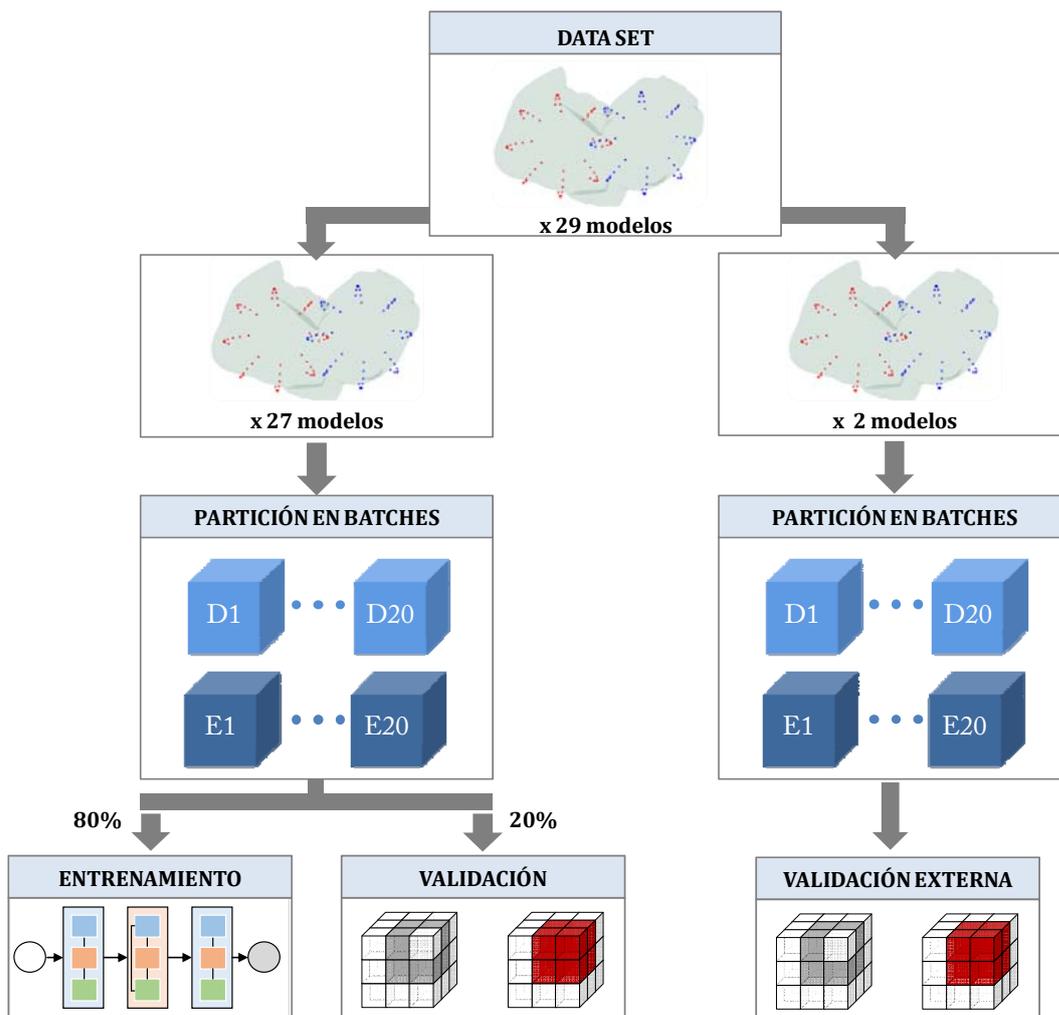


Figura 46. Partición del dataset en conjuntos de entrenamiento, validación y validación externa

6.4 PROCEDIMIENTO DE SIMULACIONES

Los pasos del procedimiento seguido en las simulaciones se resume en la figura siguiente

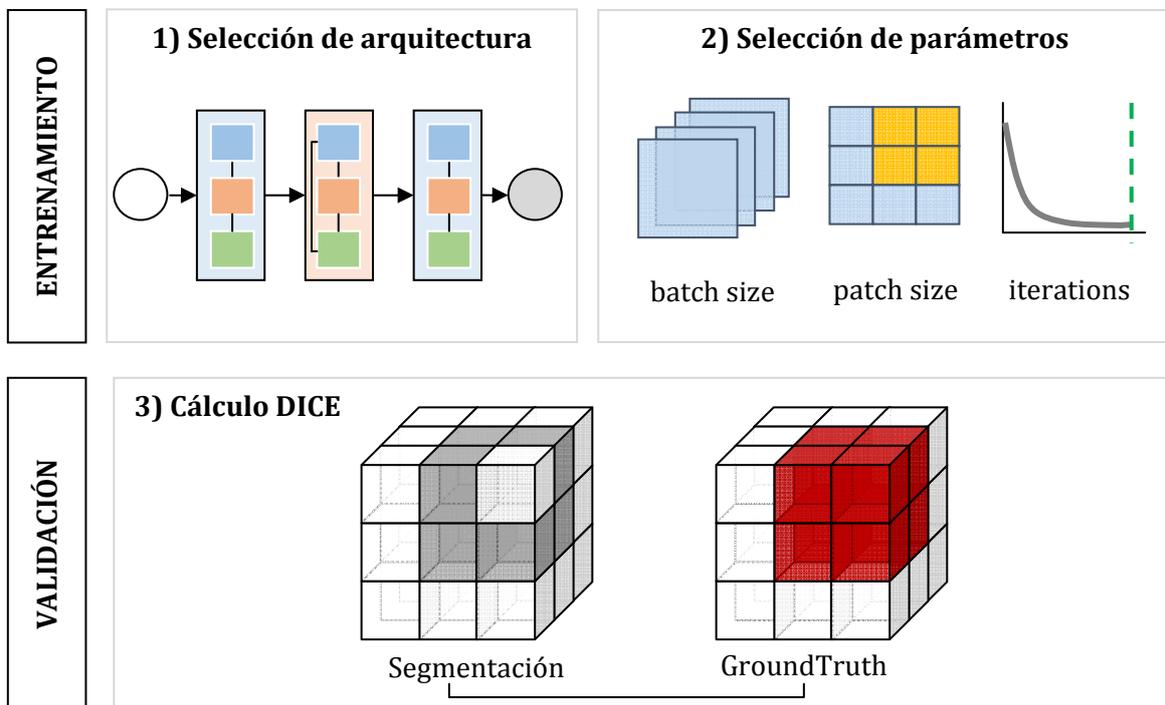


Figura 47. Procedimiento de Simulaciones

6.4.1 ENTRENAMIENTO

Selección de arquitectura

Como se vio en el apartado de Fundamentos, las redes neuronales convolucionales son la herramienta más utilizada en tareas de reconocimiento de imagen y, por tanto, se justificó la elección de ésta para nuestro trabajo.

Sin embargo, las configuraciones, en cuanto a combinación de capas y conexión entre ellas se refiere, son muchas y muy diversas y la elección de la arquitectura correcta depende del problema concreto a resolver.

En nuestro caso se ha optado por utilizar una **red neuronal convolucional en Tubo (T-CNN)**. Este tipo de red se caracteriza por una estructura de red neuronal convolucional sin capas de pooling. Se ha decidido escoger esta configuración debido a las dimensiones tan reducidas de los tensores con los que se trabaja (19x17x21x101) y considerando, por tanto, que no es necesario reducir aún más las dimensiones.

La arquitectura de la red en tubo se ha creado mediante la combinación de los siguientes bloques:

- **Bloque simple:** Bloque compuesto por una de capa de convolución seguida de una capa de normalización del batch (*batch-normalization*) y finalmente una función de activación ReLU Convolución, Batch Normalization y ReLU(*rectified linear unit*)
- **Bloque residual:** Bloque en el que aparecen duplicados los componentes del bloque simple con la peculiaridad de que a la última función de activación ReLU se le pasa también la entrada del bloque
- **Logits:** Este bloque transforma las activaciones finales en predicciones de pertenencia a cada clase; sin embargo, estas predicciones no se encuentran normalizadas entre 0 y 1

Además, con motivo de facilitar la interpretación, la salida del bloque de logits se pasa por la función softmax que normaliza las predicciones de pertenencia entre 0 y 1. De esta forma pueden ser interpretadas como las probabilidades de pertenencia a cada clase. En nuestro caso serán las probabilidades de ser o no el centro del rotor.

Dichas probabilidades se encuentran en la salida denominada **Posteriors** que es un tensor que contiene la probabilidad de cada pixel de pertenecer a cada una de las dos clases.

Finalmente, se obtiene la salida denominada **Predictions** que es un tensor con la segmentación de los píxeles que tienen una probabilidad de pertenecer a la clase de rotor mayor a 0,5.

En el siguiente diagrama se recogen los bloques y salidas que se utilizan en las arquitecturas estudiadas.

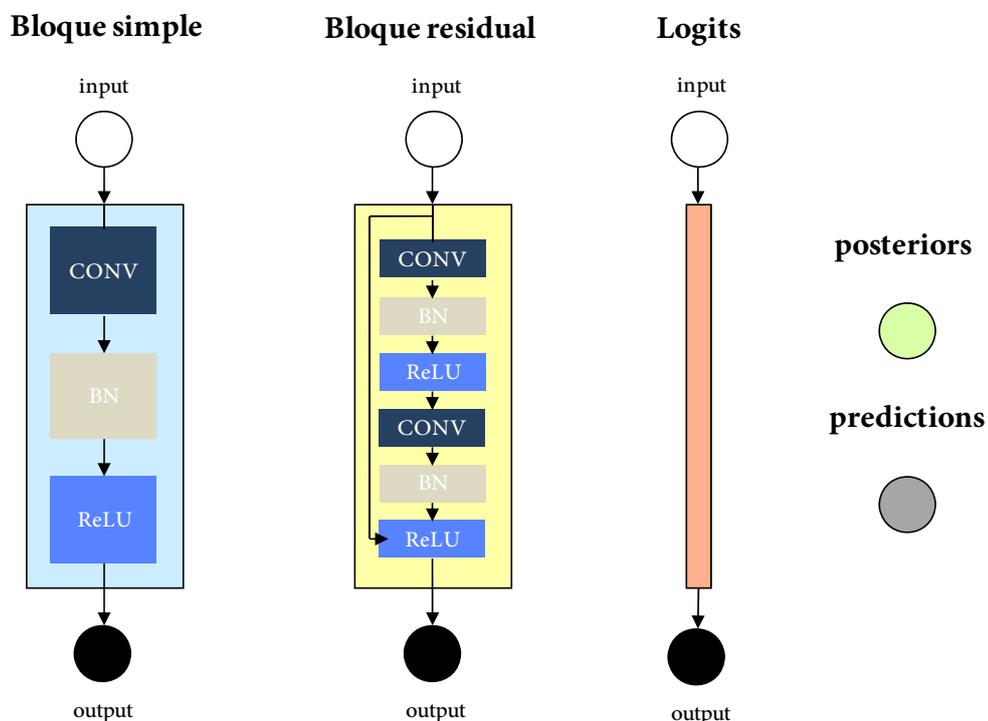


Figura 48. Bloques y tensores de salida utilizados en la Red Neuronal Convolutional en Tubo.

Con estos componentes se han estudiado las siguientes arquitecturas:

■ Primera Arquitectura

La primera arquitectura que se presenta consiste en la sucesión de 4 bloques simples y 4 bloques residuales organizados alternativamente. Los dos primeros y los dos últimos contienen 32 filtros, mientras que los intermedios contienen 64 filtros.

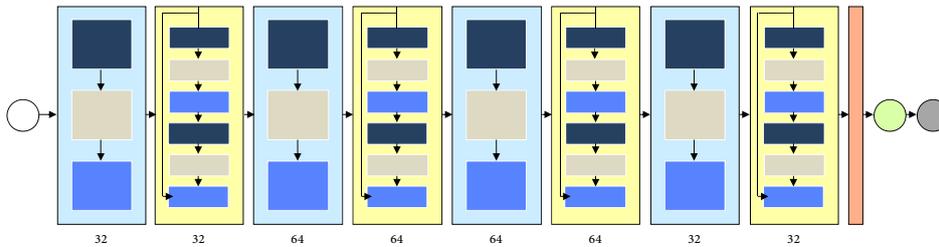


Figura 49. Primera Arquitectura

■ Segunda Arquitectura

La segunda arquitectura que se presenta consiste en la sucesión de 5 bloques simples y 5 residuales, organizados alternativamente. Los dos primeros y los dos últimos contienen 32 filtros, mientras que los intermedios contienen 64 filtros.

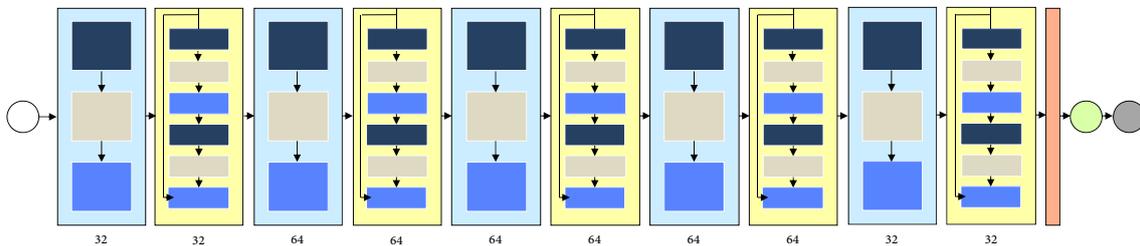


Figura 50. Segunda Arquitectura

■ Tercera Arquitectura

La tercera arquitectura que se presenta se inicia y finaliza con un bloque simple, seguido de un bloque residual con 32 filtros y en medio contiene dos estructuras formadas por un bloque simple, seguido de dos bloques residuales con 64 filtros.

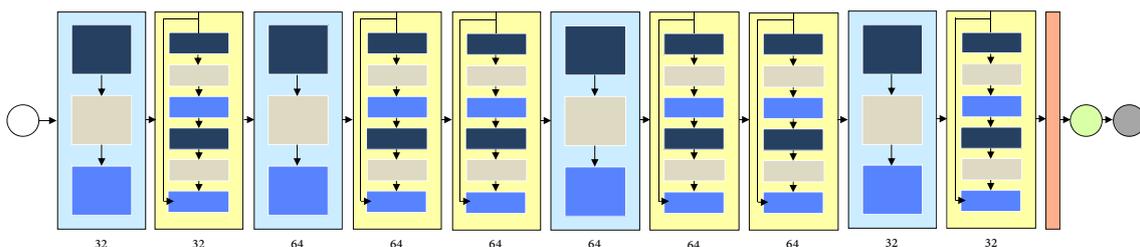


Figura 51. Tercera Arquitectura

Selección de parámetros

Una vez seleccionada la estructura de la red se han ajustado los siguientes parámetros:

■ Tamaño del Batch (*Batch size*)

El tamaño del batch hace referencia al número de casos de entrada que se pasan al modelo en cada iteración del entrenamiento.

■ Número de iteraciones (*Iterations*)

El número de iteraciones corresponde al número de veces que se pasan casos de entrada para entrenar el modelo. En este sentido, conviene elegir un número suficiente para que el modelo aprenda correctamente el problema, pero sin convertirse en excesivo para no memorizar los casos de entrada evitando así el sobreajuste.

■ Tamaño del Patch (*Patch Size*)

El tamaño del patch hace referencia al tamaño de la región del espacio en la que operarán los filtros de la red de tal manera que su selección dependerá del objetivo del problema. Patches grandes serán adecuados en imágenes con muchos píxeles y permitirán recoger la información general del problema; sin embargo, si el objetivo es detectar detalles no resultarán convenientes. Por otro lado, patches pequeños recogerán la información de contexto en pequeñas zonas, siendo adecuados en imágenes pequeñas y en tareas de localización de detalles. El tamaño vendrá especificado en la forma: "Profundidad x Altura x Ancho".

6.4.2 VALIDACIÓN

Por último, el acierto de los modelos en la tarea de localización del centro del rotor ha sido validado utilizando el **índice DICE** como métrica. Este es un estadístico utilizado para comparar la similitud de dos muestras y lo utilizaremos de la siguiente forma:

$$D = \frac{2|ST \cap GT|}{|ST| \cup |GT|}$$

Siendo ST los voxels segmentados como centro de rotor (*predictions*) y GT los voxels del groundtruth anotados como centro de rotor.

Tendrá un valor mínimo de 0 si no se acierta ningún voxel con las segmentaciones que predice la red y un valor máximo de 1 si las segmentaciones predichas coinciden exactamente con las anotaciones reales.

Por tanto, se ha procedido validando con esta métrica los casos del conjunto de validación para cada una de las arquitecturas y los parámetros seleccionados en cada prueba.

6.4.3 VALIDACIÓN EXTERNA

Tras evaluar cada una de las arquitecturas y los parámetros de ajuste se ha procedido a seleccionar la configuración con la que se ha obtenido un valor medio más alto de índice DICE.

Con esta configuración se ha realizado una validación externa evaluando 4 modelos que, como se ha comentado, fueron inicialmente separados y no han intervenido ni en el proceso de entrenamiento, ni en el de validación.

El objetivo de la validación externa es localizar un único voxel considerado centro del rotor, para posteriormente cuantificar el error respecto a la posición real anotada. Para ello se han seguido los siguientes pasos:

En primer lugar se pasan como entrada a la arquitectura con la configuración seleccionadas cada uno de los 20 fragmentos temporales de cada modelo y se calcula su coeficiente DICE.

En segundo lugar, para cada modelo, se calcula la probabilidad de todos los voxels de pertenecer a la clase rotor durante todo el registro. Se llama a dicho tensor de probabilidades *Posteriors_TOTAL* y se calcula de la forma siguiente:

$$Posteriors_TOTAL = \frac{1}{20} \sum_{i=1}^{20} Posteriors(i)$$

siendo *Posteriors(i)* el tensor de probabilidad de pertenencia a la clase rotor para cada fragmento temporal *i*.

A continuación, se segmentarán los voxels considerados pertenecientes a la clase rotor:

$$Segmentations_TOTAL = Posteriors_TOTAL(> 0,5)$$

Y finalmente, se etiquetará un único voxel (considerado centro del rotor) calculado como el centroide de los voxels segmentados. La distancia entre la posición de este voxel y la posición del voxel anotado de referencia se utilizará para evaluar el error cometido, y en definitiva, el acierto del modelo de inteligencia artificial propuesto.

6.5 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Tras realizar diversas simulaciones con el procedimiento previamente explicado se han obtenido los siguientes resultados en Validación.

6.5.1 VALIDACIÓN

Primera Arquitectura

Con la primera arquitectura se obtiene un índice DICE máximo de 0,69 para la primera prueba utilizando etiquetas de tamaño máximo 3x3x3

| Prueba | Batch size | Patch size | Iterations | 1x1x1 | 3x3x3 |
|--------|------------|------------|------------|-------|-------|
| | | | | DICE | DICE |
| P1 | 14 | 3x3x3 | 10000 | 0.524 | 0.693 |
| P2 | 14 | 5x5x5 | 10000 | 0.517 | 0.638 |
| P3 | 14 | 7x7x7 | 10000 | 0.542 | 0.659 |
| P4 | 16 | 3x3x3 | 10000 | 0.503 | 0.626 |
| P5 | 16 | 5x5x5 | 10000 | 0.573 | 0.618 |
| P6 | 16 | 7x7x7 | 10000 | 0.592 | 0.648 |
| P7 | 18 | 3x3x3 | 10000 | 0.522 | 0.639 |
| P8 | 18 | 5x5x5 | 10000 | 0.621 | 0.623 |
| P9 | 18 | 7x7x7 | 10000 | 0.593 | 0.653 |

Tabla 5. Resultados de las simulaciones para la Primera Arquitectura

Segunda Arquitectura

Con la segunda arquitectura se obtiene un DICE máximo de 0,763 para la quinta prueba con etiquetas de tamaño máximo de 3x3x3. En general, se han obtenido mejores resultados que con la primera arquitectura

| Prueba | Batch size | Patch size | Iterations | 1x1x1 | 3x3x3 |
|--------|------------|------------|------------|-------|-------|
| | | | | DICE | DICE |
| P1 | 14 | 3x3x3 | 10000 | 0.576 | 0.628 |
| P2 | 14 | 5x5x5 | 10000 | 0.536 | 0.693 |
| P3 | 14 | 7x7x7 | 10000 | 0.554 | 0.701 |
| P4 | 16 | 3x3x3 | 10000 | 0.608 | 0.724 |
| P5 | 16 | 5x5x5 | 10000 | 0.526 | 0.763 |
| P6 | 16 | 7x7x7 | 10000 | 0.517 | 0.742 |
| P7 | 18 | 3x3x3 | 10000 | 0.541 | 0.758 |
| P8 | 18 | 5x5x5 | 10000 | 0.533 | 0.744 |
| P9 | 18 | 7x7x7 | 10000 | 0.579 | 0.763 |

Tabla 6. Resultados de las simulaciones para la Segunda Arquitectura

Tercera Arquitectura

Con la segunda arquitectura se obtiene un DICE máximo de 0,826 para la sexta prueba con etiquetas de tamaño máximo de 3x3x3. Es la arquitectura que mejores resultados de validación presenta.

| Prueba | Batch size | Patch size | Iterations | 1x1x1 | 3x3x3 |
|--------|------------|------------|------------|-------|-------|
| | | | | DICE | DICE |
| P1 | 14 | 3x3x3 | 10000 | 0.596 | 0.749 |
| P2 | 14 | 5x5x5 | 10000 | 0.632 | 0.796 |
| P3 | 14 | 7x7x7 | 10000 | 0.630 | 0.783 |
| P4 | 16 | 3x3x3 | 10000 | 0.617 | 0.777 |
| P5 | 16 | 5x5x5 | 10000 | 0.653 | 0.817 |
| P6 | 16 | 7x7x7 | 10000 | 0.677 | 0.826 |
| P7 | 18 | 3x3x3 | 10000 | 0.531 | 0.714 |
| P8 | 18 | 5x5x5 | 10000 | 0.613 | 0.763 |
| P9 | 18 | 7x7x7 | 10000 | 0.651 | 0.772 |

Tabla 7. Resultados de las simulaciones para la Tercera Arquitectura

Efecto del tamaño de las etiquetas

Lo más llamativo es el efecto del tamaño de las etiquetas en el acierto del modelo. Este efecto queda patente en la siguiente figura, donde se representa en blanco el voxel propuesto por la red (*posteriors*) y en rojo la posición de referencia (*groundtruth*). Se puede observar que la red ha propuesto un voxel que se encuentra a una distancia relativa de 1 (0,5 cm) del voxel de referencia. Pese a ser una distancia aceptable, el DICE calculado sería de 0, exactamente igual que si se hubiera propuesto un voxel mucho más alejado. Esta limitación queda solventada al considerar una zona etiquetada más grande, como se ha hecho con las etiquetas de 3x3x3, y se puede ver la mejora que supone frente a las etiquetas de 1x1x1 en las tablas de resultados.

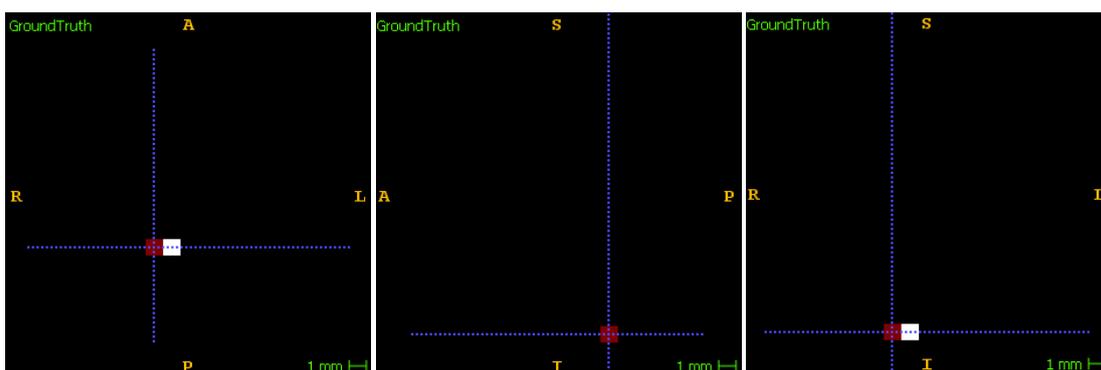


Figura 52. Efecto del tamaño de las etiquetas

Concluimos que la configuración que mejor acierto consigue y por tanto es seleccionada para la validación externa es la formada por la **Tercera Arquitectura** y los siguientes valores para los parámetros: **Batch size: 16, Patch size: 7x7x7 y N° Iteraciones: 10000.**

6.5.2 VALIDACIÓN EXTERNA

Una vez seleccionada la mejor configuración, se pasa a realizar la validación externa con los cuatro modelos que no participaban en el proceso de entrenamiento ni en la validación. Los resultados han sido los siguientes:

MODELO 1

Como se observa, en el primer modelo la mayor parte de los batches han obtenido un valor muy alto de DICE resultando un DICE medio de 0.7021 y un DICE mediana de 0.8562

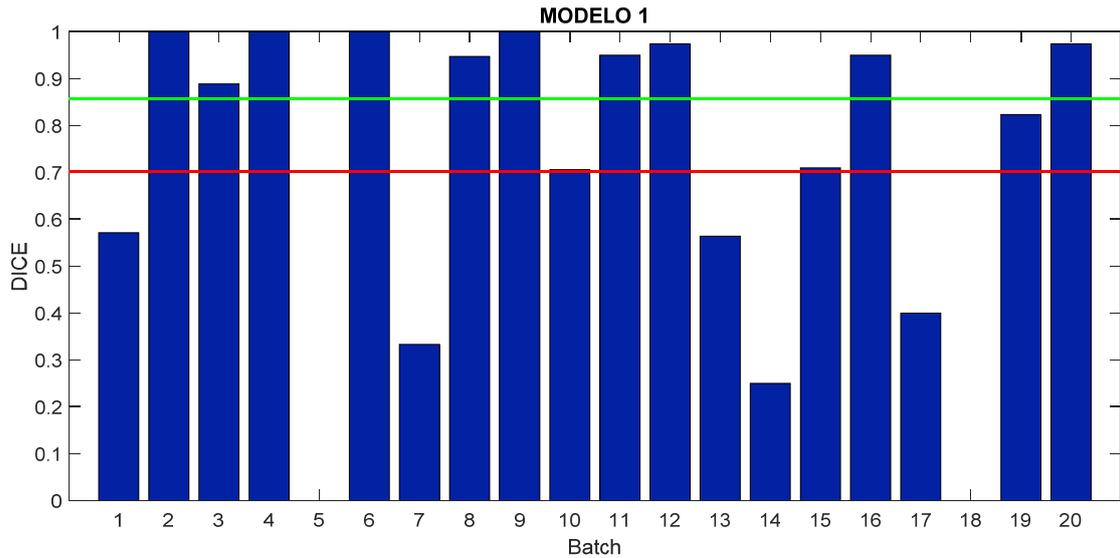


Figura 53. Validación externa Modelo 1

MODELO 2

El segundo modelo presenta un DICE medio es de 0.5826 y el DICE mediana de 0.5882

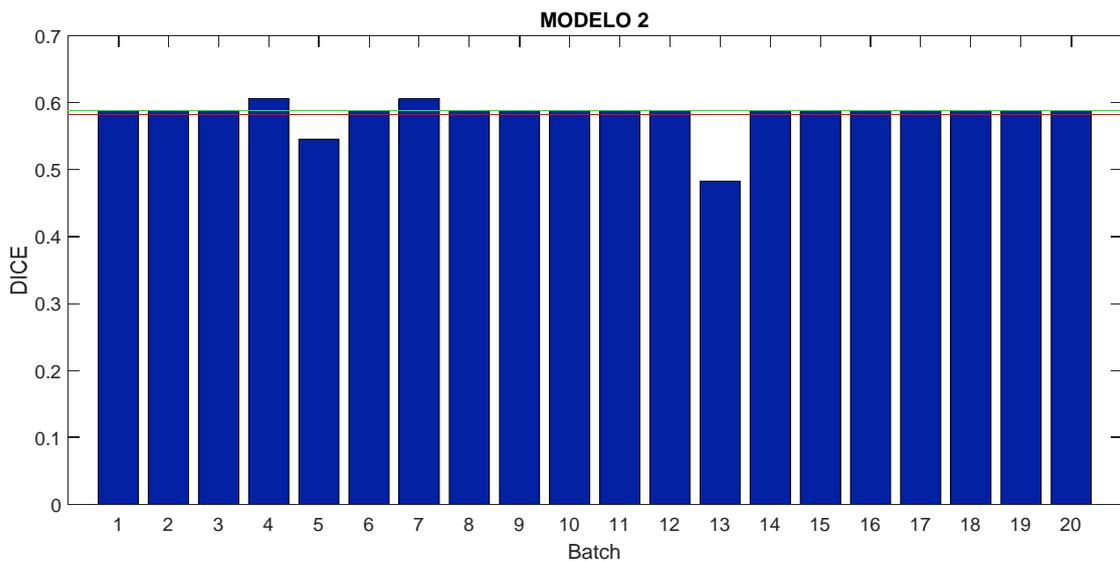


Figura 54. Validación externa Modelo 2

MODELO 3

El tercer modelo ha conseguido resultados muy acertados con un DICE medio de 0.8591 y un DICE mediana de 0.9609

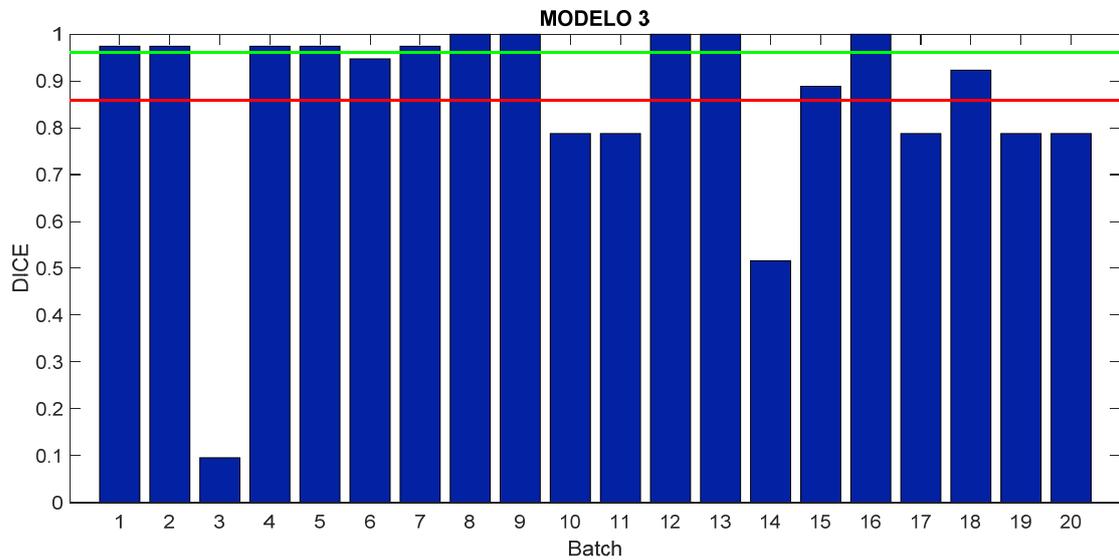


Figura 55. Validación externa Modelo 3

MODELO 4

Por último, el cuarto modelo presenta un acierto menor, con un DICE medio de 0.5294 y un DICE mediana de 0.5335

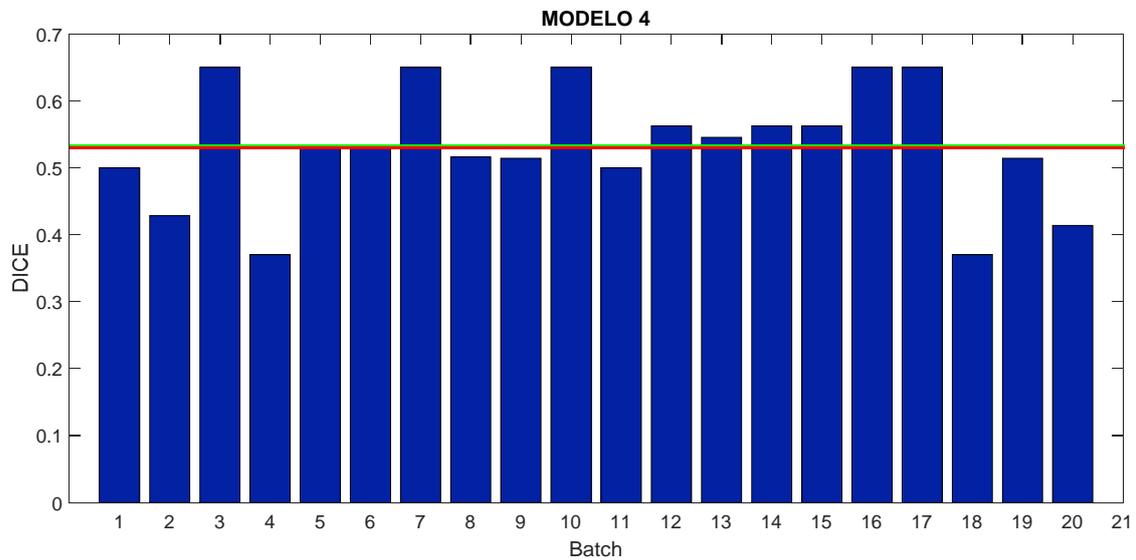


Figura 56. Validación externa Modelo 4

En conclusión, se ha obtenido para todos los batches un **DICE medio de 0.6683** y un **DICE mediana de 0.7347**

7. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

En este apartado se busca comparar los resultados de las distintas metodologías utilizadas en este trabajo y analizar las ventajas e inconvenientes de cada una de ellas.

Considerando aciertos en la localización de rotores las situaciones en las que la posición predicha se encuentra a menos de 2 cm de la posición de referencia, con el método de identificación de frecuencias dominantes únicamente se acertaban 6 modelos de los 29 lo que supone una tasa de acierto del 20%.

Con el segundo método clásico utilizado, la identificación de singularidades de fase, se llegaron a acertar 19 de los 29 modelos consiguiendo una tasa de acierto del 66% y, por tanto, mejorando enormemente los resultados obtenidos con el primer método.

Finalmente, se ha estudiado el rendimiento de una red convolucional en forma de tubo (T-CNN) viéndose que presentaba un índice DICE en validación del 0.83. Sabiendo que se han utilizado etiquetas de tamaño máximo de 3x3x3 se están considerando aciertos aquellas predicciones que se encuentren a máximo 1,5 cm de la referencia por lo que se considera muy bueno el resultado conseguido por este método.

Además, se ha realizado una validación externa con 4 métodos resultando en todos los casos un DICE superior a 0.5 llegando incluso a 0.86 para un modelo.

Ventajas de los métodos clásicos

■ Interpretabilidad

Los métodos clásicos presentan las ventajas de tener detrás una fundamentación sobre el que apoyarse desde el punto de vista fisiológico. En este sentido la técnica propuesta tiene un comportamiento en gran medida de caja negra en cuanto a la explicación de cuáles son los mecanismos por los cuales se está manteniendo la fibrilación.

■ No necesitan datos previos

Los métodos clásicos no necesitan datos previamente utilizados para crear el modelo para poder ser empleados, como sucede los métodos de aprendizaje profundo como el propuesto.

Ventajas del método propuesto

■ No necesita filtrado

Los métodos clásicos procesan las señales para poder aplicarse y, se encuentran altamente influenciados en el tipo de filtrado utilizado como vimos en la identificación de frecuencias dominantes. El método propuesto ha utilizado directamente las señales de electrogramas originales. Únicamente se ha tenido que organizar los datos en un espacio de referencia, pero en ningún momento se ha intervenido en las características de la propia señal.

■ Acierto

Se ha estudiado el rendimiento en validación del método obteniendo resultados superiores a los de los algoritmos clásicos. Sin duda, a medida que se incorporen nuevos casos se irá haciendo más robusto el modelo esperando que su eficacia pueda ser incrementada.

8. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

8.1.1 CONCLUSIONES

Implementación y validación

Se ha implementado un algoritmo de identificación de lugares mantenedores de fibrilación auricular basado en inteligencia artificial. Se ha justificado la elección de redes neuronales convolucionales por su potencial en el reconocimiento de patrones al incluir información de contexto espacio-temporal.

Se han llevado a cabo una serie de simulaciones con el fin de seleccionar la arquitectura y los hiperparámetros que optimizan el rendimiento de la red para el problema planteado, así como una prueba de validación externa para evaluar la eficiencia en un caso real.

Análisis de los algoritmos clásicos

Se han utilizado algoritmos clásicos en la detección de lugares mantenedores de la fibrilación. Concretamente basado en Identificación de frecuencias dominantes y singularidades de fase. Se ha observado mejor eficiencia en el método basado en identificar singularidades de fase que en el de frecuencias dominantes.

Se ha destacado las ventajas de estos métodos clásicos por su fácil interpretación y uso. Por el contrario, el alto impacto del preprocesado y el relativo bajo acierto conseguido limitan el uso de estos métodos.

Análisis del método propuesto basado en redes neuronales convolucionales

Se ha propuesto un método basado en inteligencia artificial. Concretamente se ha empleado una arquitectura de red neuronal convolucional en forma de tubo (T-CNN)

Se ha destacado el potencial de este método por los buenos resultados conseguidos tanto en la validación interna como en la externa, sin requerir el preproceso de la señal como sucedía en los métodos clásicos. Por el contrario, la opacidad de los resultados bajo un punto de vista fisiológico y la cantidad de datos necesarios para la construcción del modelo limitan su implantación.

En resumen, se ha realizado un estudio completo entre dos metodologías radicalmente distintas. En una, la clásica, se necesita gran conocimiento del problema mientras que en la otra, la basada en inteligencia artificial, se necesitan muchas observaciones correctamente etiquetadas para entender cómo maximizar el acierto sin necesidad de entrar en los fundamentos fisiológicos.

La gran limitación de este trabajo ha sido el reducido tamaño de la base de datos y la ausencia de etiquetas para todo el registro. De esta forma, se han propuesto metodologías para superar estas limitaciones como la anotación manual y la partición de las señales.

La gran utilidad de este trabajo es servir como punto de partida para sucesivas investigaciones. En este sentido, se ha presentado una propuesta metodológica detallada con el fin de facilitar la reproducibilidad de futuros estudios.

8.1.2 TRABAJO FUTURO

Se propone como líneas futuras:

- **Validar la metodología y resultados utilizados con un dataset más grande y anotado de forma precisa en todo el registro temporal.** En este sentido, se estarían considerando también rotores no estacionarios que son frecuentes en la práctica clínica.
- **Probar distintas arquitecturas en cuanto a la organización de bloques, conexiones entre capas y parámetros de ajuste se refiere con el fin de mejorar el acierto.** La cantidad de posibilidades es infinita y sin duda un estudio más profundo revelaría las mejores combinaciones con las que optimizar el acierto en los resultados.
- **Utilizar características de la señal como entradas de la red.** En este proyecto se ha trabajado con la señal en crudo para demostrar la facilidad de implementación del método propuesto, sin embargo, será interesante incorporar características que puedan añadir información al problema. En este sentido, puede incluso incorporarse la información con la que trabajan los métodos clásicos comentados (frecuencias dominantes y singularidades de fase) para así mejorar la transparencia e interpretación de los resultados ofrecidos por la red.
- **Utilizar señales reales de pacientes con fibrilación auricular de los que se conoce el resultado de la ablación de una determinada zona.** Ser capaces de aprender esta información será determinante para aumentar el conocimiento en investigación y para desarrollar futuros sistemas de ayuda a la decisión robustos que puedan aconsejar al electrofisiólogo las mejores opciones de tratamiento para cada paciente

9. BIBLIOGRAFÍA

- [1] V. Fuster *et al.*, "ACC/AHA/ESC guidelines for the management of patients with atrial fibrillation: A report of the american college of cardiology/american heart association task force on practice guidelines and the european society of cardiology committee for practice guide," *Eur. Heart J.*, vol. 22, no. 20, pp. 1852–1923, 2001.
- [2] H. H. Kirchho, P., Benussi S., Kotecha D., Ahlsson A., Atar D., Casadei B., Castellá, M, Diener H-C., "Guía ESC 2016 sobre el diagnóstico y tratamiento de la fibrilación auricular , desarrollada en colaboración con la EACTS Grupo de Trabajo de la Sociedad Europea de Cardiología (ESC) para el diagnóstico y tratamiento Aprobada por la European Stroke Organ," *Rev Esp Cardiol*, vol. 70, no. 1, pp. 1–84, 2017.
- [3] V. Barrios, A. Calderón, C. Escobar, and M. de la Figuera, "Patients With Atrial Fibrillation in a Primary Care Setting: Val-FAAP Study," *Rev. Española Cardiol. (English Ed.)*, vol. 65, no. 1, pp. 47–53, 2012.
- [4] J. J. Gómez-Doblas, M. A. López-Garrido, I. Esteve-Ruiz, and G. Barón-Esquivias, "Epidemiología de la fibrilación auricular," *Rev. Española Cardiol. Supl.*, vol. 16, no. Supl.A, pp. 2–7, 2016.
- [5] J. Mun *et al.*, "Prevalencia de la fibrilación auricular en España. Resultados del estudio OFRECE.," *Rev. Española Cardiol.*, vol. 67, no. 4, pp. 259–269, 2014.
- [6] P. Kirchhof *et al.*, "Guía ESC 2016 sobre el diagnóstico y tratamiento de la fibrilación auricular, desarrollada en colaboración con la EACTS," *Rev. Esp. Cardiol.*, vol. 70, no. 1, p. 50.e1-50.e8, 2017.
- [7] T. Lewis, "Report cxix. Auricular fibrillation: A common clinical condition," *Br. Med. J.*, vol. 2, no. 2552, p. 1528, 1909.
- [8] S. H. Lewis T, "The relation of regular tachycardias of auricular origin to auricular fibrillation," *Heart*, vol. 3, pp. 173–193, 1912.
- [9] D. SCHERF, "Studies on auricular tachycardia caused by aconitine administration.," *Proc. Soc. Exp. Biol. Med.*, vol. 64, no. 2, pp. 233–9, 1947.
- [10] G. K. Moe and J. A. Abildskov, "Atrial fibrillation as a self-sustaining arrhythmia independent of focal discharge," *Am. Heart J.*, vol. 58, no. 1, pp. 59–70, 1959.
- [11] D. W. CHEUNG, "Interaction With the Right Atrium in the Guinea-Pig," *Victoria*, no. 1980, pp. 445–456, 1981.
- [12] M. Haïssaguerre *et al.*, "Spontaneous Initiation of Atrial Fibrillation by Ectopic Beats Originating in the Pulmonary Veins," *N. Engl. J. Med.*, vol. 339, no. 10, pp. 659–666, 1998.
- [13] G. W, "The nature of fibrillatory contraction of the heart: its relations to tissue mass and form," *Am. J. Physiol.*, p. 33, 1914.
- [14] G. Moe, "On the multiple wavelet hypothesis of atrial fibrillation. Arch Int Pharmacodyn," p. 140, 1962.
- [15] A. Allesie, "Electrophysiologic Mechanisms of Perpetuation of Atrial Fibrillation," vol. 77, 1996.
- [16] R. M. J. Jalife, O. Berenfeld, A. Skanes, "Mechanisms of atrial fibrillation: mother rotors or multiple daughter wavelets, or both?," *J Cardiovasc Electrophysiol*, 1998.
- [17] J. A. B. Zaman, A. Schricker, G. G. Lalani, R. Trikha, D. E. Krummen, and S. M. Narayan, "Focal impulse and rotor mapping (firm): Conceptualizing and treating atrial fibrillation," *J. Atr. Fibrillation*, vol. 7, no. 2, 2014.
- [18] H. Calkins *et al.*, "2017 HRS / EHRA / ECAS / APHRS / SOLAECE expert consensus statement on catheter and surgical ablation of atrial fibrillation : executive summary," pp. 1–55, 2017.
- [19] F. Atienza *et al.*, "Real-time dominant frequency mapping and ablation of dominant

- frequency sites in atrial fibrillation with left-to-right frequency gradients predicts long-term maintenance of sinus rhythm," *Hear. Rhythm*, vol. 6, no. 1, pp. 33–40, 2009.
- [20] R.-A. I. Atienza F, Almendral J, Ormaetxe JM, Moya A, Martínez-Alday JD, Hernández-Madrid A, Castellanos E, Arribas F, Arias MA, Tercedor L, Peinado R, Arcocha MF, Ortiz M, Martínez-Alzamora N, Arenal A, Fernández-Avilés F, Jalife J, "Comparison of radiofrequency catheter ablation of drivers and circumferential pulmonary vein isolation in atrial fibrillation: A noninferiority randomized multicenter radar-af trial," *J Am Coll Cardiol*, vol. 64, pp. 2455–2467, 2014.
- [21] J. G. Quintanilla *et al.*, "KATP channel opening accelerates and stabilizes rotors in a swine heart model of ventricular fibrillation," *Cardiovasc. Res.*, vol. 99, no. 3, pp. 576–585, 2013.
- [22] O. H. Berenfeld O, "The quest for rotors in atrial fibrillation: Different nets catch different fishes," *Hear. Rhythm*, vol. 9, pp. 1440–1441, 2012.
- [23] M. S. Guillem *et al.*, "Noninvasive localization of maximal frequency sites of atrial fibrillation by body surface potential mapping," *Circ. Arrhythmia Electrophysiol.*, vol. 6, no. 2, pp. 294–301, 2013.
- [24] M. Rodrigo *et al.*, "Body surface localization of left and right atrial high-frequency rotors in atrial fibrillation patients: A clinical-computational study," *Hear. Rhythm*, vol. 11, no. 9, pp. 1584–1591, 2014.
- [25] C. Ramanathan, R. N. Ghanem, P. Jia, K. Ryu, and Y. Rudy, "Noninvasive electrocardiographic imaging for cardiac electrophysiology and arrhythmia," *Nat. Med.*, vol. 10, no. 4, pp. 422–428, 2004.
- [26] en redes neuronales Avances, "<https://medium.com/espanol/avances-en-redes-neuronales-705c2efe53d2>." .
- [27] S. C. Bollepalli, S. S. Challa, S. Jana, and S. Patidar, "Atrial Fibrillation Detection Using Convolutional Neural Networks," vol. 44, pp. 1–4, 2017.
- [28] Y. Xia, N. Wulan, K. Wang, and H. Zhang, "Detecting atrial fibrillation by deep convolutional neural networks," *Comput. Biol. Med.*, vol. 93, no. December 2017, pp. 84–92, 2018.
- [29] Z. Xiong, M. Stiles, and J. Zhao, "Robust ECG Signal Classification for the Detection of Atrial Fibrillation Using Novel Neural Networks," vol. 44, no. Figure 1, pp. 1–4, 2017.
- [30] F. Saremi, S. Achenbach, E. Arbustini, and J. Narula, *Revisiting Cardiac Anatomy: A Computed-Tomography-Based Atlas and Reference*. 2010.
- [31] G. W. Botteron and J. M. Smith, "A Technique for Measurement of the Extent of Spatial Organization of Atrial Activation During Atrial Fibrillation in the Intact Human Heart," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 42, no. 6, pp. 579–586, 1995.
- [32] F. Castells, R. Cervigón, and J. Millet, "On the preprocessing of atrial electrograms in atrial fibrillation: Understanding Botteron's approach," *PACE - Pacing Clin. Electrophysiol.*, vol. 37, no. 2, pp. 133–143, 2014.
- [33] P. Kuklik *et al.*, "Reconstruction of instantaneous phase of unipolar atrial contact electrogram using a concept of sinusoidal recomposition and Hilbert transform," 2014.
- [34] TensorFlow, "<https://www.tensorflow.org/?hl=es>." .
- [35] itk-SNAP, "<http://www.itksnap.org>." .



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

Trabajo Fin de Máster en
Ingeniería Biomédica

Curso Académico 2017-2018

DOCUMENTO DE PRESUPUESTO

DISEÑO DE UN SISTEMA DE DETECCIÓN DE FUENTES DE FIBRILACIÓN
AURICULAR UTILIZANDO REDES NEURONALES CONVOLUCIONALES

Gonzalo Collantes Pablo

1.Introducción

Para calcular el sueldo bruto de un ingeniero biomédico recién graduado (IBJ) se ha tomado el valor de las ayudas para la contratación de personal investigador en formación de carácter predoctoral de la Conselleria de Educación (GVA) para 2017¹ que es de 1.200 €/mes.

El sueldo bruto de un ingeniero que es de 2.230 € al mes y el de un administrativo es de 1.320€/mes, para el año 2017².

| técnico | salario bruto/mes | SS empresa/mes | salario bruto/año | SS empresa/año | coste salarial bruto/año | coste/hora |
|---------|-------------------|----------------|-------------------|----------------|--------------------------|--------------|
| IBJ | 1.200 € | 370 € | 16.800 | 4.435 | 22.193 | 12,38 |
| IIS | 2.230 € | 687 € | 31.220 | 8.242 | 39.462 | 22,02 |
| ADM | 1.320 € | 407 € | 18.480 | 4.879 | 23.359 | 13,04 |

El coste salarial bruto por cuenta ajena³ del IBJ es de 16.800 €/año, a lo que hay que sumar 4.121€ (el 30,8%) de cotización de la empresa a la seguridad social por el trabajador, lo que supone un total de 21.235 €.

El número de horas trabajadas al año es de 1.792 (resultado de 224 días por 8 horas por jornada, teniendo en cuenta que en la comunidad valenciana los días laborables para 2018 son 249, a los que hay que descontar los 22 días de vacaciones y 3 de asuntos propios). El coste salarial total del IBJ es de 11,85 €/h, mientras que el coste salarial ingeniero industrial superior (IIS) es de 22,02 €/h, y el de un administrativo de 13,04€/h.

La distribución del trabajo desarrollado ha seguido el siguiente Cronograma

| Actividades | ene | feb | mar | abr | may | jun | jul | ago | sep |
|---------------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| 1. Búsqueda bibliográfica | ■ ■ ■ | ■ ■ ■ | | | | | | | |
| 2. Simulaciones | | ■ ■ ■ | ■ ■ ■ | ■ ■ ■ | ■ ■ ■ | | | | |
| 3. Redacción | | | | | | ■ ■ ■ | ■ ■ ■ | ■ ■ ■ | ■ ■ ■ |

¹ RESOLUCIÓN de 25 de enero de 2017, de la Conselleria de Educación, Investigación, Cultura y Deporte, por la que se convocan, para el ejercicio 2017, subvenciones del Programa para la promoción de la investigación científica, el desarrollo tecnológico y la innovación en la Comunitat Valenciana. [2017/647] (DOGV30.01.2017)

²Listado de sueldos medios para 2017 <http://www.modelocurriculum.net/los-sueldos-en-espana.html>

³ Simulador de sueldo neto <https://cincodias.elpais.com/herramientas/calculadora-sueldo-neto>

2. Cuadro de precios de mano de obra

| nº | código | denominación de la mano de obra | precio | hora | total |
|---------------------|--------|---------------------------------------|-----------|-------|-------------------|
| 1 | MO.IBJ | Ingeniero biomédico junior | 12,38 €/h | 372 h | 4.606,99 € |
| 2 | MO.IIS | Ingeniero industrial superior (tutor) | 22,02 €/h | 15 h | 330,32 € |
| 3 | MO.ADM | Administrativo (dpto.) | 13,04 €/h | 1 h | 13,04 € |
| total mano de obra: | | | | | 4.950,34 € |

3. Cuadro de precios de materiales, equipos y software

| nº | código | denominación del material / equipo / software | precio | cantidad | fact. amort. | total |
|--------------------------------------|----------|--|------------|----------|--------------|-----------------|
| 1 | MES. Mat | Licencia Matlab | 2.000,00 € | 1 | 8/48 | 333,33 € |
| 2 | MES. Off | Licencia Suite Office 365 | 99,00 € | 1 | -- | 99,00 € |
| 3 | MES. Ord | Acer Aspire E15 - Ordenador Portátil de 15,6" HD (Intel Core i5-7200U, 8 GB RAM, 1 TB HDD, Nvidia GT 940MX 2 GB, Windows 10) | 599,00 € | 1 | 8/48 | 99,83 € |
| 4 | MES. Tar | Tarjeta gráfica Nvidia Titan XP | 1.299,00 € | 1 | 8/48 | 216,50 € |
| 5 | MES. Imp | Impresión TFM | 0,05 € | 70 | -- | 3,50 € |
| 6 | MES. Enc | Encuadernación | 3,00 € | 1 | -- | 3,00 € |
| total materiales, equipo y software: | | | | | | 755,17 € |

4. Cuadro de Presupuestos Parciales

1 Planificación del proyecto y conocimiento del estado del arte

| nº | ud | denominación | cantidad | precio | total |
|---------------------------------|----|--|----------|------------|-------------------|
| 1.1 | h | Reunión para la planificación del TFM | 1 | 68,81 € | 68,81 € |
| 1.2 | h | Revisión de la bibliografía sobre algoritmos en estudios cardíacos | 1 | 1.238,44 € | 1.238,44 € |
| 1.3 | u | Instalación de software | 1 | 728,76 € | 728,76 € |
| total presupuesto parcial nº: 1 | | | | | 2.036,01 € |

2 *Modelo de simulación por ordenador*

| nº | ud | denominación | cantidad | precio | total |
|--|----|---------------------------|----------|----------|-------------------|
| 2.1 | h | Estudio del algoritmo | 1 | 83,94 € | 83,94 € |
| 2.2 | h | Simulaciones | 1 | 729,33 € | 729,33 € |
| 2.3 | h | Comparativa de magnitudes | 1 | 291,73 € | 291,73 € |
| <i>total presupuesto parcial nº: 2</i> | | | | | 1.105,00 € |

4 *Redacción del TFM y su exposición*

| nº | ud | denominación | cantidad | precio | total |
|--|----|---------------------------------------|----------|------------|-------------------|
| 4.1 | h | Elaboración de los documentos del TFM | 1 | 1.548,05 € | 1.548,05 € |
| 4.2 | u | Revisión y mejora de los documentos | 1 | 818,76 € | 818,76 € |
| 4.3 | u | Impresión TFM | 1 | 6,50 € | 6,50 € |
| 4.4 | u | Preparación exposición TFM | 1 | 818,76 € | 818,76 € |
| <i>total presupuesto parcial nº: 4</i> | | | | | 3.192,07 € |

5 *Administración*

| nº | ud | denominación | cantidad | precio | total |
|--|----|--------------|----------|---------|----------------|
| 5.1 | h | Secretaría | 1 | 25,42 € | 25,42 € |
| <i>total presupuesto parcial nº: 5</i> | | | | | 25,42 € |

5. Cuadro de Precios Unitarios

| nº | denominación | Importe | |
|----------|---|-------------|--|
| | | en cifra(€) | en letra (€) |
| 1 | <u>Planificación del proyecto y conocimiento del estado del arte</u> | | |
| 1.1 | Reunión para la planificación del TFM | 68,81 | sesenta y ocho euros con ochenta y un céntimos |
| 1.2 | Revisión de la bibliografía sobre algoritmos en estudios cardíacos | 1.238,44 | mil doscientos treinta y ocho euros y cuarenta y cuatro céntimos |
| 1.3 | Instalación de software | 728,76 | setecientos veintiocho y setenta y seis céntimos |
| 2 | <u>Modelo de simulación por ordenador</u> | | |
| 2.1 | Estudio del algoritmo | 83,94 | ochenta y tres euros y noventa y cuatro céntimos |
| 2.2 | Simulaciones | 729,33 | setecientos veintinueve euros y treinta y tres céntimos |
| 2.3 | Comparativa de magnitudes | 291,73 | doscientos noventa y un euros y setenta y tres céntimos |

| n° | denominación | Importe | |
|--|---|-------------|---|
| | | en cifra(€) | en letra (€) |
| 4 Redacción del TFM y su exposición | | | |
| 4.1 | h Elaboración de los documentos del TFM | 1.548,05 | mil quinientos cuarenta y ocho euros y cinco céntimos |
| 4.2 | u Revisión y mejora de los documentos | 818,76 | ochocientos dieciocho euros y setenta y seis céntimos |
| 4.3 | u Impresión TFM | 6,50 | seis euros y cincuenta céntimos |
| 4.4 | u Preparación exposición TFM | 818,76 | ochocientos dieciocho euros y setenta y seis céntimos |
| 5 Administración | | | |
| 5.1 | h Secretaría | 25,42 | veinticinco euros y cuarenta y dos céntimos |

6. Cuadro de Precios Descompuestos

| n° | ud | denominación | | | precio | total |
|-----|----|---|--------------|----------|--|-----------------------|
| | | código | amortización | cantidad | | |
| 1 | | PLANIFICACIÓN DEL PROYECTO Y CONOCIMIENTO DEL ESTADO DEL ARTE | | | | |
| 1.1 | h | Reunión para la planificación del TFM | | | | |
| | | MO.IBJ | | 2 h | Ingeniero biomédico junior | 12,38 €/h 24,77 € |
| | | MO.IIS | | 2 h | Ingeniero industrial superior (tutor) | 22,02 €/h 44,04 € |
| | | | | | precio total por h: | 68,81 € |
| 1.2 | h | Revisión de la bibliografía sobre algoritmos en estudios cardíacos | | | | |
| | | MO.IBJ | | 100 h | Ingeniero biomédico junior | 12,38 €/h 1.238,44 € |
| | | | | | precio total por h: | 1.238,44 € |
| 1.3 | u | Instalación de software | | | | |
| | | MO.IBJ | | 10 h | Ingeniero biomédico junior | 12,38 €/h 123,84 € |
| | | MO.IIS | | 1 h | Ingeniero industrial superior (tutor) | 22,02 €/h 22,02 € |
| | | MES. Mat | 8/48 | 1 u | Licencia Matlab | 2.000,00 €/u 291,67 € |
| | | MES. Off | -- | 1 u | Licencia Suite Office 365 | 99,00 €/u 14,44 € |
| | | MES. Ord | 8/48 | 1 u | Acer Aspire E15 - Ordenador Portátil de 15,6" HD (Intel Core i5-7200U, 8 GB RAM, 1 TB HDD, Nvidia GT 940MX 2 GB, Windows 10) | 599,00 €/u 87,35 € |
| | | MES. Tar | 8/48 | 1 u | Tarjeta gráfica Nvidia Titan XP | 1.299,00 €/u 189,44 € |
| | | | | | precio total por u: | 728,76 € |
| 2 | | MODELO DE SIMULACIÓN POR ORDENADOR | | | | |
| 2.1 | h | Estudio del algoritmo | | | | |
| | | MO.IBJ | | 5 h | Ingeniero biomédico junior | 12,38 €/h 61,92 € |
| | | MO.IIS | | 1 h | Ingeniero industrial superior (tutor) | 22,02 €/h 22,02 € |

| nº | ud | denominación | | | | total |
|-----------|-----------|--|--------------|----------|---------------------------------------|--------------------------------------|
| | | código | amortización | cantidad | | precio |
| | | | | | | precio total por h: 83,94 € |
| 2.2 | h | Simulaciones | | | | |
| | | MO.IBJ | | 50 h | Ingeniero biomédico junior | 12,38 €/h 619,22 € |
| | | MO.IIS | | 5 h | Ingeniero industrial superior (tutor) | 22,02 €/h 110,11 € |
| | | | | | | precio total por h: 729,33 € |
| 2.3 | h | Comparativa de magnitudes | | | | |
| | | MO.IBJ | | 20 h | Ingeniero biomédico junior | 12,38 €/h 247,69 € |
| | | MO.IIS | | 2 h | Ingeniero industrial superior (tutor) | 22,02 €/h 44,04 € |
| | | | | | | precio total por h: 291,73 € |
| 4 | | REDACCIÓN DEL TFM Y SU EXPOSICIÓN | | | | |
| 4.1 | h | Elaboración de los documentos del TFM | | | | |
| | | MO.IBJ | | 125 h | Ingeniero biomédico junior | 12,38 €/h 1.548,05 € |
| | | | | | | precio total por : 1.548,05 € |
| 4.2 | h | Revisión y mejora de los documentos | | | | |
| | | MO.IBJ | | 35 h | Ingeniero biomédico junior | 12,38 €/h 433,45 € |
| | | MO.IIS | | 3 h | Ingeniero industrial superior (tutor) | 22,02 €/h 66,06 € |
| | | | | | | precio total por h: 818,76 € |
| 4.3 | h | Impresión TFM | | | | |
| | | MES. Imp | -- | 70 u | Impresión TFM | 0,05 €/u 3,50 € |
| | | MES. Enc | -- | 1 u | Encuadernación | 3,00 €/u 3,00 € |
| | | | | | | precio total por u: 6,50 € |
| 4.4 | h | Preparación exposición TFM | | | | |
| | | MO.IBJ | | 24 h | Ingeniero biomédico junior | 12,38 €/h 297,23 € |
| | | MO.IIS | | 1 h | Ingeniero industrial superior (tutor) | 22,02 €/h 22,02 € |
| | | | | | | precio total por h: 818,76 € |
| 5 | | ADMINISTRACIÓN | | | | |
| 5.1 | h | Secretaría | | | | |
| | | MO.IBJ | | 1 h | Ingeniero biomédico junior | 12,38 €/h 12,38 € |
| | | MO.ADM | | 1 h | Administrativo (dpto.) | 13,04 €/h 13,04 € |
| | | | | | | precio total por h: 25,42 € |

7.Presupuesto de ejecución de obra

| Capítulo | | Importe |
|---|---|-------------------|
| <i>Capítulo 1</i> | PLANIFICACIÓN DEL PROYECTO Y CONOCIMIENTO DEL ESTADO DEL ARTE | 2.036,01 € |
| <i>Capítulo 2</i> | MODELO DE SIMULACIÓN POR ORDENADOR | 1.105,00 € |
| <i>Capítulo 4</i> | REDACCIÓN DEL TFM Y SU EXPOSICIÓN | 3.192,07 € |
| <i>Capítulo 5</i> | ADMINISTRACIÓN | 25,42 € |
| <i>Presupuesto de ejecución material</i> | | 6.358,50 € |
| <i>Gastos generales (13%)</i> | | 826,61 € |
| <i>Beneficio industrial (6%)</i> | | 381,51 € |
| SUMA | | 7.566,62 € |
| <i>IVA (21%)</i> | | 1.588,99 € |
| Presupuesto de ejecución de contrata | | 9.155,60 € |

El presupuesto de ejecución por contrata asciende a la cantidad de nueve mil ciento cincuenta y cinco euros y sesenta céntimos.

