



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA  
SUPERIOR INGENIEROS  
INDUSTRIALES VALENCIA

Curso Académico:

Evaluación de los registros del laplaciano del potencial en superficie para la determinación de las frecuencias más altas de activación durante fibrilación auricular

---

## **AGRADECIMIENTOS**

En primer lugar quiero agradecerle a mi tutor Francisco Javier García Casado la oportunidad que me dio al poder realizar el Trabajo Final de Máster con él en un ámbito apasionante de la ingeniería biomédica. Del mismo modo quiero agradecer toda la ayuda recibida por parte de Miguel Rodrigo Bort aun estando al otro lado del charco.

También me gustaría agradecer el trato recibido por el grupo de investigación ITACA y en especial a María Salud Guillem y Andreu M. Climent por todo su apoyo y dedicación a lo largo del proyecto. Todos los del grupo: estudiantes, doctorandos y profesores han ayudado a que este trabajo haya salido adelante con todos sus consejos y aportaciones.

A los estudiantes de la primera promoción de este nuevo Máster de Ingeniería Biomédica por hacer de este año uno de los mejores en la Universidad Politécnica de Valencia.

Pero en especial este trabajo se lo dedico a mis padres y hermana por ser el apoyo más incondicional de mi vida y no dejar que nunca me rinda. Y como no te lo dedico a ti por ser la persona que siempre saca lo mejor de mí aun cuando las cosas se vuelven difíciles.

## **RESUMEN**

Los registros electrocardiográficos de superficie con electrodos de disco han demostrado permitir identificar cuál es la aurícula que se activa a una frecuencia más alta durante fibrilación auricular. Sin embargo, la resolución espacial con este tipo electrodos, aunque dependiente del tamaño y distancia, es limitada dado que las señales electrocardiográficas tienen una fuerte presencia del campo lejano que dificulta la identificación de las frecuencias más altas en caso de que correspondan a regiones pequeñas en la aurícula. Como alternativa a los registros 'convencionales' del potencial en superficie, la estimación del laplaciano del potencial ha mostrado la reducción del efecto del campo lejano y la mejora de la resolución espacial en diversas aplicaciones biomédicas. Un método directo para dicha estimación es el uso de electrodos concéntricos con un disco central y un anillo externo.

El objetivo del presente trabajo es la evaluación de la potencial mejora en resolución espacial de registros que estiman el laplaciano del potencial en superficie para la determinación de las frecuencias dominantes más altas durante fibrilación auricular (FA). Para la realización de dicho objetivo se ha trabajado con 31 modelos de FA. La primera parte del trabajo ha consistido en la realización de una caracterización de la base de datos para determinar para cada modelo la localización, extensión y valor en frecuencia del rotor en la FA. Por otra parte, se ha estudiado con electrodos de disco la influencia de los armónicos en el registro de las frecuencias dominantes (DF) en la superficie del torso dando mejor resultados cuando estos son eliminados debido a que aumenta el número de electrodos en la superficie corporal que detectan las DF. De la misma manera se ha estudiado la influencia de diferentes umbrales en la obtención de las DF en la superficie siendo elegido el umbral de  $\pm 0.25$  Hz. Por último, se ha realizado la comparación entre electrodos de disco y electrodos concéntricos para la determinación de las frecuencias máximas en la superficie corporal, los resultados han determinado que la utilización de electrodos concéntricos incrementa el número de electrodos que detectan las frecuencias máximas en el torso. Con esto, se ha podido concluir que existe una alternativa a los electrodos convencionales utilizados hoy en día en la práctica clínica que permitiría a los especialistas una mejor detección de la FA en los pacientes gracias a la utilización de electrodos concéntricos.

**Palabras clave:** Fibrilación auricular, ECG, frecuencias dominantes, electrodos convencionales, electrodos de disco

## RESUM

Els registres electrocardiogràfics de superfície amb elèctrodes de disc han demostrat que es pot identificar quina es la aurícula que s'activa a una freqüència més alta durant la fibril·lació auricular. No obstant això, la resolució espacial amb aquest tipus d'elèctrodes, encara que dependent de la grandària y distancia, es limitada degut a que les senyals electrocardiografiques tenen una fort presencia del camp llunyà que dificulta la identificació de les freqüències més altes en aquells casos que corresponguin a regions menudes de la aurícula. Com alternativa al registres 'convencionals' del potencial de superfície, l'estimació del laplaciano del potencial ha demostrar la reducció del efecte del campo llunyà i una milloria de la resolució espacial en diverses aplicacions biomèdiques. Un mètode directe per a aquesta estimació es l'ús d'elèctrodes concèntrics amb un disc central y un anell extern.

El objectiu del present treball es l'avaluació del potencial de superfície amb elèctrodes laplacians per a determinar les freqüències més altes durant la fibril·lació auricular. Per a la realització d'aquest objectiu s'ha treballat amb 31 models de fibril·lació auricular (FA). En la primer part del treball ha consistit en una caracterització de la base de dates per a determinar la localització, extensió y freqüències del rotor en la FA. Per altra banda, s'ha estudiat amb elèctrodes de discs l'influència d'harmònics en el registre de las freqüències màximes en el tors donant millors resultats quan aquestes son eliminats degut a que augmenta el numero d'elèctrodes que detecten la freqüència màxima en la superfície. Del mateix mode s'ha estudiat l'influència de diferents llindars per a la obtenció de les freqüències dominants (DF) en el tors, el llindar escollit per al projecte ha sigut el llindar de  $\pm 0.25$  Hz. Per últim, s'ha realitzat la comparació entre elèctrodes de disc y elèctrodes concèntrics per a la determinació de las freqüències màximes en el tors, els resultats han determinat que la utilització d'elèctrodes concèntrics augmenta el numero d'elèctrodes que registres les freqüències màximes en el tors. Amb tot açò, s'ha pogut concloure que existeix una alternativa als elèctrodes convencionals que hui dia estan sigut utilitzats a la practica clínica que permet als especialistes una millor detecció de la FA en el pacients gracies a la utilització d'elèctrodes concèntrics.

**Paraules clau:** fibril·lació auricular, ECG, freqüències dominants, elèctrodes de disc, elèctrodes concèntrics.

## **ABSTRACT**

Surface electrocardiographic records with disc electrodes have been shown to allow identification of which atria is activated at a higher frequency during atrial fibrillation. However, spatial resolution with this electrode type, although dependent on size and distance, is limited since electrocardiographic signals have a strong presence of the far field that makes it difficult to identify the higher frequencies if they correspond to small regions in the atrium. As an alternative to the 'conventional' records of surface potential, Laplace's estimate of potential has shown the reduction of far-field effect and improved spatial resolution in various biomedical applications. A direct method for such estimation is the use of concentric electrodes with a central disk and an outer ring.

The objective of the present work is the evaluation of the potential improvement in spatial resolution of records that estimate the laplacian of the surface potential for the determination of the highest dominant frequencies during atrial fibrillation. In order to achieve this objective, we have worked with 31 atrial fibrillation (FA) models. The first part of the work consisted in the realization of a characterization of the database to determine for each model the location, extension and frequency value of the rotor in the FA. On the other hand, it has been studied with disc electrodes the influence of the harmonics in the registration of the dominant frequencies (DF) in the surface of the torso giving better results when these are eliminated because of the increase in the number of electrodes in the body surface that detect the DF. In the same way, the influence of different thresholds in the obtaining of the DFs in the surface has been studied, being chosen the threshold of  $\pm 0.25$  Hz. Finally, a comparison was made between disc electrodes and concentric electrodes for the determination of the maximum frequencies in the body surface, the results have determined that the use of concentric electrodes increases the number of electrodes that detect the maximum frequencies in the torso. With this, it has been possible to conclude that there is an alternative to conventional electrodes used today in clinical practice that would allow specialists to better detect AF in patients thanks to the use of concentric electrodes.

**Keywords:** atrial fibrillation, ECG, dominant frequencies, disc electrodes, concentric electrodes

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1.</b> Ilustración aurículas y ventrículos del corazón humano. Las diferentes regiones del corazón están nombradas.....	4
<b>Figura 2.</b> Gráfico resumen de los diferentes tipos de FA. (Camm, et al., 2011) .....	6
<b>Figura 3.</b> Hipótesis actual para el mantenimiento de la FA. (A) Diagrama del mantenimiento del frente de onda cerca de una vena pulmonar se ha propuesto ser impulsada por un foco ectópico (izquierda), rotor (centro) y múltiples ondas (derecha). (B) Representación de la compatibilidad del mantenimiento del rotor con otros mecanismos. Los rotors pueden ser iniciados por ondas cerca del foco ectópico (izquierda). En el medio se puede observar como ondas que se han generado cerca de un foco ectópico subyacen a los avances endocardios o epicardios. Por último a la derecha se puede observar un rotor a la deriva, cuya trayectoria está representada en color azul, puede ser el conductor de múltiples y desorganizadas ondas auriculares (derecha). En todos los casos en color morado aparecen dibujados los frentes de onda. ....	7
<b>Figura 4.</b> Triángulo Einthoven para registro de ECG (brazo derecho, brazo izquierdo y pierna izquierda). Las derivaciones I, II y III en los tres bordes del triángulo, y las derivaciones aumentadas (aVR, aVL y aVF) entre el vértice y el punto medio de cada lado. Las derivaciones precordiales (V1-V6) se calculan como el potencial entre cada sitio de registro precordial y el terminal central de Wilson (WCT) que es el potencial promedio del vértice del triángulo de Einthoven. ....	10
<b>Figura 5.</b> Comparación del ECG ritmo sinusal (arriba) y ECG de fibrilación auricular (bajo). (Solaece.org, 2017).....	11
<b>Figura 6.</b> Representación de diferentes sistemas de BSPM para el registro del ECG en toda la superficie del torso.....	12
<b>Figura 7.</b> Técnica de los 5 puntos de Hjorth. (Hjorth,1975).....	14
<b>Figura 8.</b> Representación de la estimación circular del laplaciano (He, 1998) .....	15
<b>Figura 9.</b> Representación de las tres configuraciones en los electrodos concéntricos. A la derecha se muestra la configuración de electrodo bipolar concéntrico, en el medio la configuración del electrodo tripolar concéntrico y por último se muestra la configuración del electrodo tripolar concéntrico con configuración de bipolar. (Casado, Zena, Pract & Ye, 2013) .....	16
<b>Figura 10.</b> Modelo de torso original. El mallado cuenta con un total de 771 nodos y la distancia entre estos nodos es de aproximadamente 4 cm.....	19

<b>Figura 11.</b> Modelo refinado del torso con mallado no uniforme. Número de nodos 16412 y distancia entre nodos de aproximadamente 0.4 cm en la zona refinada y de 0.9cm en la zona no refinada .....	19
<b>Figura 12.</b> Representación modelo del torso refinado y modelo de la aurícula.....	20
<b>Figura 13.</b> Representación de la colocación de los electrodos en la superficie corporal a seguir en la simulación del proyecto. ....	21
<b>Figura 14.</b> Electrodo concéntricos de la marca comercial Spes Medica. Las dimensiones de estos electrodos han sido las seleccionadas para la simulación matemática.....	22
<b>Figura 15.</b> Representación del modelo de torso junto con los electrodos, a la izquierda se muestra la parte delantera del torso y a la derecha la parte trasera del torso. En color azul se tiene representado los electrodos de disco. Los electrodos concéntricos serían los círculos azules y verdes. ....	22
<b>Figura 16.</b> Representación de la simulación del CTW para referenciar los electrodos de disco. En azul se muestran los localizaciones de los tres electrodos seleccionadas para la realización del CTW. ....	23
<b>Figura 17.</b> Representación box and whiskers de las DF para cada modelo auricular. En el eje horizontal se tienen los 31 modelos de trabajo y en el eje vertical las frecuencias en Hz que pueden adaptar las diferentes DF en la aurícula. ....	25
<b>Figura 18.</b> Descripción de los modelos, se muestra el valor de las DF máximas y mayoritarias en Hz para cada modelo. En el eje horizontal se muestran los 31 modelos y en el vertical el valor de las DF en Hz. ....	26
<b>Figura 19.</b> Representación del porcentaje de nodos con la DF máxima para cada modelo de aurícula. En el eje horizontal se tienen los 31 modelos y en el vertical el porcentaje de nodos en la aurícula que tienen la frecuencia máxima. ....	26
<b>Figura 20.</b> Representación del mapa de colores de las DF en la aurícula para el modelo 20. A la izquierda se tiene la representación del mapa de colores y a la derecha la barra de colores para poder relacionar los colores con las frecuencias en Hz. ....	28
<b>Figura 21.</b> Representación EG para dos regiones de la aurícula del modelo 20 sin preprocesamiento de la señal. En la parte superior se tiene el EG para la región de la frecuencia mayoritaria y en la parte inferior se tiene el EG para la región de la frecuencia máxima.....	29

**Figura 22.** Representación EG para dos regiones de la aurícula del modelo 20 con preprocesado de la señal. En la parte superior se tiene el EG para la región de la frecuencia mayoritaria y en la parte inferior se tiene el EG para la región de la frecuencia máxima..... 29

**Figura 23.** Representación periodograma de las dos regiones de la aurícula del modelo 20. En la parte superior se tiene el periodograma de la región de la frecuencia mayoritaria con el pico de frecuencia a 2.5 Hz y en la parte inferior se tiene el periodograma de la región de la frecuencia máxima con el pico en frecuencia en 5Hz. .... 30

**Figura 24.** Representación del mapa de colores de las DF en la aurícula para el modelo 7. A la izquierda se tiene la representación del mapa de colores y a la derecha la barra de colores para poder relacionar los colores con las frecuencias en Hz. .... 31

**Figura 25.** Representación EG en dos regiones diferentes de la aurícula del modelo 7 sin preprocesado de la señal. En la parte superior se tiene el EG de la región de la frecuencia mayoritaria y en la parte inferior el EG para la región con la frecuencia máxima..... 32

**Figura 26.** Representación EG en dos regiones diferentes de la aurícula del modelo 7 con preprocesamiento de la señal. En la parte superior se tiene el EG de la región de la frecuencia mayoritaria y en la parte inferior el EG para la región con la frecuencia máxima..... 32

**Figura 27.** Representación periodogramas para la aurícula del modelo 7. En la parte superior se tiene el periodograma para la región de la frecuencia mayoritaria con el pico de frecuencia en 2.5 Hz y en la parte inferior se tiene el periodograma para la región de la frecuencia máxima con el pico en frecuencia a 7.5 Hz..... 33

**Figura 28.** Comparación del %Elec\_DFmax con armónicos y sin armónicos utilizando electrodos de disco para un umbral de  $\pm 0.25$  Hz. En el eje horizontal se tienen los 31 modelos con los que se ha trabajado y en el eje vertical el %Elec\_DFmax..... 34

**Figura 29.** Comparación %Elec\_DFotrafrecuencia con armónicos y sin armónicos utilizando electrodos de disco para un umbral de  $\pm 0.25$  Hz. En el eje horizontal se tienen los 31 modelos con los que se ha trabajado y en el eje vertical el %Elec\_DFotrafrecuencia ..... 35

**Figura 30.** Representación del mapa de colores de las DF de la aurícula para el modelo 5. En la parte izquierda se tienen la representación del mapa de colores de las DF y a la derecha se tiene la barra de colores para realizar la relación entre frecuencias en Hz y colores. .... 35

**Figura 31.** Mapa de colores de las DF en el torso en presencia de armónicos para el modelo 22. A la derecha se tiene el mapa de colores de la parte delantera del torso, en el medio si tiene la representación de las DF de la parte trasera del torso y por último a la izquierda si tiene la barra de colores que relaciona el color con la frecuencia. .... 36

**Figura 32.** Mapa de colores para la representación de las DF en el torso una vez eliminados los armónicos para el modelo 22. A la izquierda tenemos la representación del torso por la parte delantera, en el centro tenemos la representación del torso por la parte trasera y por último tenemos la barra de colores para facilitar la comparación de colores con frecuencias..... 36

**Figura 33.** Representación de la señal de ECG para la región donde se coloca el electrodo V3 para el modelo 22. Registro de señal con electrodos de disco y un umbral de  $\pm 0.25$ Hz. .... 37

**Figura 34.** Representación periodograma para la región del electrodo V3 del modelo 22. La cruz en rojo marca el pico detectado como máximo cuando se trabaja sin la eliminación de armónicos este pico se encuentra a 9Hz. Por otra parte, la cruz verde marca el pico detectado como máximo cuando se trabaja con la eliminación de armónicos, este pico está situado a 2.25 Hz..... 38

**Figura 35.** Representación %Elec\_DFmax con diferentes rangos para todos los modelos del estudio registrada la señal con electrodos de disco. En el eje horizontal se representan los 31 modelos con los que se ha trabajado y en el eje vertical el %Elec\_DFmax. .... 39

**Figura 36.** Comparación del valor de %Elec\_DFmax entre electrodos de disco y electrodos concéntricos. Para la obtención de %Elec\_DFmax se ha trabajado eliminando armónicos y con un umbral de  $\pm 0.25$  Hz. En el eje horizontal se muestran los 31 modelos del trabajo y en el vertical el %Elec\_DFmax..... 40

**Figura 37.** Gráficos para la determinación de los porcentajes de detección de frecuencia máxima y no detección de frecuencia máxima por los electrodos. A la izquierda se muestran los porcentajes para los electrodos de disco y a la derecha se muestran los porcentajes pero en este caso para los electrodos concéntricos. .... 41

**Figura 38.** Representación del porcentaje de número de modelos en los que el porcentaje de electrodos que detecta la DF es mayor para el caso de electrodos de disco o electrodos concéntricos. .... 42

**Figura 39.** Representación mapa de colores para las DF en la aurícula para el modelo 13. A la derecha se muestra una barra de colores para poder determinar los valores de las DF en Hz de la aurícula. .... 44

**Figura 40.** Representación mapa de colores para las DF en el torso registradas mediante electrodos de disco para el modelo 13. A la derecha se tiene la parte delantera del torso, en el medio la parte trasera del torso y por último se tiene la barra de colores necesaria para conocer la relación entre frecuencias y colores..... 45

**Figura 41.** Representación del mapa de colores de las DF en el torso mediante electrodos concéntricos para el modelo 13. En la parte izquierda puede visualizarse la parte delantera del

torso, en el medio la parte trasera del torso y a la derecha la barra de colores que sirve para relación entre frecuencias y colores ..... 46

**Figura 42.** Representación box and whiskers de las DF para electrodos de disco y electrodos concéntricos ..... 46

**Figura 43.** Representación ECG para electrodos de disco y concéntricos en la región donde está colocado el electrodo A1 con procesamiento de la señal. En la parte de arriba se ha representado el ECG cuando es registrado con electrodos de disco y en la parte inferior se tiene el ECG cuando es registrado con electrodos concéntricos. .... 47

**Figura 44.** Representación periodogramas con los dos tipos de electrodos: disco y concéntrico. En la parte de arriba se ha representado el peridograma cuando la señal es registrada con electrodos de disco, el pico se encuentra localizado en 3.6 Hz, y en la parte de abajo se encuentra el periodograma cuando son utilizados electrodos concéntricos localizándose el pico de frecuencia a 5.3 Hz. Ambos periodogramas pertenecen a la región A1. .... 48

**Figura 45.** Representación mapa de colores de las DF en la aurícula para el modelo 3. A la izquierda se tiene la representación de la aurícula y a la derecha se muestra la barra de colores con la relación DF y colores. .... 49

**Figura 46.** Representación mapa de colores de las DF en el torso registrando la señal mediante electrodos de disco para el modelo3. A la izquierda se tiene la representación de la parte delantera del torso, en el medio la representación de la parte trasera del torso y a la derecha se tiene la barra de colores de las DF en Hz. .... 50

**Figura 47.** Representación mapa de colores de las DF en el torso registrada la señal con electrodos concéntricos para el modelo 3. En la parte izquierda se tiene la representación del torso por la parte delantera, en el medio se tiene la representación de la señal por la parte trasera y por último se tiene la barra de colores con la relación frecuencias y colores. .... 51

**Figura 48.** Representación box and whiskers de las DF en el torso para electrodos de disco y electrodos concéntricos. .... 51

**Figura 49.** Representación de ECG para los dos tipos de electrodos en la región donde es colocado el electrodo E5 con procesamiento de la señal para el modelo 3. En la parte superior se tiene el ECG cuando la señal es registrada por electrodos de disco, en la parte inferior se ha representado el ECG cuando la señal es registrada con electrodos concéntricos. .... 52

**Figura 50.** Representación periodogramas para electrodos de disco y concéntricos registrado en la misma región del torso. En la parte superior se encuentra el periodograma cuando son utilizados para el registro electrodos de disco, el pico se encuentra a 5.5 Hz, y en la parte inferior se tiene el periodograma cuando son utilizados electrodos concéntricos siendo localizado el pico máxima en 5.5 Hz. .... 52

**Figura 51.** Representación mapa de colores de las DF en la aurícula del modelo 20. A la izquierda se tiene la representación de la aurícula y a la derecha la barra de colores para la relación entre DF en Hz y colores..... 54

**Figura 52.** Representación mapa de colores de las DF en el torso para el modelo 20 registrada la señal mediante electrodos de disco. En la parte izquierda de la figura se tiene la parte delantera del torso, en el medio de la figura se tiene la parte trasera del torso y por último en la parte derecha se observa la barra de colores para la relación de frecuencias con colores. .. 55

**Figura 53.** Representación mapa de colores para las DF en el torso registro de la señal en la superficie mediante electrodos concéntricos para el modelo 20. A la izquierda se tiene la parte delantera del torso, en el medio la parte trasera del torso y a la derecha se tiene la barra de colores..... 56

**Figura 54.** Representación box and whiskers de las DF en el torso para electrodos de disco y electrodos concéntricos para el modelo 20..... 56

**Figura 55.** Representación ECG para electrodos de disco y electrodos concéntricos registrados en la misma región del torso para el modelo 20. En la parte superior se tiene el ECG registrado con electrodos de disco y en la parte inferior se tiene el ECG registrado con electrodos concéntricos. .... 57

**Figura 56.** Representación periodogramas para ambos tipos de electrodos para el modelo 20. En la parte superior se tiene el periodograma para los electrodos de disco y en la parte inferior el periodograma para los electrodos concéntricos. En los dos periodogramas los dos picos máximos se encuentran a 5.5 Hz. .... 57

**Figura 57.** Representación mapa de colores de las DF en la aurícula del modelo 16. A la izquierda se muestra una barra de colores para relacionar los colores con las frecuencias en Hz. .... 59

**Figura 58.** Representación mapa de colores de las DF en el modelo del torso registro señal con electrodos de disco para el modelo 16. A la izquierda se muestra la parte delantera del torso, en el medio la parte trasera y a la derecha de la figura se encuentra la barra de colores..... 60

**Figura 59.** Representación mapa de colores de las DF en el torso mediante la simulación de electrodos concéntricos para el modelo 16. En la parte izquierda de la figura se muestra la parte delantera del torso, en el medio la parte trasera del torso y por último se muestra la barra de colores para la relación entre frecuencias y colores. .... 60

**Figura 60.** Representación box and whiskers de las DF en el torso para electrodos de disco y electrodos concéntricos para el modelo 16..... 61

**Figura 61.** Representación ECG electrodos de disco y concéntricos para la misma región (localización electrodo B1) para el modelo 16. En la parte superior se tiene el ECG cuando es registrado con electrodos de disco y en la parte inferior se tiene el ECG cuando es registrado con electrodos concéntricos. .... 62

**Figura 62.** Representación periodogramas para ambos tipos de electrodos para el modelo 16. En la parte superior se tiene el periodograma para los electrodos de disco y en la parte inferior se tiene el ECG para los electrodos concéntricos. Los dos picos de frecuencia máximos son localizados en 4.9 Hz ..... 62

## **LISTA DE TABLAS**

<b>Tabla 1.</b> Resumen de factores cardiacos y no cardiacos que están asociados a la aparición de FA.....	6
<b>Tabla 2.</b> Costes de personal para la realización del proyecto.....	74
<b>Tabla 3.</b> Costes de software desglosados .....	75
<b>Tabla 4.</b> Desglose costes de hardware.....	76
<b>Tabla 5.</b> Presupuesto total del proyecto.....	77

## **LISTA DE ACRÓNIMOS**

**FA:** Fibrilación auricular

**DF:** Frecuencias dominantes

**ECG:** electrocardiograma

**EG:** electrograma

**ACV:** Accidente cerebro vascular

**IC:** Insuficiencia cardiaca

**Lpm:** Latidos por minuto

**AV:** auriculoventricular

**CTW:** Centro Terminal de Wilson

## ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS.....	i
RESUMEN .....	ii
RESUM.....	iii
ABSTRACT .....	iv
LISTA DE FIGURAS.....	v
LISTA DE TABLAS.....	xii
LISTA DE ACRÓNIMOS .....	xiii
CAPÍTULO 1: MOTIVACIÓN.....	2
CAPÍTULO 2: OBJETIVOS.....	3
CAPÍTULO 3: INTRODUCCIÓN.....	4
3.1 Arritmias cardíacas.....	4
3.2 ¿Qué es la FA? .....	5
3.3 Causas y clasificación de la FA.....	5
3.4 Mantenimiento de la FA.....	7
3.5 Remodelación eléctrica y estructural durante la FA.....	8
3.4. Complicaciones ASOCIADAS A LA fa.....	9
3.5 Registros de ECG en la superficie corporal .....	9
3.5.1 ECG en FA.....	10
3.6 Body Surface Potential Mapping.....	11
3.6.1 BSMP en FA .....	12
3.7. Técnicas de estimación del laplaciano de una señal.....	12
3.7.1 Conceptos básicos de fenómenos bioeléctricos .....	12
3.7.2 Técnicas indirectas .....	14
3.7.3 Técnicas directas .....	15
3.8 Tratamiento FA.....	16
CAPÍTULO 4: MATERIALES Y MÉTODOS .....	18
4.1 Refinamiento del torso.....	18
4.2 preprocesado de las señales de eg y cálculo de las df .....	20
4.3 Registro ECG en la superficie mediante electrodos .....	21
4.4 Preprocesado señal de ecg y obtención de las df en la superficie corporal .....	23
4.5 Caracterización de las DF .....	24

CAPÍTULO 5: RESULTADOS Y DISCUSIÓN .....	25
5.1 Caracterización de la base de datos.....	25
5.1.1 modelos auriculares en los cuales el rotor se encuentra de manera uniforme en la aurícula.....	28
5.1.2 Modelos auriculares en los cuales el rotor se encuentra de manera no uniforme en la aurícula. ....	31
5.2 Efecto de armónicos.....	34
5.3 Efecto del valor umbral .....	39
5.4 Electrodo de disco vs electrodo concéntrico.....	40
5.4.1 Detección de las frecuencias máximas en electrodo concéntrico pero no en electrodo de disco. ....	44
5.4.2 Detección de frecuencias máximas en ambos tipos de electrodo pero mayor %elec_dfmax en concéntrico.....	49
5.4.3 Detección de frecuencias máximas en ambos tipos de electrodo pero la proporción de %elec_dfmax mayor en electrodo de disco.....	54
CAPÍTULO 6: CONCLUSIONES .....	64
CAPÍTULO 8: LÍNEAS FUTURAS .....	67
CAPÍTULO 9: REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	68
PRESUPUESTO .....	74
2.1 Costes de personal .....	74
2.2 Costes de software .....	75
2.3 Costes de hardware.....	76
3. Presupuesto total del proyecto.....	77



# MEMORIA

## Documento 1



## **CAPÍTULO 1: MOTIVACIÓN**

En la fibrilación auricular (FA), las arritmias surgen debido a que hay regiones en la aurícula que se activan más rápido. Estas regiones tienen valores de frecuencia más elevados que el resto de la aurícula y son las denominadas rotores. Una forma de identificar las regiones que tienen una frecuencia superior al resto es mediante el estudio de las frecuencias dominantes (DF) en distintos puntos de registro que permite conocer la frecuencia en cada área del corazón.

El diagnóstico de FA en los pacientes se realiza a partir de registros no invasivos en la superficie corporal. Actualmente los registros electrocardiográficos (ECG) de superficie proporcionan señales que permiten a los especialistas determinar el tipo de arritmia y la localización de esta así como la terapia a aplicar.

Los electrodos de disco son los utilizados hoy en día en la práctica clínica, estos electrodos constan tan solo de un polo de registro. El problema de los registros de ECG mediante electrodos de disco es la baja resolución espacial que tienen debido a la fuerte presencia del campo lejano. Esta resolución espacial es dependiente del tamaño de los electrodos y de la distancia a la que se colocan. Por tanto, a pesar de que estos registros sí que permiten la identificación de la aurícula con una frecuencia dominante mayor, no permiten proporcionar información más detallada sobre la región de la aurícula donde se produce dicho fenómeno.

Por tanto, en el presente proyecto se ha buscado una alternativa a los electrodos de disco para mejorar los anteriores problemas citados. La alternativa que se ha planteado en el proyecto ha sido la utilización de electrodos concéntricos bipolares para la estimación del laplaciano del potencial de superficie. Estudios tanto a nivel teórico como experimental han demostrado la mejor resolución espacial del laplaciano del potencial frente a registros monopolares o bipolares convencionales con electrodos de disco. En los últimos años estos electrodos están siendo utilizados a nivel de investigación para el registro y análisis de señales de origen cardíaco, neuronal, gastrointestinal o uterino. Los electrodos concéntricos están formados por un anillo central y uno o varios anillos periféricos. La estimación básica es la bipolar, obtenida restando, la señal captada en el anillo periférico a la señal captada por el anillo central.

En el proyecto realizado en el grupo de investigación bioITACA en colaboración con el CI2B de la Universidad Politécnica de Valencia, se ha simulado mediante programación, - electrodos de disco y electrodos concéntricos y obtención de las señales cardíacas captadas sobre el torso y sus frecuencias dominantes en diferentes modelos de FA.

## **CAPÍTULO 2: OBJETIVOS**

Como se comentó en el apartado anterior, es de gran interés clínico poder determinar la localización de los rotores y sus frecuencias durante episodios de FA a partir de registros de electrocardiograma (ECG) sobre la superficie corporal. El objetivo del presente trabajo es la evaluación del potencial mejora en resolución espacial de registros que estiman el laplaciano del potencial en superficie para la detección de las frecuencias más altas de los rotores en aurícula durante fibrilación auricular.

Los principales objetivos del trabajo se han desglosado en los siguientes puntos:

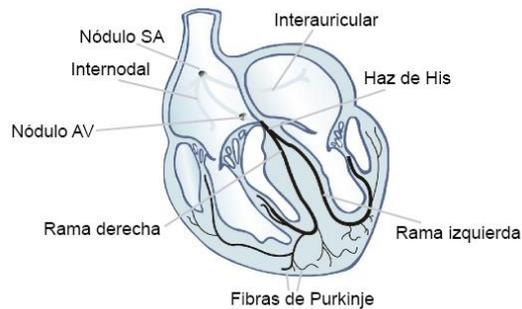
- Mejora del modelo del torso para realizar la simulación lo más real posible y así poder extrapolar las conclusiones a pacientes reales.
- Caracterizar la base de datos de modelos aurícula en FA, estimando tanto el valor de la frecuencia mayoritaria de activación auricular, como el de la frecuencia de los rotores de mayor frecuencia y el tamaño relativo de la región afectada por ellos.
- Determinar si la presencia de armónicos en las señales de ECG afecta en la determinación de las DF. Por tanto, comparación en la obtención de las DF con armónicos y eliminando los armónicos.
- Valorar la influencia de los umbrales de frecuencia para la identificación en torso de las DF detectadas en la aurícula. Para cumplir este objetivo lo que se ha realizado es una clasificación de las frecuencias de la aurícula en: frecuencias máximas y frecuencias mayoritarias. Una vez se han obtenido las DF del torso se aplican umbrales en Hz para determinar si las DF del torso corresponden con los mismos valores que las frecuencias máximas o mayoritarias de la aurícula o si por lo contrario están fuera de esos valores.
- Comparación de la capacidad de detección en superficie de la DF máxima en la aurícula durante FA mediante electrodos de disco y electrodos concéntricos. Los electrodos de disco son electrodos que se utilizan de manera extendida en los hospitales para el registro de señales electrocardiográficas, por tanto, se puede considerar que estos electrodos son los convencionales en la práctica médica. Por otra parte, los electrodos concéntricos cuyo uso actual está más restringido al ámbito de la investigación. Realización de un análisis estadístico que determine qué tipo de electrodo (de disco o concéntrico) proporciona mejores resultados en identificar en la superficie del torso la DF de los rotores internos durante episodios de DF en diferentes modelos.

## **CAPÍTULO 3: INTRODUCCIÓN**

### **3.1 ARRITMIAS CARDIACAS**

Los ritmos anómalos del corazón producen las llamadas arritmias cardiacas. En condiciones normales, los latidos del corazón se originan debido a impulsos eléctricos que hacen que la aurícula y los ventrículos se contraigan de manera sincrona y rítmica. (Fundación Española del Corazón, 2015)

Los impulsos eléctricos del corazón se originan en el nodo sinusal, emplazando de esta manera a la aurícula derecha. Estos impulsos eléctricos viajan de la aurícula derecha al nodo auriculoventricular (AV) localizado en la región de se produce la unión de las aurículas con los ventrículos. Los impulsos eléctricos del corazón llegan a los ventrículos por el haz de His, los estímulos se conducen por los ventrículos por el sistema de Purkinje. En la Figura 1, se observa las diferentes regiones de la aurícula y los ventrículos por las cuales circulan los impulsos eléctricos responsables del latido del corazón.



**Figura 1. Ilustración aurículas y ventrículos del corazón humano. Las diferentes regiones del corazón están nombradas.**

En condiciones de normalidad, la frecuencia cardiaca del corazón es de 60-100 latidos por minuto (lpm). La frecuencia cardiaca es el número de veces que se contrae el corazón en un minuto. (Fundación Española del Corazón, 2016).

### 3.2 ¿QUÉ ES LA FA?

La arritmia cardiaca más frecuente es la FA con más de 33 millones de pacientes en el mundo. La prevalencia de la FA está relacionada directamente con la edad avanzada, el 70% de los casos de FA se dan en pacientes con una edad superior a los 65 años. En la población general la prevalencia esta en torno al 1,5%. La FA se relaciona con un riesgo 5 veces mayor de sufrir un accidente cerebrovascular (ACV) y de tener una incidencia 3 veces mayor de insuficiencia cardiaca (IC). Además la FA duplica la mortalidad de la población general. (Camm, et al., 2013) (Cea-Calvo, et al., 2007). Las cifras de FA para los próximos años son alarmantes, se prevé que en el año 2025 el 2% de la población adulta sufrirá FA, esto se traduce en aproximadamente 60.000.000 pacientes a nivel mundial. (Camm et al., 2012).

Uno de los grandes problemas que tiene la FA es su impacto económico. Según estudios realizados se estima que en Estados Unidos el gasto económico de la FA asciende a los 7.000 millones de euros al año. Esta cifra se eleva hasta los 13 millones €/ año en Europa. (Camm et al., 2012)

En la FA las aurículas no se contraen de manera normal y regular, sino rápida e irregularmente, esto sucede debido a la desorganización eléctrica de las aurículas. Estas pequeñas contracciones irregulares, no generan suficiente energía para que las aurículas puedan bombear sangre a los ventrículos.

Los ventrículos también se ven afectados durante la FA, entre los principales efectos destacan: (Fundación Española del Corazón, 2016)

- La frecuencia cardiaca se elevaba por encima de 100 lpm (taquicardia) o se reduce la frecuencia cardiaca por debajo de los 60 lpm (bradicardia).
- El ritmo cardiaco deja de ser regular. El ritmo cardiaco hace referencia a como se producen los latidos del corazón y por tanto este puede ser regular o irregular. Cuando el corazón funciona de manera óptima el ritmo cardiaco se mantiene constante a pesar de las diferentes actividades que realice el individuo.

### 3.3 CAUSAS Y CLASIFICACIÓN DE LA FA

Hay diferentes causas que originan la FA, en ocasiones esta patología aparece sin un motivo aparente pero en otros muchos casos sí que se puede establecer un desencadenante. Entre las causas más comunes que originan la FA se pueden destacar las siguientes:

- Hipertensión. Es la causa más frecuente de la FA. La hipertensión provoca una subida de la presión arterial.
- Problemas cardiacos. Todas las enfermedades relacionadas con el corazón pueden originar FA.

- Enfermedades hormonales. En muchas ocasiones enfermedades hormonales como tiroides son causantes de FA.
- Desconocida. Cuando después de realizar las pruebas necesarias no se encuentra ninguna causa, la fibrilación auricular recibe el nombre de fibrilación auricular idiopática o de causa desconocida. Representa hasta un tercio de las personas afectadas.

En la Tabla 1, se muestra una tabla a modo resumen de diferentes factores cardiacos y no cardiacos que favorecen la aparición de FA.

Tabla 1. Resumen de factores cardiacos y no cardiacos que están asociados a la aparición de FA.

Causas cardiacas	Causas no cardiacas
Valvulopatía reumática	Neumonía
Cardiopatía isquémica	Alcohol, café, otros tóxicos
Cardiopatía hipertensiva	Estrés
Miocardiopatía hipertrófica	Sepsis
Prolapso de válvula mitral	Embolia pulmonar
Comunicación interauricular	Hipertiroidismo
Postcirugía cardiaca	

La clasificación clínica de la FA se basa en el comportamiento y evolución de la arritmia. Por tanto, se pueden distinguir tres formas diferentes de FA: paroxística, persistente y permanente. La FA paroxística hace referencia a aquella fibrilación con una duración menor a 7 días; la persistente aquella que dura más de 7 días pero menos de 6-12 meses y por último la permanente aquella fibrilación indefinida en el tiempo. (Moro & Hernández, 2009). En la Figura 2 se muestra un esquema a modo de resumen de los diferentes tipos de FA.

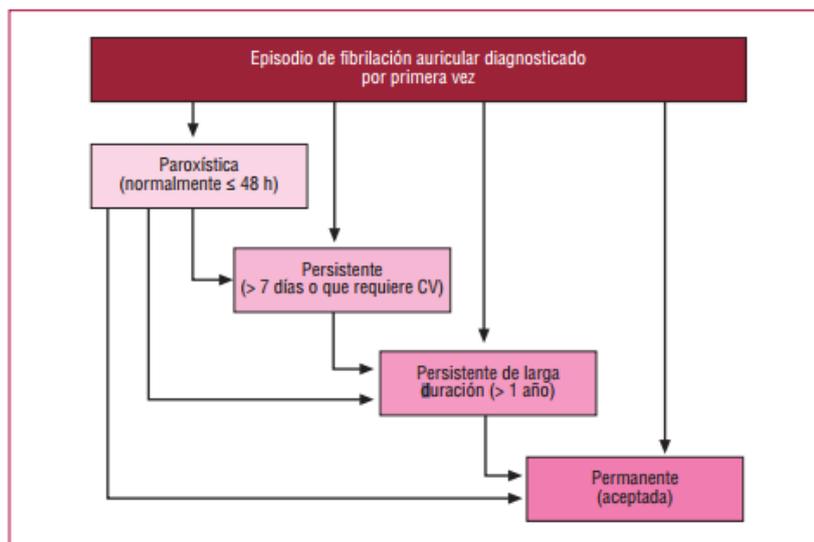


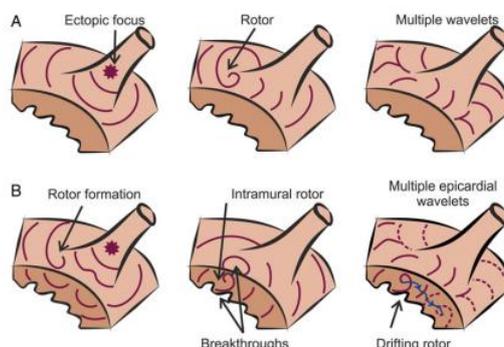
Figura 2. Gráfico resumen de los diferentes tipos de FA. (Camm, et al., 2011)

### 3.4 MANTENIMIENTO DE LA FA

El origen y mantenimiento de la FA, a pesar de los numerosos estudios que se han realizado, no está totalmente aclarado. Algunos investigadores piensan que el origen de la FA son múltiples ondas que tienen una propagación aleatoria (Allessie and de Groot, 2014). En cambio, otros autores piensan que el mecanismo de la FA es la activación focal.

La activación focal se produce por la existencia de un foco inicial, dicho foco inicial suele estar localizado en la región de las venas pulmonares. El origen de la FA focal parece ser más probable en pacientes con FA de tipo paroxística.

Por otro lado, se tiene el mecanismo de múltiples ondas de propagación aleatoria. Según esta teoría, cuando se produce una FA, todo el miocardio está involucrado en el mantenimiento de frentes simultáneos de activación que continuamente se están dividiendo, fusionando o desaparecen. Cada onda de activación marca el comportamiento de las siguientes ondas que aparecen. Por tanto, la FA se mantiene en función de la probabilidad de que en cada periodo de tiempo se formen nuevos frentes que en número se igual o mayor que en el momento anterior. El número de ondas presentes en un determinado momento depende del período refractario auricular, de la masa auricular y de la velocidad de conducción en diferentes zonas de la aurícula. La FA es un proceso caótico que intervienen tanto factores fisiológicos como estructurales. En la Figura 3 se muestra una ilustración de las dos teorías que se plantean actualmente para la formación y mantenimiento de los rotadores en las FA.



**Figura 3. Hipótesis actual para el mantenimiento de la FA. (A) Diagrama del mantenimiento del frente de onda cerca de una vena pulmonar se ha propuesto ser impulsada por un foco ectópico (izquierda), rotor (centro) y múltiples ondas (derecha). (B) Representación de la compatibilidad del mantenimiento del rotor con otros mecanismos. Los rotadores pueden ser iniciados por ondas cerca del foco ectópico (izquierda). En el medio se puede observar como ondas que se han generado cerca de un foco ectópico subyacen a los avances endocardios o epicardios. Por último a la derecha se puede observar un rotor a la deriva, cuya trayectoria está representada en color azul, puede ser el conductor de múltiples y desorganizadas ondas auriculares (derecha). En todos los casos en color morado aparecen dibujados los frentes de onda.**

### 3.5 REMODELACIÓN ELÉCTRICA Y ESTRUCTURAL DURANTE LA FA

Durante la FA se produce una remodelación eléctrica. Como bien es sabido, la FA genera más FA. Uno de los principales cambios a nivel eléctrico que genera la FA es el acortamiento del periodo refractario con pérdida de su adaptación a la frecuencia, esto es reversible si se trata la FA y esta desaparece.

Además el remodelado también se da en los canales iónicos presentes en la membrana. Estos cambios que producen dispersión de los periodos refractarios a corto plazo y a largo plazo lo que producen es cambios en la velocidad de conducción.

La remodelación eléctrica comienza en las aurículas durante las primeras 24 horas de darse la FA.

Además de una remodelación eléctrica se produce una remodelación estructural a consecuencia de la patología. Esta remodelación estructural debe de suceder en las aurículas para que la FA continúe en el tiempo. Entre los principales cambios que se han encontrado en pacientes que han sufrido o sufren la patología destacan:

- Fibrosis parcheada con yuxtaposición de fibras normales y enfermas que pueden afectar al nodo sinusal.
- Hipertrofia de las fibras auriculares, lo que puede ser causa de FA o consecuencia. — En los miocitos auriculares se han demostrado cambios ultraestructurales, con signos de degeneración y apoptosis celular.
- Alteración en la expresión de las proteínas y patrones de distribución de las uniones intercelulares en el miocardio atrial.

Hay diversos mecanismos que están implicados en el remodelado auricular como pueden ser inflamatorios, degenerativos o infiltrativos. El proceso de remodelado auricular durante la FA sugiere la posibilidad que exista el proceso contrario cuando se establece de nuevo el ritmo sinusal en los pacientes. Esta teoría se ha demostrado en perros por (Avitall et al., 2000) En un estudio posterior de (Hornero Sos et al., 2003) en pacientes con FA permanente por valvulopatía mitral, demostraron que este remodelado inverso dependió del tipo de ritmo auricular y del volumen auricular quirúrgico postoperatorio. (Rodríguez, Hernández, Molina, & Ricote).

### 3.4. COMPLICACIONES ASOCIADAS A LA FA

La fibrilación auricular se asocia con un elevado riesgo de complicaciones. Las tres complicaciones más importantes son:

- Tromboembolismo.
- Miocardiopatía por frecuencia ventricular rápida (taquimiocardiopatía)
- Muerte súbita

Se ha comprobado que la FA asociada con el bloqueo de la rama izquierda es un marcador de elevada mortalidad en los pacientes que sufren IC. (Maisel and Stevenson, 2003). La incidencia de episodios embólicos en pacientes con FA está alrededor de 5% al año, sin embargo en pacientes ancianos esta incidencia se eleva hasta el 36% al año. El riesgo de ACV se eleva en aquellos pacientes que sufren FA con otros factores de riesgo como pueden ser: hipertensión arterial o la arteriosclerosis.

Las complicaciones hemodinámicas de la FA son principalmente debidas a la pérdida de la contracción auricular efectiva, asincronía aurículoventricular y frecuencia ventricular excesivamente rápida. Además de la muerte súbita en pacientes con FA es de especial importancia.

### 3.5 REGISTROS DE ECG EN LA SUPERFICIE CORPORAL

Los registros no invasivos de señales electrocardiográficas son hoy en día una de las pruebas más importantes a realizar para el diagnóstico de enfermedades cardiacas y por tanto para el diagnóstico de la FA. Gracias a este tipo de registro además del diagnóstico de las enfermedades cardiacas también puede hacerse una clasificación.

El ECG estándar se registra colocando tres electrodos en la superficie corporal: pierna izquierda, brazo derecho y brazo izquierdo. Con esta localización de los electrodos lo que se busca es definir un triángulo alrededor del corazón. (Einthoven, 1906). Para esta configuración estándar el potencial eléctrico se estudia como la diferencia de potencial entre cada par de los elementos del triángulo (I,II,III). Además a partir de los tres electrodos se calculan tres derivaciones nuevas llamadas 'derivaciones aumentadas' (aVR,aVL,aVF) estas son calculadas como la diferencia entre un vértice del triángulo y el potencial medio de los otros dos vértices. Por último, se colocan seis electrodos más en la parte anterior e izquierda del torso, estos seis electrodos definen las derivaciones precordiales (V1-V6). Los potenciales eléctricos en estos seis electrodos se calculan con respecto al Centro Terminal de Wilson (CTW). El CTW es la señal promedio del brazo izquierdo, brazo derecho y pierna izquierda. En la Figura 4 se muestra la configuración del ECG estándar.

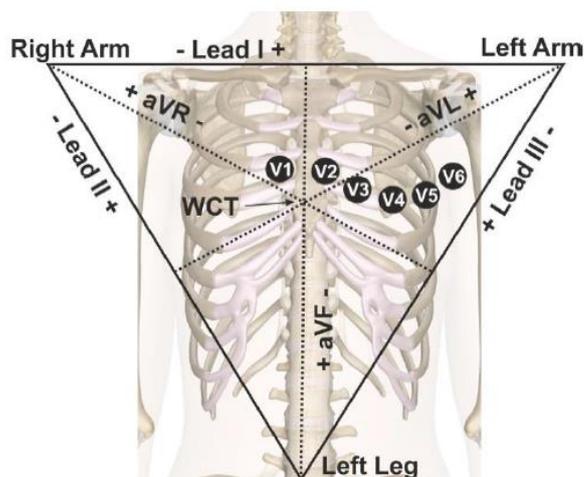


Figura 4. Triángulo Einthoven para registro de ECG (brazo derecho, brazo izquierdo y pierna izquierda). Las derivaciones I, II y III en los tres bordes del triángulo, y las derivaciones aumentadas (aVR, aVL y aVF) entre el vértice y el punto medio de cada lado. Las derivaciones precordiales (V1-V6) se calculan como el potencial entre cada sitio de registro precordial y el terminal central de Wilson (WCT) que es el potencial promedio del vértice del triángulo de Einthoven.

### 3.5.1 ECG en fa

Como se ha comentado anteriormente, realizar un estudio un ECG es esencial para el diagnóstico de a FA debido a que los síntomas que presenta el paciente pueden ser atribuibles a más de una patología.

El diagnóstico y clasificación de la FA se determina gracias a la morfología del ECG, en un paciente sano la morfología del ECG tiene una forma característica que se ve alterada cuando un paciente sufre una patología. El ECG de un paciente se caracterizaría por la presencia de diferentes ondas: la primera onda que aparece es la onda P que hace referencia a la despolarización de la aurícula. Lo siguiente que aparece es el complejo QRS que hace referencia a la despolarización de los ventrículos. La última onda en aparecer es la onda T referente a la repolarización de los ventrículos. En cambio, el registro de ECG de un paciente con FA se caracteriza por la desaparición de la onda P relacionada de manera directa con la despolarización de las aurículas. Por otra parte, los intervalos R-R durante episodios de FA son irregulares debido a que el nodo AV intenta regular la frecuencia cardiaca alterada por las aurículas. Por último, se observa en el ECG de la FA una actividad caótica en la línea base debido a las múltiples fuentes de conducción. Estas diferencias en el ECG pueden ser observadas en la Figura 5.

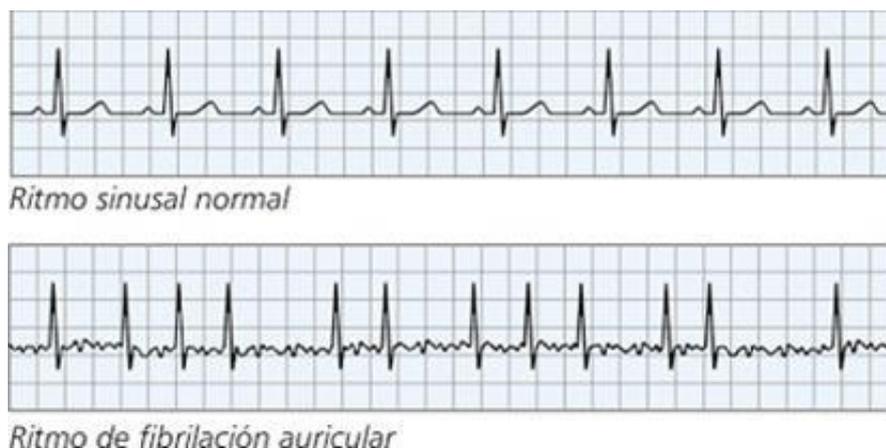


Figura 5. Comparación del ECG ritmo sinusal (arriba) y ECG de fibrilación auricular (bajo). (Solaace.org, 2017)

Debido a la importancia de la duración de los episodios de la FA, en pacientes con sospecha de sufrir esta patología son utilizados sistemas Holter para el registro de la actividad eléctrica del corazón durante un periodo que va desde horas hasta semanas. Gracias a los sistemas Holter los médicos especialistas pueden determinar el impacto de la FA en cada paciente, es decir, un diagnóstico más individual. (Su, Borov & Zrenner, 2013)

El uso del ECG de 12 derivaciones en la FA presenta una serie de limitaciones debido a la naturaleza compleja intrínseca de la FA y de la localización de los electrodos que no permiten un registro adecuado de la señal de las dos aurículas. (Lankveld, Zeemering, Crijns and Schotten 2014). Por todo esto, las medidas de ECG de 12 derivaciones solo proporcionan medidas globales de los procesos fibrilatorios y no permiten una caracterización local de la arritmia. (Guillem et al.,2013).

### 3.6 BODY SURFACE POTENTIAL MAPPING

En la gran mayoría de enfermedades cardiacas el ECG de 12 derivaciones es un método preciso para el estudio de la actividad eléctrica del corazón. El ECG de 12 derivaciones es óptimo para aquellas patologías que presentan patrones eléctricos relativamente uniformes y por tanto puedan resumir su actividad eléctrica como la de un dipolo eléctrico. (Frank, 1954) Sin embargo, hay patologías cardiacas que no presentan patrones eléctricos uniformes sino que tienen diferentes frentes de onda y el potencial eléctrico en el torso presenta multiples máximos y mínimos. En estos casos no es posible resumir su actividad eléctrica como la de un dipolo eléctrico y por tanto el ECG de 12 derivaciones es incapaz de mostrar con precisión toda la actividad eléctrica en el torso. (Taccardi ,1963).

El BSPM (body Surface potencial mapping) es un Sistema de cartografía para registrar la actividad eléctrica superficial con alta resolución. El BSPM consiste en un registro de la actividad eléctrica de la señal de ECG utilizando de 32 a 256 electrodos en la superficie corporal. Por tanto, el BSPM es una alternativa al ECG de 12 derivaciones cuando este, debido a la complejidad de la patología cardiaca, sea incapaz de mostrar con precisión la actividad eléctrica. Para los sistema BSPM no hay un estándar en el número de electrodos ni en su localización, aunque en la mayoría de estos hay un mayor número de electrodos en la parte

delantera del torso debido a que es el área donde más variación del ECG hay. En la Figura 6 se muestra dos modelos de BSPM con diferente configuración tanto en número como en localización de los electrodos.



Figura 6. Representación de diferentes sistemas de BSPM para el registro del ECG en toda la superficie del torso.

### 3.6.1 BSMP en fa

La complejidad espacial de la actividad eléctrica auricular durante los episodios de FA hace que el ECG de 12 derivaciones sea insuficiente para caracterizar espacialmente la actividad eléctrica auricular. Sin embargo, la utilización de la técnica de BSPM resuelve estos problemas debido a que permite registrar la actividad eléctrica superficial en toda su extensión.

Hoy en día el uso de los sistemas BSPM no está extendido para el diagnóstico de la FA, sin embargo (Guillem et al., 2009) demostró que los patrones de propagación auriculares podrían ser identificados con BSPM. Los mapas obtenidos con BSPM permiten evaluar el grado de organización durante episodios de FA.

Un estudio más reciente de (Guillem et al.2013), demostró que las actividades eléctricas de la aurícula derecha y de la aurícula izquierda se proyectan en diferentes regiones del torso y la medición de las DS en dichas regiones coincidió con las medidas intracardíacas. Por tanto, este trabajo demostró que las medidas de las DF mediante los mapas de BSPM permiten diferenciar si el rotor de la FA está situado a la derecha o a la izquierda. Esta información es de vital importancia para la planificación del tratamiento a dar.

## 3.7. TÉCNICAS DE ESTIMACIÓN DEL LAPLACIANO DE UNA SEÑAL

### 3.7.1 Conceptos básicos de fenómenos bioeléctricos

Asumiendo que el cuerpo humano se comporta como un conductor homogéneo, isotrópico e ideal, la densidad de corriente puede ser expresada como:

$$\vec{j} = \sigma \vec{E} + \vec{j}_i$$

Donde  $\sigma$  hace referencia a la conductividad del medio extracelular,  $\vec{E}$  es el campo eléctrico de la membrana y junto con  $\sigma$  determina la corriente óhmica que resulta del flujo pasivo de

cargas en presencia de un campo eléctrico y por último la densidad de corriente  $\vec{j}_i$  corresponde con la corriente que es producida por el bombeo de iones a través de la membrana, fuera de los niveles celulares puede considerarse despreciable.

Como el campo eléctrico es cuasiestático, en cada instante de tiempo  $\vec{E}$  puede expresarse como un gradiente negativo del potencial. De esta manera la ecuación de la densidad de corriente puede expresarse de la siguiente manera:

$$\vec{j} = \vec{j}_i - \sigma \nabla V$$

En condiciones cuasiestáticas, la capacidad del tejido y su inductancia pueden ser despreciables. Por lo tanto:

$$\nabla^2 V = \frac{\nabla \vec{j}_i}{\sigma} - \frac{\rho}{\varepsilon}$$

Donde  $\nabla^2$  es el operador laplaciano tridimensional,  $\rho$  es la densidad de corriente y  $\varepsilon$  es la constante dieléctrica. Por tanto, para una región de la superficie del cuerpo humano donde  $\vec{j}_i = 0$  el potencial eléctrico sigue la ecuación de Laplace.

$$\nabla^2 V = 0$$

Si es considerado un sistema de ejes ortogonales ( $u_1$ ,  $u_2$  y  $u_3$ ) siendo el origen un punto del cuerpo, y que  $u_3$  sea el eje normal a la superficie, para ese punto la ecuación de Laplace se puede expresar como:

$$L_s = \frac{\partial^2 V}{\partial^2 u_1} + \frac{\partial^2 V}{\partial^2 u_2} = -\frac{\partial^2 V}{\partial^2 u_3} = -\left(\frac{1}{\sigma}\right) \frac{\sigma J_{x1}}{\partial u_1} + \frac{\sigma J_{y2}}{\partial u_2} = \left(\frac{1}{\sigma}\right) \frac{\sigma J_{u3}}{\partial u_3}$$

$$L_s = -\frac{\rho_{eq}}{\varepsilon}$$

De esta última ecuación se deduce que el laplaciano del potencial de superficie ( $L_s$ ) es negativamente proporcional a la divergencia bidimensional de las componentes tangenciales de la densidad de corriente en la superficie del torso. De esta ecuación se puede deducir dos aspectos, que el laplaciano de superficie es proporcional y negativamente a la densidad de carga equivalente  $\rho_{eq}$ : y que la componente normal de la densidad de corriente se anula en la superficie del cuerpo pero no su derivada normal. Si consideramos las suposiciones iniciales, que la superficie sea plana, homogénea e isotrópica, la distribución de potencial en la superficie vendría dado por  $\rho_{eq}$  y como la densidad de carga equivalente es la segunda derivada espacial del potencial, cabe esperar que la densidad de carga equivalente proporcione más información de las fuentes de potencial solamente que solamente el potencial de superficie. Esto implica que el efecto de emborronamiento del volumen del conductor que se ha supuesto, sería menor en el registro del laplaciano superficie que el obtenido con distribución de potencial convencional. De esta manera es posible decir que el laplaciano del potencial en superficie proporcionaría información de la densidad de corriente orthogonal a la superficie del cuerpo.

### 3.7.2 técnicas indirectas

Se entiende como técnicas indirectas a aquellas que obtienen una estimación del laplaciano de superficie a partir de la discretización del operador laplaciano partiendo de registros de potencial de electrodos equiespaciados en una superficie. El nombre de las técnicas viene de que la estimación del laplaciano se hace a partir de registros de potencial (indirectos) y se utiliza información obtenida por un número de electrodos monopoles (locales).

La primera estimación del laplaciano de una señal bioeléctrica fue realizada por Hjorth en 1975 con el objetivo de mejorar la resolución espacial de registros electroencefalográficos (EEG), para esta estimación Hjorth utilizó 5 electrodos equiespaciados. En la Figura 7 puede observarse la configuración utilizada en la técnica de los 5 puntos de Hjorth (Hjorth,1975)

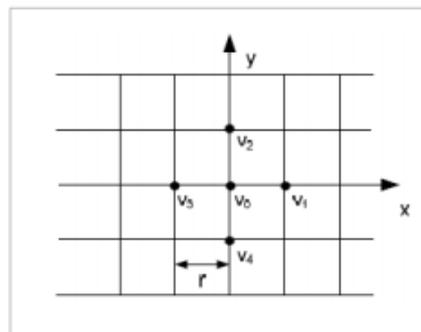


Figura 7. Técnica de los 5 puntos de Hjorth. (Hjorth,1975)

Según la técnica de los 5 puntos, el laplaciano del potencial en el punto central puede expresarse como:

$$\Delta V = \frac{1}{r^2} \left( \sum_{i=1}^4 v_i - 4v_0 \right) + \theta(r)^2$$

Donde  $v_i$  es el potencial de los electrodos  $v_{1-4}$  y  $v_0$  es el potencial del electrodo central. De la ecuación anterior  $\theta(r)^2$  es el error truncado definido como:

$$\theta(r)^2 = \frac{r^2}{4!} \left( \frac{\partial^4 v}{\partial x^4} \right) + \left( \frac{\partial^4 v}{\partial y^4} \right) + \frac{r^2}{4!} \left( \frac{\partial^6 v}{\partial x^6} \right) + \left( \frac{\partial^6 v}{\partial y^6} \right) + \dots$$

Hjorth demostró que la estimación del laplaciano del EEG en superficie poseía mejor resolución espacial que los registros encefalográficos bipolares o monopoles en superficie. Pero la estimación del laplaciano en superficie no solo se ha utilizado para registros de EEG sino que se ha extendido su uso a diferentes áreas médicas. (He, 1998) adaptaron el método de los 5 puntos de Hjorth para desarrollar el algoritmo de estimación circular del laplaciano. Esta técnica establece que el laplaciano del potencial en el punto central puede obtenerse a partir de electrodos monopoles colocados en forma de circunferencia alrededor de dicho punto central, en la Figura 8 se ha representado la estimación circular del laplaciano. Gracias a

esta estimación los problemas asociados a la disposición de los electrodos y a la orientación de los dipolos bioeléctricos se ven reducidos.

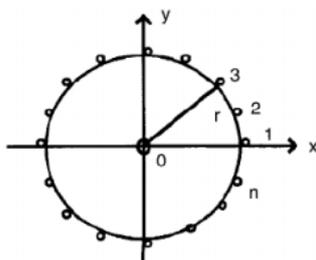


Figura 8. Representación de la estimación circular del laplaciano (He, 1998)

Para esta estimación el laplaciano del punto central puede expresarse como:

$$L_0 = \frac{4}{r^2} \left( v_0 - \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n v_i \right)$$

Donde  $L_0$  es el laplaciano de punto central,  $r$  es el radio de la circunferencia,  $n$  es el número de electrodos y  $v_i$  es el potencial en el electrodo  $i$ .

### 3.7.3 Técnicas directas

Las técnicas directas se basan en un sistema de captación que proporciona una señal directamente proporcional al laplaciano del potencial, para esta captación son utilizados electrodos concéntricos. Un estudio realizado por (Fattorusso et al., 1949) sobre señales cardíacas determinó que la utilización de electrodos concéntricos eran más sensibles sobre eventos que suceden cerca que los electrodos unipolares.

La utilización de electrodos concéntricos para la obtención del laplaciano se conocen como técnicas 'directas locales' porque la señal de salida que se obtiene gracias a los electrodos concéntricos es directamente el laplaciano del potencial (directa) y además este se estima en el punto central del electrodos (local).

Una de las grandes ventajas de los electrodos concéntricos es la eliminación de los problemas derivados del electrodo de referencia. Además de la mejora de la resolución espacial con respecto a los electrodos de disco.

Hay diferentes configuraciones que pueden adaptar los electrodos concéntricos: electrodos bipolares concéntricos, electrodos tripolares concéntricos y electrodos tripolares concéntricos con configuración de bipolares.

Los electrodos bipolares concéntricos se caracterizan por tener un anillo central y un anillo periférico, ambos anillos registran la señal en la superficie corporal. Los electrodos tripolares son aquellos formados por: anillo central, anillo periférico y disco central. Por última, la configuración de los electrodos concéntricos tripolares con configuración de bipolar se caracteriza por tener un disco interior y dos anillos concéntricos en configuración bipolar, para esta configuración el disco interior y el anillo exterior se encuentran cortocircuitados.

En la Figura 9 pueden observarse tres configuraciones anteriormente citadas.



Figura 9. Representación de las tres configuraciones en los electrodos concéntricos. A la derecha se muestra la configuración de electrodo bipolar concéntrico, en el medio la configuración del electrodo tripolar concéntrico y por último se muestra la configuración del electrodo tripolar concéntrico con configuración de bipolar. (Casado, Zena, Pract & Ye, 2013)

Un artículo publicado por (Casado, Zena, Pract & Ye, 2013) fueron utilizados electrodos concéntricos tripolares en configuración de bipolares para el registro de la actividad intestinal mediante el electroenterograma. Los resultados de dicho artículo concluyeron que las señales de electroenterograma eran más robustas a las interferencias respiratorias y del ECG en comparación con las señales obtenidas con electrodos convencionales. Además, se concluyó que la identificación de la onda lenta del electroenterograma era más sencilla con los electrodos concéntricos tripolares con configuración bipolar.

Otro artículo publicado por (Besio et al., 2006) en el cual se comparaba la utilización de electrodos bipolares concéntricos y los electrodos tripolares concéntrico. Eran utilizados electrodos concéntricos tripolares en vez de electrodos concéntricos bipolares por las ventajas que presentan para el registro de la señal cardíaca. Este tipo de electrodos son directamente independientes de las fuentes globales y están altamente centrados en la actividad local debido a la configuración concéntrica tripolar que tienen, gracias a esta configuración se atenúan las señales distantes y artefactos. Por otra parte, la relación señal-ruido se ve incrementada con alto rechazo al modo común, proporcionando una atenuación automática de artefacto.

Siguiendo esta línea, un artículo publicado por (Besio & Chen, 2007) se demostró que las señales de ECG obtenidas por electrodos tripolares concéntricos tenían una selectividad espacial significativamente mayor que los electrodos bipolares concéntricos. Esta selectividad espacial mayor de los electrodos tripolares concéntricos puede ser útil para la interferencia de información sobre las activaciones cardíacas detectadas en la superficie corporal.

### 3.8 TRATAMIENTO FA

El tratamiento de la FA se realiza desde dos puntos de vista: control de ritmo cardíaco y control de las complicaciones embólicas (mediante anticoagulantes).

Los fármacos anti arrítmicos tienen como objetivo evitar la aparición de FA, por tanto, cuando aparece una FA controlan la frecuencia cardíaca para que el ritmo se convierta de nuevo a sinusal además de reducir la aparición de embolias.

En la FA una de las grandes complicaciones es la embolia, por tanto, para el tratamiento de este problema se utilizarán fármacos anticoagulantes. El objetivo de estos fármacos es hacer la sangre más líquida, de manera que no se puedan formar coágulos y evitar así obstrucciones en las arterias.

La ablación es otro tratamiento que en los últimos años está siendo ampliamente utilizado en la práctica clínica. El objetivo que tiene este tratamiento es de curar la enfermedad, para esto lo que se realiza es un aislamiento de las venas pulmonares ya que se ha comprobado que en la gran mayoría de los casos la FA se origina en esta región. La ablación puede realizarse mediante un catéter o mediante cirugía cardiaca. (Fundación Española del Corazón, 2016). Una mejor capacidad en la determinación del origen y localización de los rotores en la FA ayuda a unos mejores resultados en el tratamiento de la ablación. Por esto, la importancia de mejorar la resolución espacial de los registros de ECG es esencial para unos mejores resultados en el tratamiento mediante ablación.

Según estudios, el tratamiento de ablación mediante catéter es más efectivo que los fármacos antiarrítmicos para el mantenimiento del ritmo sinusal (Dobrev & Nattel, 2010) (Wilber et al., 2010). La tasa de éxito para el tratamiento de ablación mediante catéter está entorno al 70 %, pero aun así los pacientes que reciben dicho tratamiento no están exentos de sufrir complicaciones. Aproximadamente el 4,5 % de los pacientes que son tratados con ablación mediante catéter sufren complicaciones graves. Si se desglosa esta cifra se tiene que 1,31% pertenecería a taponamiento, 0,93% a pseudoaneurisma femoral, el 0,71% a transitorio de isquemia y por último el 0,15% pertenecería a la muerte del paciente. (Parkash et al., 2011) .

En pacientes con FA paroxística se obtiene una tasa de éxito del 87% en aquellos pacientes que el tratamiento elegido es ablación con catéter (Pappone et al., 2011) (Medi et al., 2010). En pacientes tratados con fármacos antiarrítmicos hay un 43% de probabilidad de recurrencia de FA después del tratamiento. (Weerasooriya et al., 2011)

Cuando la fibrilación que se va a tratar es no paroxística la tasa de éxito se reduce drásticamente a un 28% en la ablación con catéter. (Allessie and de Groot, 2014)

## **CAPÍTULO 4: MATERIALES Y MÉTODOS**

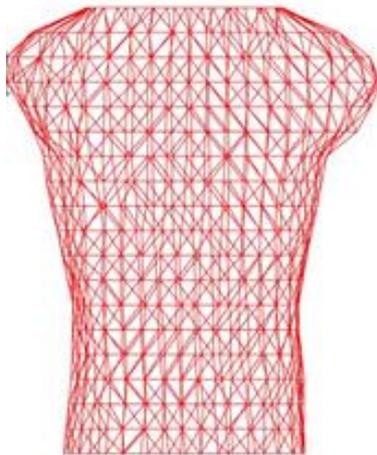
A continuación se va a detallar la metodología que ha sido empleada en el proyecto para la evaluación de registros de potencial en superficie con electrodos concéntricos y para electrodos de disco.

Cabe destacar que el trabajo se ha realizado casi en su totalidad con el programa informático Matlab (MATrix LABoratory). Matlab es un software que requiere de una licencia para su utilización, es decir, es un software de pago. La última versión, Matlab 2017, está disponible a través de la página web oficial de Matlab: <http://es.mathworks.com/>. Gracias a este programa informático se han podido realizar todas las simulaciones y el análisis estadístico de los resultados obtenidos. Además los diferentes modelos han sido proporcionados por el instituto bioTACA de la Universidad Politécnica de Valencia.

En el proyecto se ha trabajado con 31 modelos de electrograma (EG) que simulan diferentes pacientes que tienen diferentes grados de FA. El EG es un registro unipolar o bipolar de la actividad eléctrica del corazón, se registra con electrodos situados dentro de las cámaras cardíacas o en el epicardio.

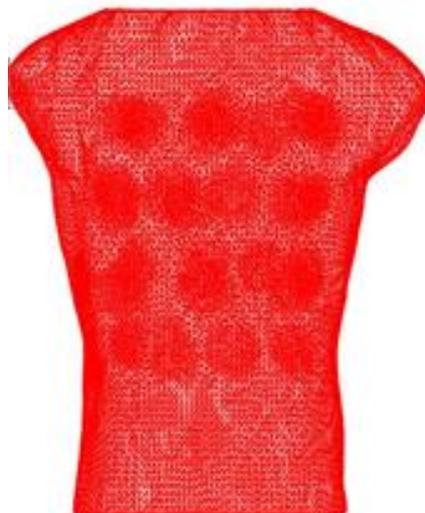
### **4.1 REFINAMIENTO DEL TORSO**

El modelo del torso del cual se ha partido es un modelo 3D que simula el torso de un paciente adulto. El problema de dicho modelo es el reducido número de nodos que presenta, la distancia entre nodos es de  $3,8041 \pm 0,4773$  cm (media  $\pm$  desviación) y el número de nodos es de 771. Por tanto, se ha refinado el modelo de torso de partida para aumentar el número de nodos y reducir la distancia entre estos para que la simulación fuera más realista. En la Figura 10 se puede observar el modelo de torso original a partir del cual se ha realizado el proceso de refinamiento.



**Figura 10. Modelo de torso original. El mallado cuenta con un total de 771 nodos y la distancia entre estos nodos es de aproximadamente 4 cm.**

El refinado del mallado del torso se ha realizado mediante el programa Meshmixer, software gratuito para trabajar con mallas triangulares. La última versión del software puede descargarse gratuitamente a través de su página web: <http://www.meshmixer.com/>. Una de sus múltiples herramientas permite aumentar el número de nodos en regiones seleccionadas, para el proyecto las regiones con un mayor número de nodos han sido aquellas donde después iban a estar simulados los electrodos. Por tanto, el modelo de torso con el cual finalmente se ha trabajado tiene un mallado no homogéneo, cuenta con un total de 16412 nodos y la distancia entre vértices es de  $0.4725 \pm 0.0914$  cm (media  $\pm$  desviación) en la región refinada. La distancia entre nodos en la región que no ha sido refinada es de  $0,9654 \pm 0,1419$  cm. En la Figura 11 se puede observar como se ha realizado el mallado no uniforme en las diferentes regiones donde después han sido simulados los electrodos.



**Figura 11. Modelo refinado del torso con mallado no uniforme. Número de nodos 16412 y distancia entre nodos de aproximadamente 0.4 cm en la zona refinada y de 0.9cm en la zona no refinada .**

El modelo de la aurícula humana no ha necesitado de un refinamiento debido a que el número de nodos que presenta es el adecuado para la realización del proyecto. Este modelo cuenta

con un total de 2048 número de vértices. En la Figura 12 se puede observar la colocación de la aurícula en el modelo del torso refinado.

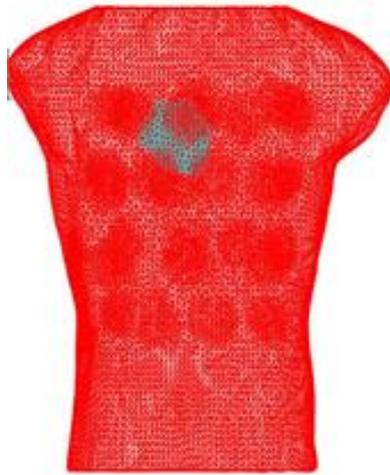


Figura 12. Representación modelo del torso refinado y modelo de la aurícula.

#### 4.2 PREPROCESADO DE LAS SEÑALES DE EG Y CÁLCULO DE LAS DF

Las DF de la aurícula se han calculado para cada modelo ya que posteriormente serán necesarias para su comparación con las DF en el torso. Por tanto, para la obtención de las DF en la aurícula se ha diseñado una función la entrada de la cual es el EG de cada modelo. Esta señal ha sido preprocesada para destacar aquella información de interés en el estudio además de eliminar el ruido que pueda contener la señal con el fin de obtener unos mejores resultados. El preprocesado que se he hecho a las diferentes señales de EG ha sido primero un filtro paso banda de 40 a 250 Hz, un rectificador de la señal y después un filtro paso bajo con una frecuencia de corte de 20 Hz. La obtención de las DF de las señales preprocesadas se ha obtenido a través de la estimación espectral de potencia mediante el periodograma modificado de Welch. Los elementos de entrada de la función han sido (Es.mathworks.com, 2017):

- La señal de entrada es la del EG preprocesada con una duración de 4s.
- Se utiliza una ventana predeterminada de Hamming para obtener ocho segmentos de la señal de entrada.
- El solapamiento elegido ha sido el que da por defecto la función, es decir, del 50% entre los segmentos.
- El número de puntos DFT que ha sido elegido para el cálculo ha sido de  $4096 \cdot 8$ .

Como resultado de estos elementos de entrada se ha obtenido la estimación de la densidad espectral de potencia y las frecuencias normalizadas. A partir de estos resultados se han obtenido las DF de la aurícula.

#### 4.3 REGISTRO ECG EN LA SUPERFICIE MEDIANTE ELECTRODOS

Para obtener el ECG de cada modelo se ha trabajado con el problema directo. El problema directo es aquel que calcula a través del modelo del torso y de la aurícula la matriz de transferencia necesaria para obtener el ECG. Por tanto, se ha creado una función en la cual los elementos de entrada han sido el modelo del torso refinado y el modelo de la aurícula, como salida de la función se ha obtenido la matriz de transferencia. La función obtiene la matriz de transferencia por el método de boundary element method (BEM). BEM es un método computacional numérico para resolver ecuaciones lineales de ecuaciones parciales que han sido formuladas como ecuaciones integrales.

Por tanto, a partir de la matriz de transferencia se obtiene el ECG (electrocardiograma) en cada nodo del torso para cada uno de los 31 modelos de FA simulados. La obtención del ECG es muy sencilla, se ha multiplicado la matriz de transferencia (misma para todos los casos) por los diferentes EG.

Como se ha comentado en varias ocasiones se han simulado dos tipos de electrodos: de disco y concéntricos. Concretamente, se ha simulado 30 electrodos estarán colocados por todo el modelo del torso. En la Figura 13 se muestra la colocación propuesta de los electrodos. Los electrodos han sido colocados tanto por la parte delantera como trasera y laterales, buscando que los electrodos registren señal desde diferentes puntos del torso para la determinación de las DF.

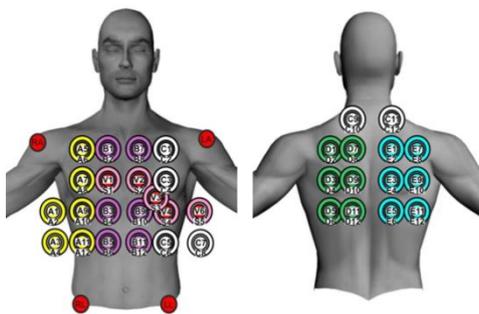


Figura 13. Representación de la colocación de los electrodos en la superficie corporal a seguir en la simulación del proyecto.

El tamaño de los electrodos se ha buscado que fuera lo más realista posible, por eso, se han simulado los electrodos del mismo tamaño de unos electrodos que están actualmente en el mercado. El diámetro del anillo exterior es de 42mm y el diámetros del anillo central de 16mm. En la Figura 14 se muestran los electrodos de la marca Spes Medica electrodos concéntricos que han servido de referencia para el proyecto. Mencionar que de estos electrodos no se ha simulado la lengüeta (parte redondeada en azul) ya que para una mejor aproximación al laplaciano del potencial, esta parte no debería estar en contacto con la superficie del cuerpo.

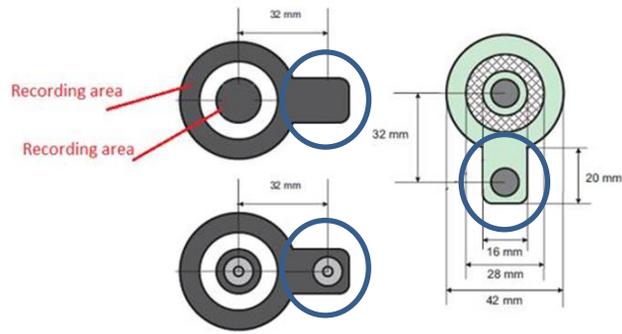


Figura 14. Electrodo concéntricos de la marca comercial Spes Medica. Las dimensiones de estos electrodos han sido las seleccionadas para la simulación matemática.

Los electrodos han sido simulados en el modelo del torso. La función que se ha implementado además de representar los diferentes electrodos por el mallado determinaba el número de nodos que pertenecían a cada electrodo, esta información es necesaria para determinar en pasos siguientes la señal de ECG. En la Figura 15 se puede observar el modelo del torso con los 30 electrodos simulados.

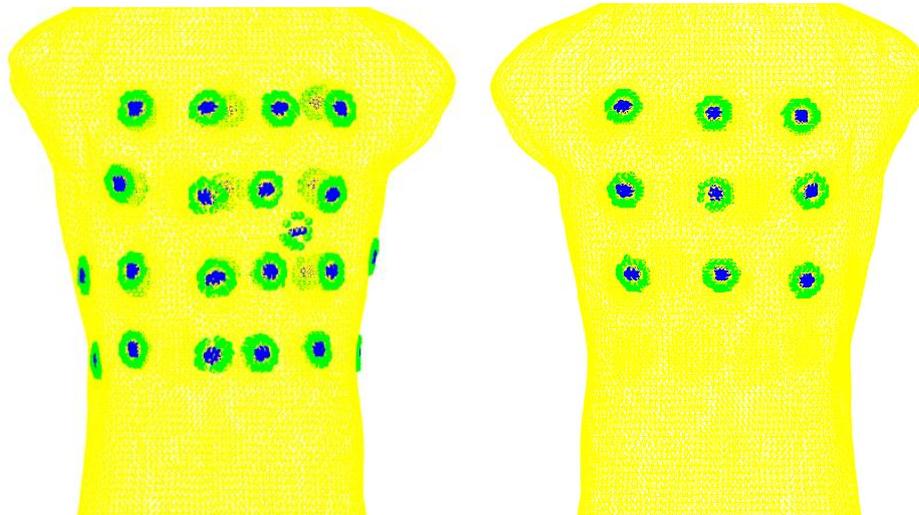


Figura 15. Representación del modelo de torso junto con los electrodos, a la izquierda se muestra la parte delantera del torso y a la derecha la parte trasera del torso. En color azul se tiene representado los electrodos de disco. Los electrodos concéntricos serían los círculos azules y verdes.

Los registros con los electrodos de disco se ha referenciado al Centro Terminal de Wilson (CTW), que también ha sido simulado. El CTW no es independiente, pero, es el promedio de los potenciales de los dos brazos y la pierna izquierda.

Para la simulación del CTW se han seleccionado las 3 extremidades: hombro derecho, hombro izquierdo y el punto más alejado en el torso de la parte izquierda. La representación del CTW se puede ver representada en la Figura 16, como se ha mencionado en el modelo del torso al

solo representar esta región una de las extremidades ha sido sustituida por el punto más alejado del torso en la parte izquierda.

Los registros con electrodos concéntricos son bipolares, obteniéndose la señal de estimación del laplaciano del potencial como la diferencia entre el potencial captado por el anillo periférico y por el disco central.



Figura 16. Representación de la simulación del CTW para referenciar los electrodos de disco. En azul se muestran los localizaciones de los tres electrodos seleccionadas para la realización del CTW.

Como se ha descrito anteriormente, gracias al problema directo se obtiene el ECG de todo el torso para cada uno de los 31 modelos con los cuales se ha trabajado. Para la obtención del ECG en cada uno de los electrodos lo único que se ha realizado es ver que nodos pertenecían a cada electrodo y promediar el ECG de estos nodos.

Para los electrodos de disco la señal de ECG de cada electrodo se ha restado a la señal de ECG del CTW para de esta manera tener dicho electrodos referenciados el CTW.

#### 4.4 PREPROCESADO SEÑAL DE ECG Y OBTENCIÓN DE LAS DF EN LA SUPERFICIE CORPORAL

El cálculo del ECG es esencial para la obtención de las DF en el torso. Por tanto, se ha elaborado una función en la cual a partir de los ECG de cada electrodo se calculen las DF, es decir, se tendrá unas DF para electrodos de disco y otras frecuencias dominantes para electrodos concéntricos.

La obtención de las DF para el torso con ambos tipos de electrodos se ha calculado de la misma manera que en el caso de la aurícula, es decir, con el periodograma modificado de Welch. Los parámetros de entrada para esta función han sido los mismos que los utilizados anteriormente, el único parámetro que ha variado ha sido la señal de entrada que en este caso es el ECG preprocesado para cada electrodo. El procesamiento que se ha realizado consta de varias etapas, la primera de ellas ha sido la eliminación de la línea base, después la realización de un filtro paso alto con una frecuencia de corte de 1 Hz y por último un filtro paso bajo con una frecuencia de corte de 15 Hz. Se han seleccionado estas frecuencias de corte ya que el rango fisiológico de frecuencias de activación auriculares está dentro de ese rango.

Además, se ha estudiado el efecto de los armónicos en la obtención de las DF. Para esto, se ha trabajado con la DEP (densidad espectral de potencia) y se han analizado los picos más relevantes en frecuencia y se ha comprobado si eran múltiplos de un mismo pico fundamental y son eliminados los picos asociados a los armónicos. Gracias a esta función lo que se obtiene es que las DF detectadas no se ven alteradas por los armónicos.

Los puntos del torso de los cuales se ha obtenido la DF es de aquellos donde se han colocado los electrodos. Para conocer las DF en todo el torso se ha interpolado los valores de las DF de los electrodos con el resto de puntos del mallado del torso. La función que se ha utilizado para la interpolación proporciona el valor de la DF más cercana a los diferentes nodos que componen el mallado. De esta manera, todos los puntos del mallado del torso tienen asociada una DF necesaria para la obtención de resultados del proyecto.

#### 4.5 CARACTERIZACIÓN DE LAS DF

Se ha realizado una clasificación de las DF de la aurícula, se han clasificado en frecuencias máximas y frecuencias mayoritarias. Las frecuencias mayoritarias se han definido como aquellas frecuencias que se repiten más veces, es decir, de los 2048 nodos que tiene la aurícula la frecuencia mayoritaria es aquella que está presente en una mayor cantidad de nodos. Las frecuencias máximas se han definido como las frecuencias más altas que están presentes en los nodos auriculares.

Por otro lado, se pretende determinar si las frecuencias que se detectan en la aurícula se detectan en el torso mediante los electrodos de disco y concéntricos. Para ello se han aplicado 3 rangos de frecuencia diferentes:  $\pm 0.1$  Hz,  $\pm 0.25$  Hz y  $\pm 0.5$  Hz. De esta manera en el torso se ha podido calcular el porcentaje de electrodos que registran las frecuencias máximas de la aurícula, este porcentaje de electrodos a partir de este punto va a pasar a llamarse **%Elec\_DFmax**. De la misma manera se ha calculado el porcentaje de electrodos que detectan las frecuencias mayoritarias de la aurícula, porcentaje que ha pasado a llamarse **%Elec\_DFmayoritaria**. Por último, se ha calculado el porcentaje de electrodos que detectan otras frecuencias, es decir, frecuencias que no son ni la frecuencia máxima ni la mayoritaria de la aurícula, a este porcentaje se le ha nombrado como **%Elec\_DFotrafrecuencia**.

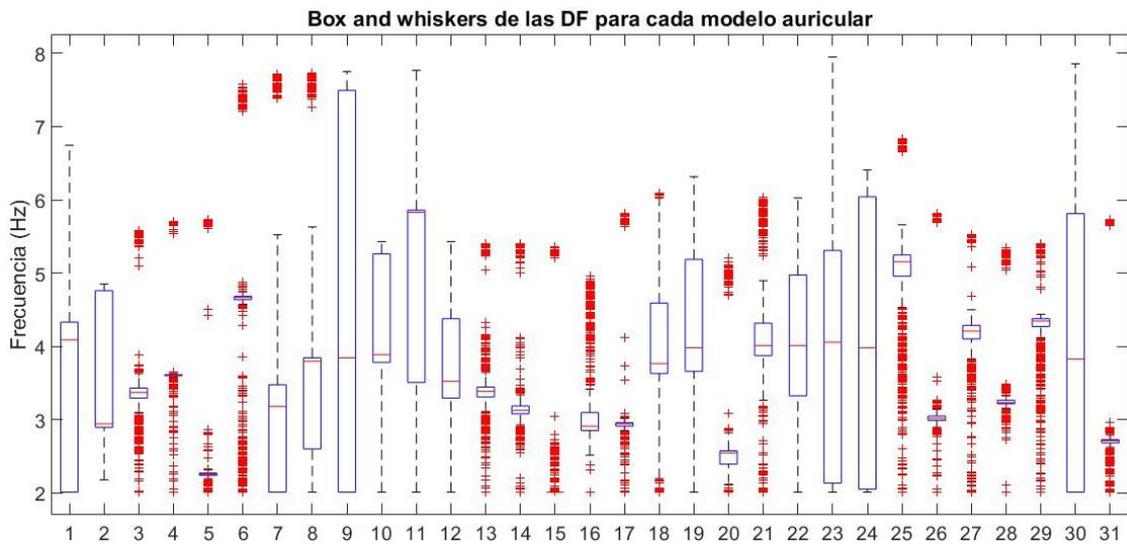
Para determinar si las diferencias en el **%Elec\_DFmax** entre electrodos de disco y concéntricos eran significativas se ha realizado un test estadístico de Wilcoxon. Gracias a este test se podrá determinar si estas diferencias son significativas o no.

## **CAPÍTULO 5: RESULTADOS Y DISCUSIÓN**

### **5.1 CARACTERIZACIÓN DE LA BASE DE DATOS**

Los primeros resultados que se van a mostrar han sido obtenidos para caracterizar la base de datos con la cual se ha trabajado. Como se ha comentado, se ha partido de 31 modelos de EG diferentes. A partir de estos 31 modelos de EG se han ido obteniendo los demás resultados para el presente proyecto. Por tanto, en este primer apartado se ha realizado una descripción de los modelos a nivel de la aurícula.

Para estudiar la distribución de las DF en cada modelo auricular se ha realizado un de box and whiskers que se ha representado en la Figura 17.



**Figura 17. Representación box and whiskers de las DF para cada modelo auricular. En el eje horizontal se tienen los 31 modelos de trabajo y en el eje vertical las frecuencias en Hz que pueden adaptar las diferentes DF en la aurícula.**

Por otra parte, se ha estudiado las diferentes frecuencias máximas y mayoritarias de los 31 modelos. De esta manera se puede interpretar si los modelos son parecidos entre sí o si por lo contrario hay muchas diferencias entre los diferentes casos de estudio. En la Figura 18 se puede observar para los 31 modelos el valor de la frecuencia máxima y mayoritaria.

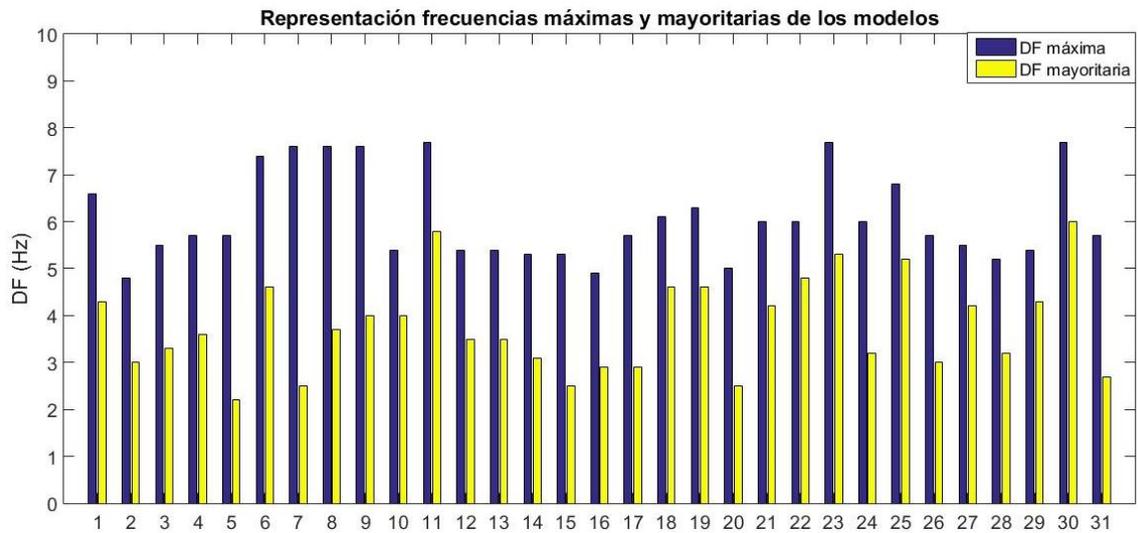


Figura 18. Descripción de los modelos, se muestra el valor de las DF máximas y mayoritarias en Hz para cada modelo. En el eje horizontal se muestran los 31 modelos y en el vertical el valor de las DF en Hz.

Además, se ha caracterizado la base de datos mediante el porcentaje de nodos de cada aurícula que tiene una DF en los alrededores de la frecuencia máxima. En la Figura 18, se ha representado para los diferentes modelos de FA el porcentaje de nodos en la aurícula que tienen la frecuencia máxima. Gracias a la Figura 19, se puede tener una idea del tamaño de la región que ocupa el rotor para cada modelo, es decir, en cada aurícula el área que está a una frecuencia más alta que el resto variará esto es importante conocerlo debido a que está directamente relacionado con el registro en el torso y con la posibilidad de detectar en superficie la frecuencia máxima de ese rotor. Si el área donde está la DF es mayor será más fácil su detección en el torso, en cambio, si el área es más pequeña su identificación en el torso será más complicada.

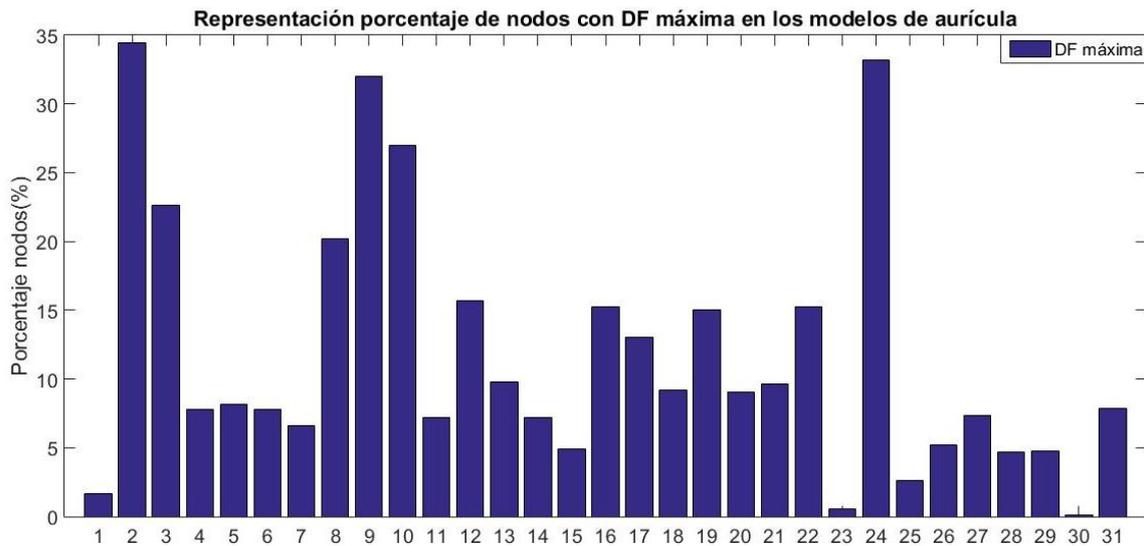


Figura 19. Representación del porcentaje de nodos con la DF máxima para cada modelo de aurícula. En el eje horizontal se tienen los 31 modelos y en el vertical el porcentaje de nodos en la aurícula que tienen la frecuencia máxima.

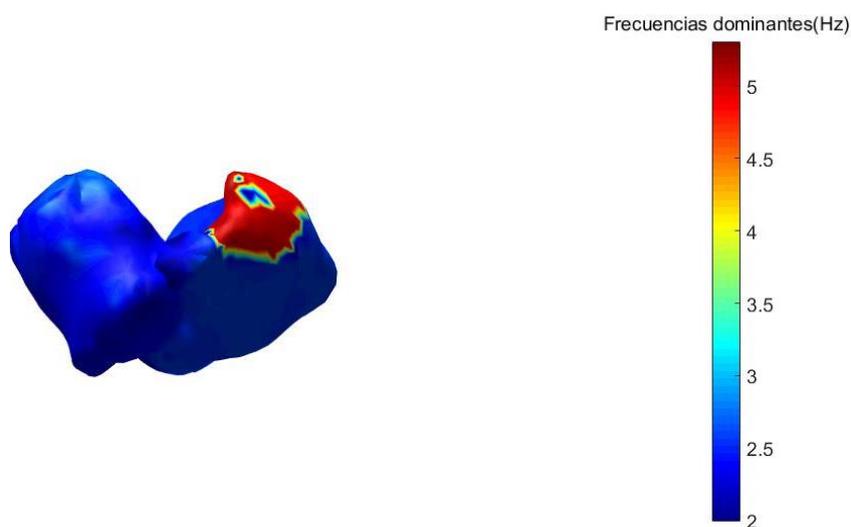
Como se puede apreciar en la Figura 19, el porcentaje de nodos en la aurícula que tienen la DF máxima varía mucho dependiendo del modelo. Además hay modelos en los que la región con DF máxima en la aurícula es casi despreciable ya que el porcentaje es muy bajo. Si se evalúa la Figura 19 de manera cuantitativa se obtiene que la media  $\pm$  desviación del porcentaje de nodos en la aurícula que detectan la DF máxima es de  $11.8070 \pm 9.4164$ .

Como se ha podido comprobar en este apartado de descripción de la base de datos hay diferentes distribuciones de la FA en los modelos. Por tanto, los modelos de la aurícula pueden dividirse de manera cualitativa en:

- Modelos auriculares en los cuales el rotor se encuentra de manera uniforme en la aurícula, es decir, en una región concentra de la aurícula.
- Modelos auriculares en los cuales el rotor se encuentra de manera no uniforme en la aurícula, es decir, el rotor aparece de manera dispersa en la aurícula.

### 5.1.1 modelos auriculares en los cuales el rotor se encuentra de manera uniforme en la aurícula.

Como primer ejemplo de este grupo de modelos se ha elegido el modelo 20. La distribución de DF sobre la aurícula de este modelo se muestra en la Figura 20. En ella se puede observar cómo, la región del rotor, situada en la parte izquierda de la aurícula, con una frecuencia de 5Hz está claramente diferenciada del resto de la aurícula que se encuentra en una frecuencia inferior en torno a 2.5 Hz. Para el modelo 20 el porcentaje de nodos de la aurícula que detectan la frecuencia máxima es de 9.10 % y estos nodos están localizados en la aurícula izquierda.

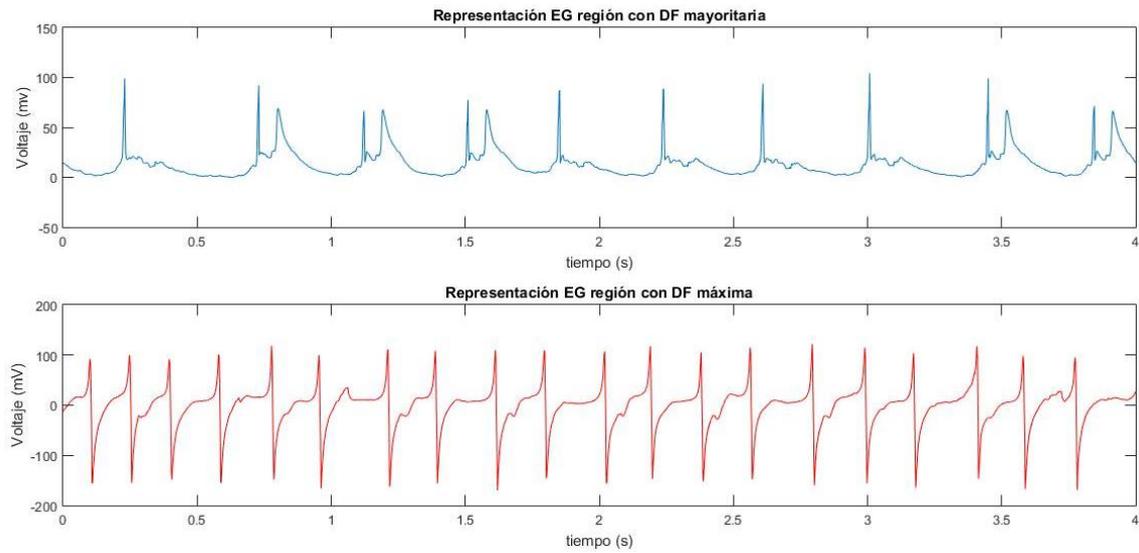


**Figura 20.** Representación del mapa de colores de las DF en la aurícula para el modelo 20. A la izquierda se tiene la representación del mapa de colores y a la derecha la barra de colores para poder relacionar los colores con las frecuencias en Hz.

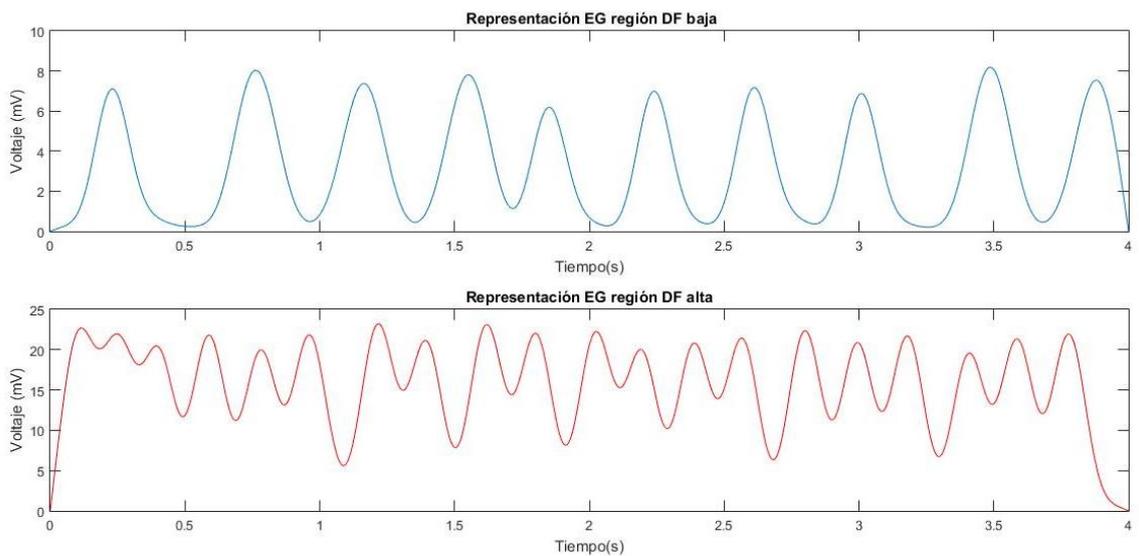
A continuación, se ha pasado a estudiar los EG (electrogramas) y los periodogramas de las dos regiones citadas. El objetivo de esta representación ha sido poder visualizar las diferencias en tiempo y frecuencia de las dos regiones. En las Figuras 21 y 22 se ha representado el EG para la región donde está situada la frecuencia máxima, es decir, la región del rotor, y también ha sido representado el EG para la región con la frecuencia mayoritaria de la aurícula, es decir, el resto de la aurícula. En la Figura 21 se ha representado el EG para cada región citada sin el preprocesado de la señal anteriormente comentado. Además, se ha representado en la Figura 22 el EG preprocesado para las dos áreas de estudio, esta señal será a partir de la cual se calcule el periodograma modificado de Welch.

En ambas figuras (21 y 22) se pueden ver las diferencias del EG en el tiempo, como era de esperar la región donde está el rotor tiene una mayor actividad eléctrica en la aurícula, por eso, aparecen más activaciones en el EG.

## Evaluación de los registros del laplaciano del potencial en superficie para la determinación de las frecuencias más altas de activación durante fibrilación auricular



**Figura 21.** Representación EG para dos regiones de la aurícula del modelo 20 sin preprocesamiento de la señal. En la parte superior se tiene el EG para la región de la frecuencia mayoritaria y en la parte inferior se tiene el EG para la región de la frecuencia máxima.



**Figura 22.** Representación EG para dos regiones de la aurícula del modelo 20 con preprocesado de la señal. En la parte superior se tiene el EG para la región de la frecuencia mayoritaria y en la parte inferior se tiene el EG para la región de la frecuencia máxima.

En la Figura 23 se ha representado los periodogramas de las dos regiones de la aurícula: región con la frecuencia máxima y región de la frecuencia mayoritaria. En la representación puede ser observado como el pico de la región del rotor está en torno a los 5 Hz y la región de la frecuencia mayoritaria está en los 2.5 Hz.

Evaluación de los registros del laplaciano del potencial en superficie para la determinación de las frecuencias más altas de activación durante fibrilación auricular

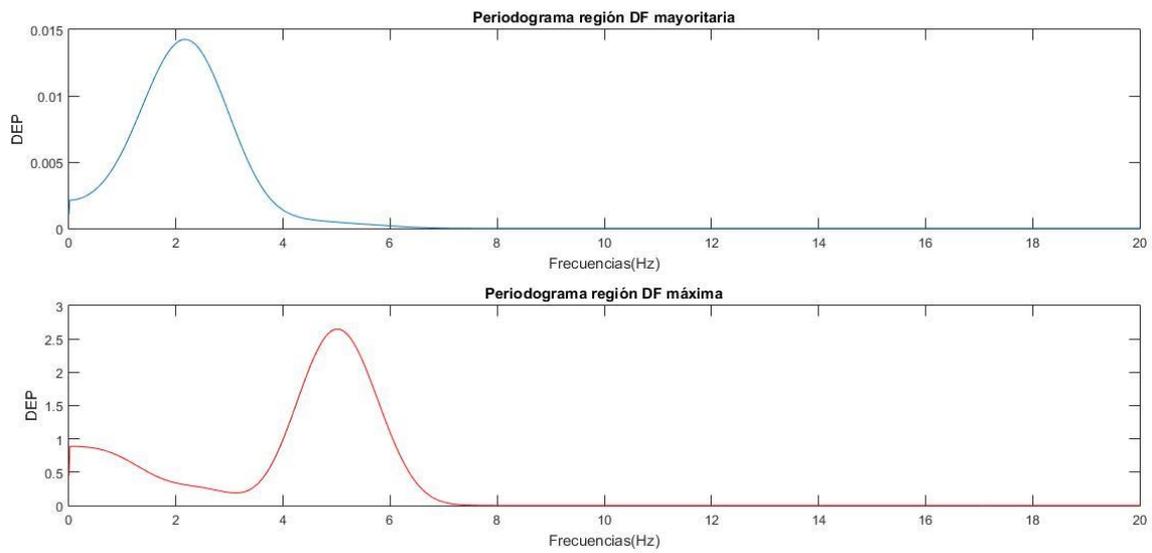


Figura 23. Representación periodograma de las dos regiones de la aurícula del modelo 20. En la parte superior se tiene el periodograma de la región de la frecuencia mayoritaria con el pico de frecuencia a 2.5 Hz y en la parte inferior se tiene el periodograma de la región de la frecuencia máxima con el pico en frecuencia en 5Hz.

### 5.1.2 Modelos auriculares en los cuales el rotor se encuentra de manera no uniforme en la aurícula.

Los otros casos que ocurren en la aurícula son aquellos en los cuales no hay una región delimitada para el rotor sino que se encuentra sin una localización fija en la aurícula. Para analizar estos casos el modelo que se ha estudiado en más detalle es el modelo 7. Como puede observarse en la Figura 24 la región del rotor no está delimitada sino que se encuentra en forma de 'islas' en la parte izquierda de la aurícula. La frecuencia máxima en la aurícula es de 7.5 Hz y la frecuencia mayoritaria es de 2.5 Hz. El porcentaje de nodos en la aurícula que están a la frecuencia máxima es de 6.6 % y se encuentran localizados en la aurícula izquierda.

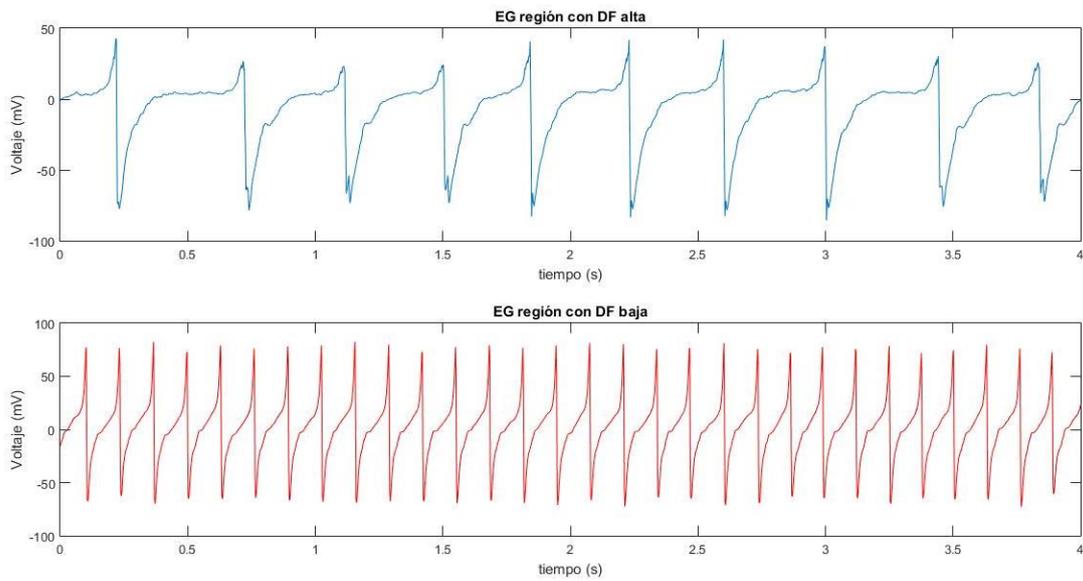


Figura 24. Representación del mapa de colores de las DF en la aurícula para el modelo 7. A la izquierda se tiene la representación del mapa de colores y a la derecha la barra de colores para poder relacionar los colores con las frecuencias en Hz.

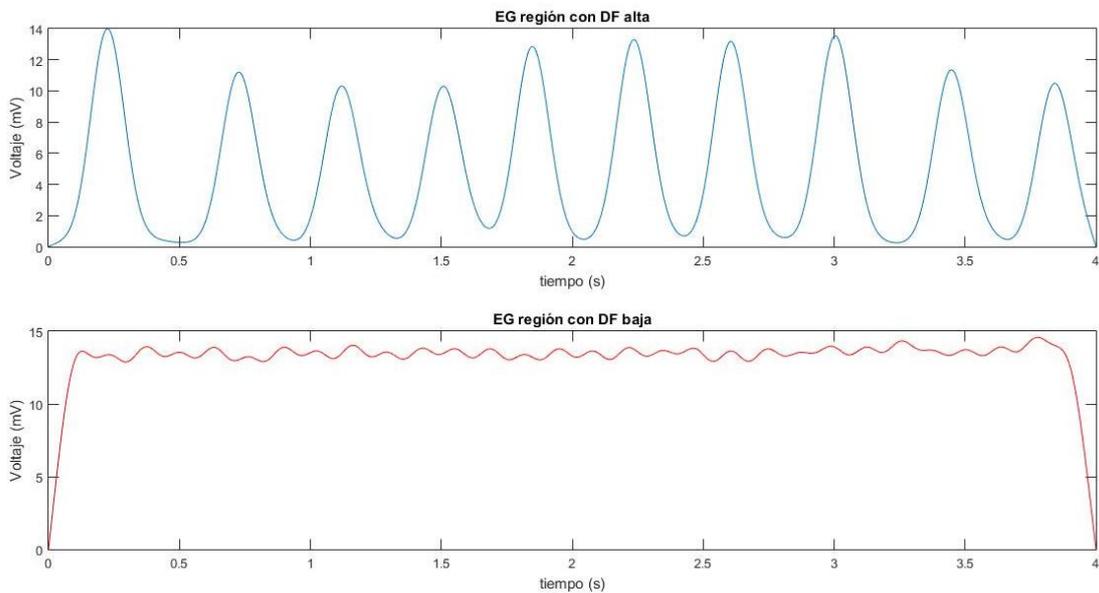
Del mismo modo que el caso anterior se han analizado las dos regiones de interés: región de frecuencia máxima y región de frecuencia mayoritaria en tiempo y frecuencia. En la Figura 25 se ha representado el EG, sin el procesamiento de la señal, de las dos regiones para poder ver de manera visual las diferencias de las señales en tiempo. Por otra parte, en la Figura 26 se ha representado el EG con el procesamiento de la señal para las dos áreas de estudio anteriormente citadas.

Como puede observarse en las Figura 25 y 26, los EG son claramente diferentes ya que en la región de la frecuencia mayoritaria el ritmo que lleva el EG es menor que en el área donde se sitúa el rotor.

## Evaluación de los registros del laplaciano del potencial en superficie para la determinación de las frecuencias más altas de activación durante fibrilación auricular

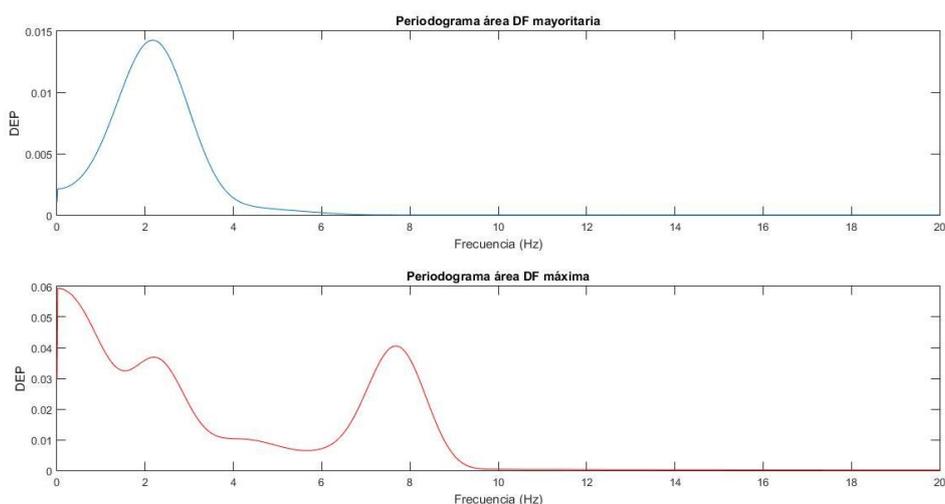


**Figura 25.** Representación EG en dos regiones diferentes de la aurícula del modelo 7 sin preprocesado de la señal. En la parte superior se tiene el EG de la región de la frecuencia mayoritaria y en la parte inferior el EG para la región con la frecuencia máxima.



**Figura 26.** Representación EG en dos regiones diferentes de la aurícula del modelo 7 con preprocesamiento de la señal. En la parte superior se tiene el EG de la región de la frecuencia mayoritaria y en la parte inferior el EG para la región con la frecuencia máxima.

En la Figura 27 se ha representado los periodogramas de las dos áreas para analizar las señales en frecuencia. La región con la frecuencia mayoritaria el pico de frecuencia se encuentra a 2.5 Hz, por otra parte, el pico de frecuencia del área donde está el rotor se encuentra a una frecuencia de 7.5 Hz.



**Figura 27. Representación periodogramas para la aurícula del modelo 7. En la parte superior se tiene el periodograma para la región de la frecuencia mayoritaria con el pico de frecuencia en 2.5 Hz y en la parte inferior se tiene el periodograma para la región de la frecuencia máxima con el pico en frecuencia a 7.5 Hz.**

En conclusión, se han estudiado los modelos auriculares con el fin de caracterizar la base de datos. La información obtenida en este apartado es de gran importancia para el proyecto ya que nos indica la localización, la extensión y el valor en frecuencia de los distintos rotors. Se puede determinar que la distribución de las DF en los modelos auriculares varía mucho de un modelo a otro. El valor de la media  $\pm$  desviación de las DF máximas es de  $6.0548 \pm 0.9377$ . En el caso de las DF mayoritarias el valor de media  $\pm$  desviación es de  $3.7000 \pm 0.9172$ .

Además, que la extensión de las DF es muy diferente para cada modelo pero en ningún caso el porcentaje de nodos pertenecientes al rotor es superior al 35%. La media de nodos pertenecientes al rotor en los modelos auriculares es de  $11.8070\% \pm 9.4164$  (media  $\pm$  desviación). Por último, se pueden diferenciar dos morfologías en la aurícula, la primera sería aquella en la cual el rotor se encuentra de manera uniforme en la aurícula y la segunda aquella que el rotor aparece de manera disperso, es decir, en forma de 'islas'.

Toda esta información ha sido utilizada en los diferentes apartados del proyecto para poder realizar correlaciones entre las DF en la aurícula y las DF registradas en el torso con electrodos ya sean de disco o concéntricos.

## 5.2 EFECTO DE ARMÓNICOS

El efecto de los armónicos se ha estudiado para determinar si afectan en la obtención de las DF en el torso. Se ha comprobado el efecto de estos armónicos en la simulación mediante los electrodos de disco, es decir, los convencionales hoy en día en la práctica clínica.

En la Figura 28, se muestra el **%Elec\_DFmax** que se detecta en el torso para cada uno de los modelos con presencia de armónicos y con la eliminación de estos para un umbral de  $\pm 0.25$  Hz. Como se puede comprobar el porcentaje de electrodos que detectan la frecuencia máxima es mayor en aquellos casos donde se han eliminado los armónicos. De 31 modelos con los que se ha trabajado en 13 modelos se obtiene un porcentaje de electrodos que detectan frecuencias máximas más alto cuando son eliminados los armónicos y solo en 9 el porcentaje es mayor cuando no son eliminados armónicos. En los 9 modelos restantes es indiferente eliminar o no armónicos ya que se obtiene el mismo porcentaje.

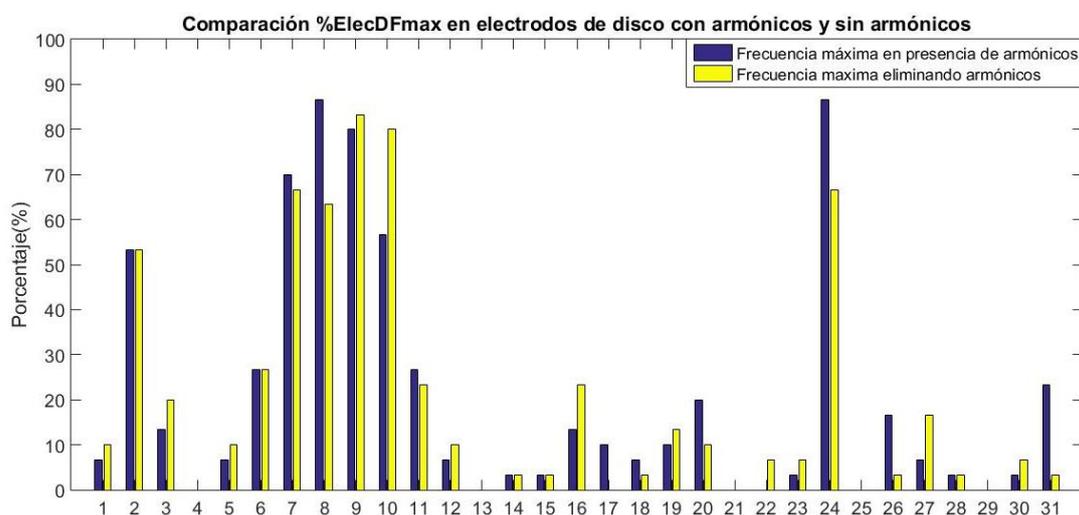


Figura 28. Comparación del **%Elec\_DFmax** con armónicos y sin armónicos utilizando electrodos de disco para un umbral de  $\pm 0.25$  Hz. En el eje horizontal se tienen los 31 modelos con los que se ha trabajado y en el eje vertical el **%Elec\_DFmax**

Para ver desde otro ángulo el efecto de la presencia o la ausencia de los armónicos se puede observar la Figura 29, en la cual se representa el **%Elec\_DFotrafrecuencia** registradas en el torso. Como se puede comprobar cuando se trabaja con armónicos el porcentaje de otras frecuencias en los diferentes modelos aumenta debido a que en el torso se registran frecuencias que no se corresponden con frecuencias de activación que están presentes en la aurícula sino que pueden ser son armónicos de las frecuencias de activación reales.

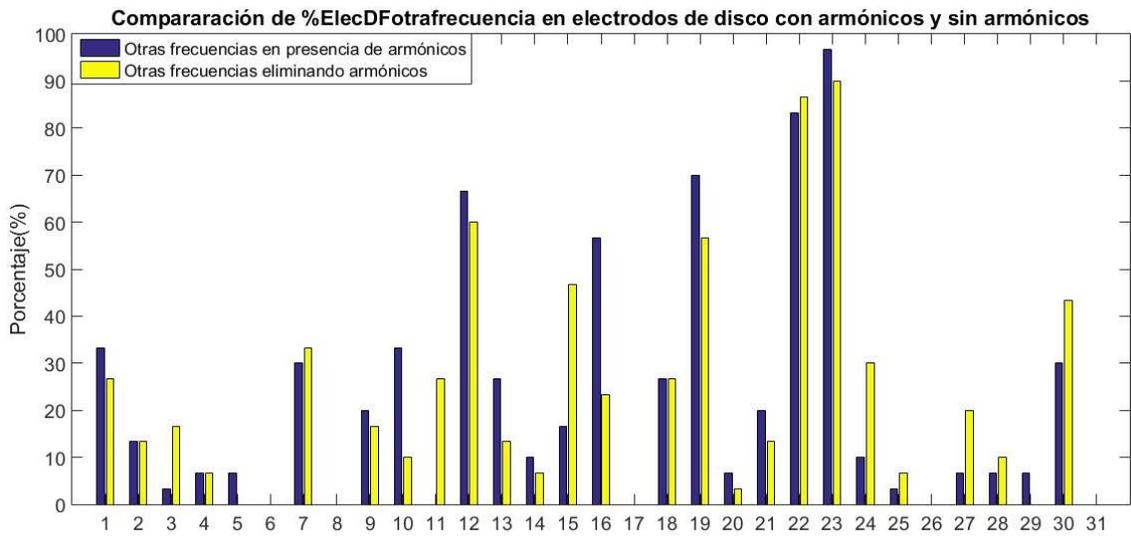


Figura 29. Comparación %Elec\_DFotrafrecuencia con armónicos y sin armónicos utilizando electrodos de disco para un umbral de  $\pm 0.25$  Hz. En el eje horizontal se tienen los 31 modelos con los que se ha trabajado y en el eje vertical el %Elec\_DFotrafrecuencia

Con el fin de ver los resultados que se acaban de mostrar con más detalle. En la Figura 30 se muestra un mapa de colores de las DF en la aurícula para el modelo 5. En la barra de colores se pueden apreciar los valores de las diferentes DF, además para este modelo la frecuencia máxima es de 5.7 Hz y la frecuencia mayoritaria es de 2.25 Hz. El porcentaje de nodos en la aurícula que detectan la frecuencia máxima es de 8.15% localizados en la aurícula derecha.

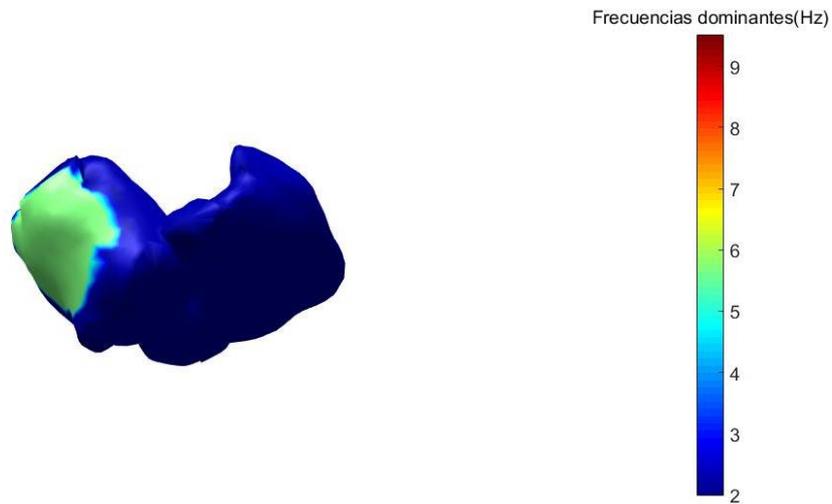


Figura 30. Representación del mapa de colores de las DF de la aurícula para el modelo 5. En la parte izquierda se tienen la representación del mapa de colores de las DF y a la derecha se tiene la barra de colores para realizar la relación entre frecuencias en Hz y colores.

En la Figura 31 se tiene la representación del mapa de colores de las diferentes DF en el torso en presencia de armónicos para el modelo con el cual se está trabajando. El rango de colores que ha sido utilizado en los mapas de colores en el torso y en la aurícula ha sido el mismo para la facilitar la comparación.

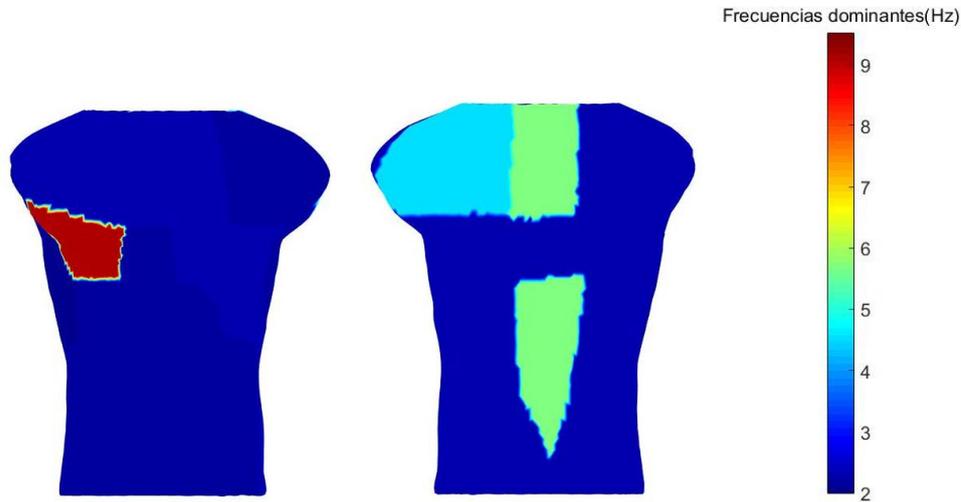


Figura 31. Mapa de colores de las DF en el torso en presencia de armónicos para el modelo 22. A la derecha se tiene el mapa de colores de la parte delantera del torso, en el medio si tiene la representación de las DF de la parte trasera del torso y por último a la izquierda si tiene la barra de colores que relaciona el color con la frecuencia.

De la misma manera que se ha representado el mapa de colores de las DF en el torso en presencia de armónicos, en la Figura 32 tenemos la representación de las DF en ausencia de dichos armónicos.

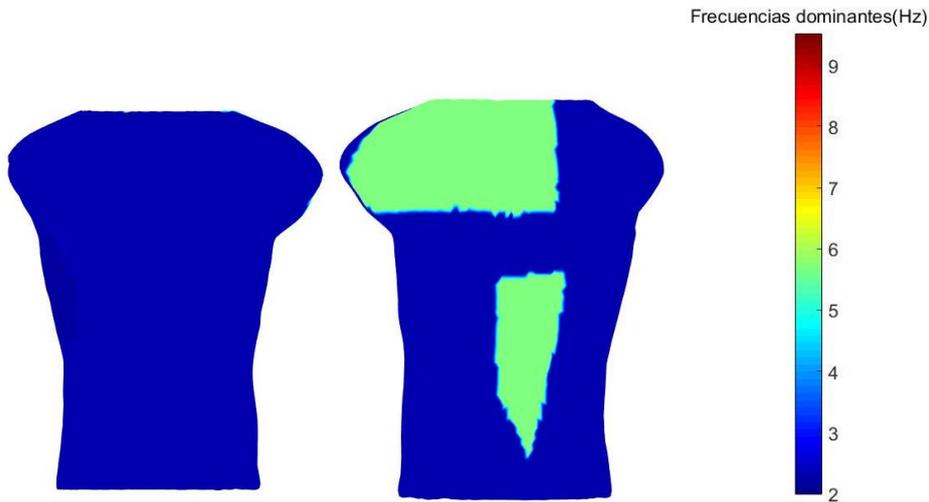
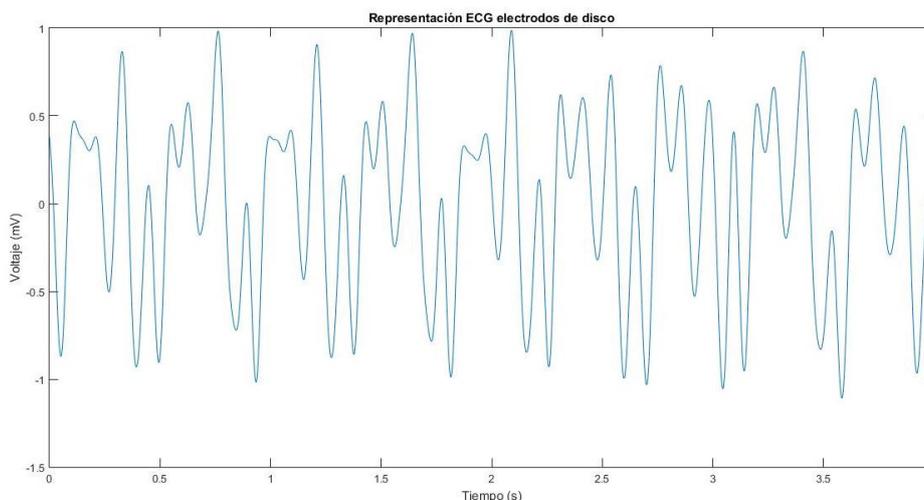


Figura 32. Mapa de colores para la representación de las DF en el torso una vez eliminados los armónicos para el modelo 22. A la izquierda tenemos la representación del torso por la parte delantera, en el centro tenemos la representación del torso por la parte trasera y por último tenemos la barra de colores para facilitar la comparación de colores con frecuencias.

De la Figura 31 se puede comprobar como aparece una frecuencia en la parte delantera del torso de 9 Hz que no se da en la aurícula. En la representación del torso cuando son eliminados armónicos ya no aparece dicha frecuencia como puede ser observado en la Figura 32. La frecuencia de 9 Hz detectada como DF en los periodogramas originales, se ha comprobado como en realidad era un armónico de la frecuencia fundamental de entorno de 2.25 (la mayoritaria en este caso) que se descarta con la eliminación de armónicos.

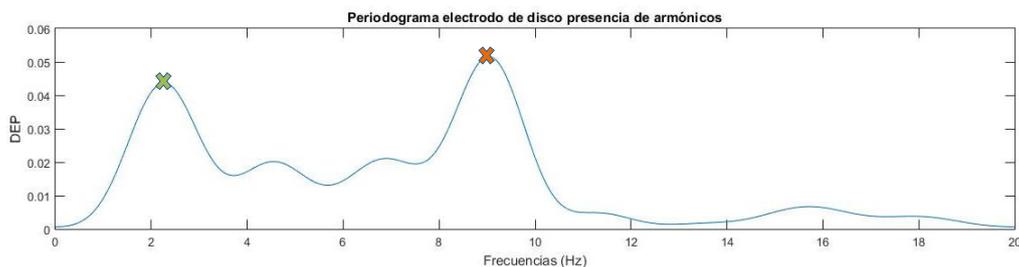
En el caso de no eliminación de armónicos los electrodos que detectan las frecuencias máximas de la aurícula son dos: E1 y E5. Sin embargo, el número de electrodos que detectan la frecuencia máxima en el ejemplo de eliminación de armónicos se eleva a tres: E1, E5 y E3.

A continuación, se va a mostrar un estudio que se ha realizado en más detalle para ver las diferencias entre utilizar o no la técnica de eliminación de armónicos para la obtención de las DF. La localización elegida para la realización de dicho análisis ha sido la posición A7, posición donde hay un armónico y que tras la eliminación de estos la DF pasa a convertirse en una frecuencia mayoritaria. Como se ha comentado en el capítulo de metodología la eliminación de armónicos se aplica después de la obtención de ECG, es decir, sobre la señal de ECG de cada electrodo. Por tanto, el ECG de la región A7 es idéntico trabajando con armónicos y sin armónicos. En la Figura 33 se puede observar el ECG en tiempo del área elegida.



**Figura 33. Representación de la señal de ECG para la región donde se coloca el electrodo V3 para el modelo 22. Registro de señal con electrodos de disco y un umbral de  $\pm 0.25\text{Hz}$ .**

Por otra parte, en la Figura 34 han sido representados el periodograma que se ha calculado para la misma región que el ECG, es decir, la localización A7. En la Figura 34 se pueden observar dos cruces marcadas. La cruz roja marcada en el pico de 9 Hz hace referencia al pico detectado como máximo, es decir, la DF cuando se trabaja con el método de la no eliminación de los armónicos. Sin embargo, si se trabajó con la eliminación de los armónicos el algoritmo implementado determina que la DF es el pico que está marcado con la cruz verde, es decir, a 2.25 H. Esto es debido a que la frecuencia fundamental es de 2.25 Hz y el pico a 9 Hz es un armónico de 4º orden ( $2.25\text{Hz} \cdot 4 = 9\text{Hz}$ ).



**Figura 34. Representación periodograma para la región del electrodo V3 del modelo 22. La cruz en rojo marca el pico detectado como máximo cuando se trabaja sin la eliminación de armónicos este pico se encuentra a 9Hz. Por otra parte, la cruz verde marca el pico detectado como máximo cuando se trabaja con la eliminación de armónicos, este pico está situado a 2.25 Hz.**

Por tanto, a la vista de los resultados de este apartado se puede concluir que la presencia de armónico hace que una cantidad de electrodos sean incapaces de detectar las DF reales de la aurícula en el torso. Esto es debido a los picos armónicos que aparecen en el periodograma que son detectados como frecuencia máxima cuando en realidad no lo son y, por tanto, alteran la detección de las frecuencias máximas en la superficie del torso. Para facilitar que las frecuencias que se detecten en el torso sean exactamente las de la aurícula se ha elegido trabajar en el proyecto con la eliminación de armónicos ya que garantiza la eliminación de picos a una frecuencia armónica de la que en realidad se está registrando. En la práctica clínica esto es de vital importancia ya que la presencia de armónicos puede alterar el diagnóstico realizado por el médico especialista, pueden ser captadas frecuencias armónicas en el torso que no estén sucediendo en la aurícula y determinar que un paciente sufre una FA cuando no está siendo así.

### 5.3 EFECTO DEL VALOR UMBRAL

Por otra parte, como ya se ha mencionado en el capítulo de metodología se ha trabajado con tres rangos diferentes de frecuencia a la hora de considerar si la frecuencia máxima del rotor en aurícula se detecta mediante la DF en torso, estos son:  $\pm 0.1$  Hz,  $\pm 0.25$  Hz y  $\pm 0.5$  Hz. A priori, cabe esperar que a medida que se aumente el rango %Elec\_DFmax también aumente. Lo más relevante de este apartado ha sido comprobar, en aquellos casos que las frecuencias máximas no eran detectadas con el rango bajo, si el aumentar ese rango permitía su detección en el torso.

En la Figura 35, se representa el %Elec\_DFmax que detectan los electrodos de disco eliminando los armónicos en el torso para cada uno de los 31 modelos, además cada una de las barras de colores representa los tres rangos diferentes que se han utilizado. En primer lugar, en 17 de los 31 modelos la variación del umbral no ha supuesto cambio alguno en los porcentajes obtenidos. De ellos, en 6 a pesar de ir aumentando el rango el porcentaje sigue siendo cero. Esto quiere decir, que en esos modelos de FA los electrodos de disco son incapaces de detectar en el torso las frecuencias máximas.

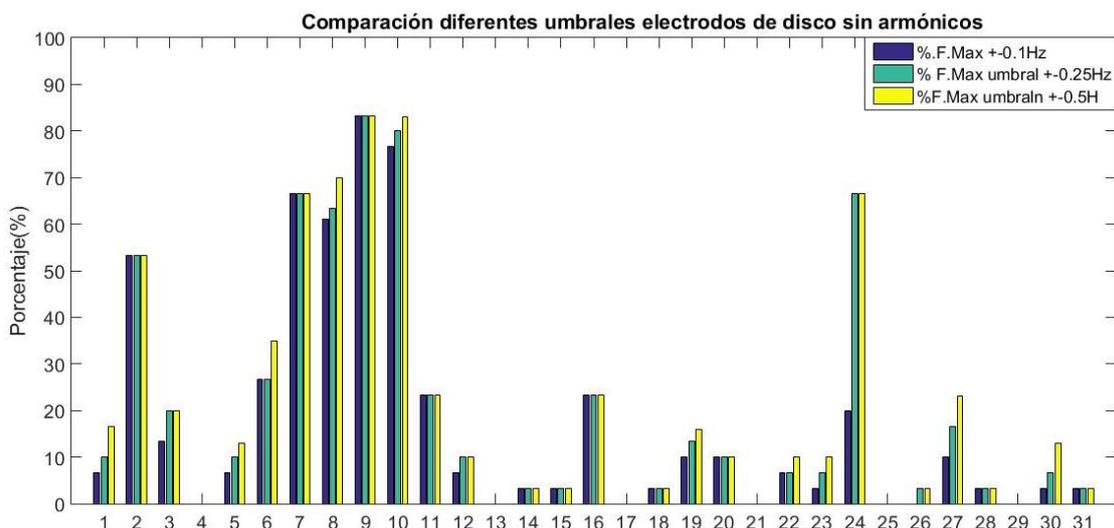


Figura 35. Representación %Elec\_DFmax con diferentes rangos para todos los modelos del estudio registrada la señal con electrodos de disco. En el eje horizontal se representan los 31 modelos con los que se ha trabajado y en el eje vertical el %Elec\_DFmax.

De los 31 modelos analizados, en 14 se obtiene algún aumento en los porcentajes de electrodos que detectan la frecuencia máxima en la aurícula cuando se emplean umbrales superiores a  $\pm 0.1$  Hz. Pero sólo en un caso (modelo 26) ha supuesto un cambio de no poder a sí poder detectar la frecuencia máxima en superficie y para ello basta emplear el umbral de  $\pm 0.25$  Hz. Teniendo esto en cuenta, y que en tan solo 11 de los 31 modelos los porcentajes con  $\pm 0.5$  Hz son más elevados que con  $\pm 0.25$  Hz, este último ha sido elegido para la comparativa entre electrodos de disco y electrodos concéntricos en la obtención de las frecuencias máximas en la superficie del torso.

#### 5.4 ELECTRODOS DE DISCO VS ELECTRODOS CONCÉNTRICOS.

Por último, se han comparado los electrodos de disco y los electrodos concéntricos. La comparación se ha realizado eliminando los armónicos debido a que como se ha visto en el apartado 5.2 se obtienen mejores resultados en la obtención de las DF máximas. Por otra parte, el umbral elegido para la comparación ha sido de 0.25 Hz en el apartado 5.3 se ha determinado que era un umbral óptimo para la obtención de las frecuencias máximas en la superficie corporal.

Como en los casos anteriores lo primero que se ha determinado ha sido el **%Elec\_DFmax** que se detectan para los 36 modelos con los dos tipos de electrodos, esto puede observarse en la Figura 36.

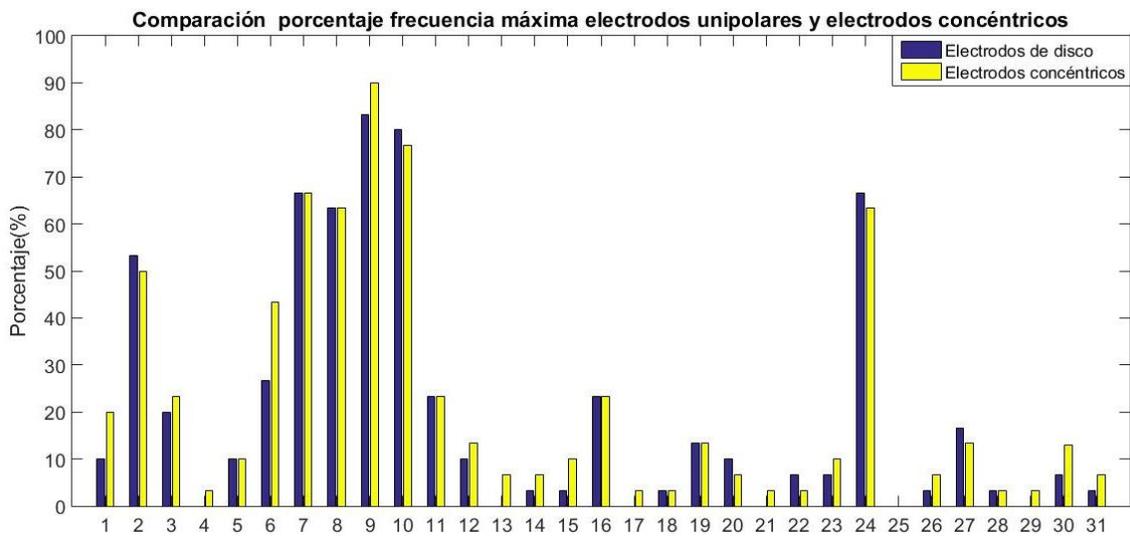


Figura 36. Comparación del valor de **%Elec\_DFmax** entre electrodos de disco y electrodos concéntricos. Para la obtención de **%Elec\_DFmax** se ha trabajado eliminando armónicos y con un umbral de  $\pm 0.25$  Hz. En el eje horizontal se muestran los 31 modelos del trabajo y en el vertical el **%Elec\_DFmax**.

Si comparamos la Figura 19 (representación del porcentaje de nodos en la aurícula que están a la DF del rotor) y la Figura 36 (**%Elec\_DFmax** para electrodos de disco y concéntricos) se pueden realizar una serie de conclusiones. Los modelos 2, 7, 8, 9, 10 y 24 en los cuales se obtiene un **%Elec\_DFmax** para los dos tipos de electrodos superior al 50% son modelos los que la extensión del rotor está por encima de 20% a excepción del modelo 7.

Por otra parte, los modelos 4, 13, 14, 17, 18, 21, 22, 26, 28, 29 y 31 que tienen un **%Elec\_DFmax** para los dos tipos de electrodos inferior al 10%, en los modelos auriculares la extensión del rotor es inferior al 10% a excepción de los modelos 17 y 18 que el porcentaje de nodos en la aurícula a la frecuencia del rotor es inferior al 15%.

Con esto se puede determinar que extensión del rotor en la aurícula mayor número de electrodos que detectan la frecuencia interna del rotor en la superficie corporal. Por lo contrario, a menor extensión del rotor en la aurícula menor número de electrodos que detectan la frecuencia máxima interna en la superficie del torso. Estos resultados son debidos a una mejor resolución espacial en los electrodos concéntricos, al tener una mejor resolución espacial se pueden detectar con una mejor precisión las frecuencias a las que están girando los rotores en los episodios de FA.

Además, los modelos en los cuales los electrodos de disco no son capaces de detectar en ningún electrodo la frecuencia interna del rotor (4, 13, 17, 21, 25 y 29) son modelos en que la extensión del rotor es menor al 15% de la aurícula. Por tanto, se puede determinar que los electrodos concéntricos debido a su configuración proporcionan mejores resultados con respecto a los de disco cuando la extensión del rotor es más pequeña. Ya que en los modelos anteriormente citados los electrodos concéntricos sí que son capaces de detectar en la superficie las frecuencias internas del rotor, a excepción del modelo 25. En la Figura 37 se ha representado la información que se acaba de mencionar, como se puede apreciar el porcentaje de modelos que detectan las frecuencias máximas es mayor en el caso de utilizar electrodos concéntricos. Asimismo, en el caso de la simulación de electrodos concéntricos el porcentaje de la no detección de frecuencias máximas es de un 3% porcentaje que hace referencia al modelo 25 que ni los electrodos de disco ni los electrodos concéntricos son capaces de captar la frecuencia máxima.

En la Figura 36, se puede ver como de 31 modelos con los que se ha trabajado en 16 de ellos es mayor el **%Elec\_DFmax** al utilizar electrodos concéntricos. Esto puede observarse de manera más clara en la Figura 38, en la cual se ha representado el porcentaje de número de modelos en los que el porcentaje que detecta la DF es mayor para los electrodos de disco o concéntricos. De esta Figura 38, se puede comprobar que en el 48% de los modelos la detección del **%Elec\_DFmax** es mayor en los electrodos concéntricos.

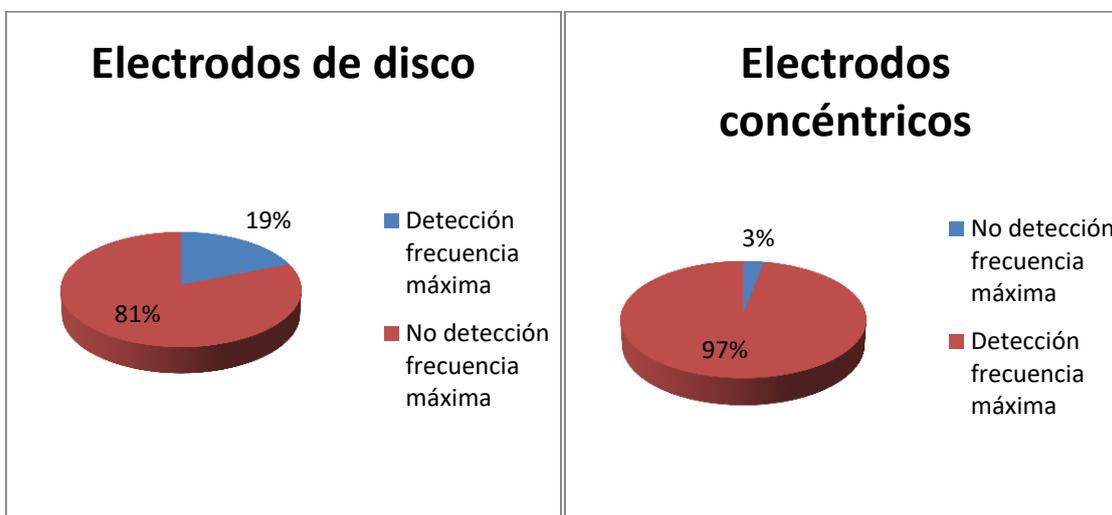


Figura 37. Gráficos para la determinación de los porcentajes de detección de frecuencia máxima y no detección de frecuencia máxima por los electrodos. A la izquierda se muestran los porcentajes para los electrodos de disco y a la derecha se muestran los porcentajes pero en este caso para los electrodos concéntricos.

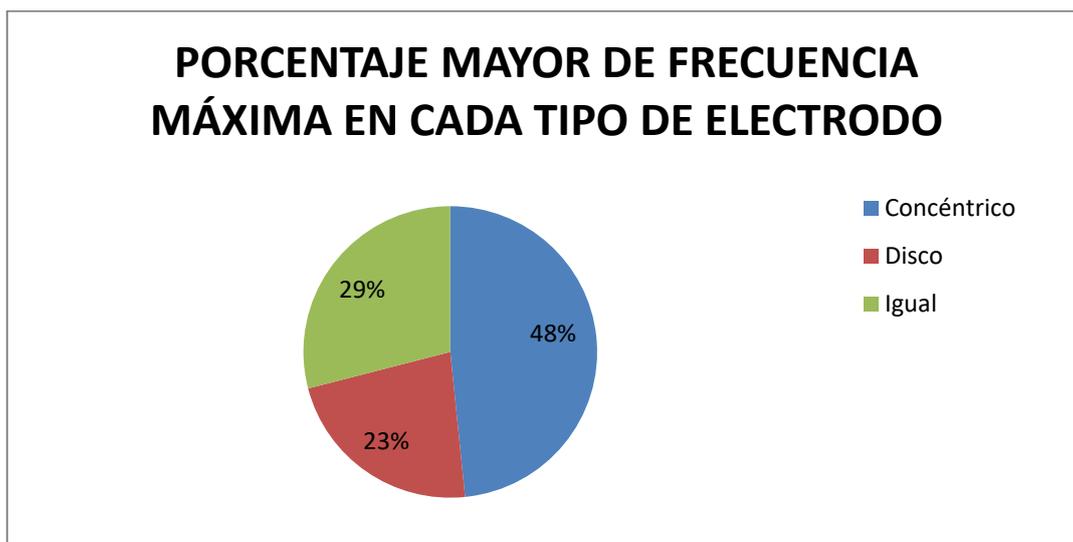


Figura 38. Representación del porcentaje de número de modelos en los que el porcentaje de electrodos que detecta la DF es mayor para el caso de electrodos de disco o electrodos concéntricos.

Destacar que se ha realizado un análisis estadístico de Wilcoxon para determinar si las diferencias entre los porcentajes de electrodos que detectaban las frecuencias máximas de los rotores internos con electrodos de disco y concéntricos de los 31 modelos eran estadísticamente significativas. Se realizó un test de Wilcoxon ya que previamente se había comprobado que las variables a estudiar (%Elec\_DFmax electrodos de disco y %Elec\_DFmax electrodos concéntricos) eran normales mediante un test de normalidad jbttest.

Del análisis estadístico de Wilcoxon se ha obtenido un p valor de 0.4029 que indica que dichas diferencias no son estadísticamente significativas.

Para visualizar la comparación entre electrodos concéntricos y electrodos de disco con más detalle se han seleccionado modelos representativos para ver las diferencias entre los diferentes comportamientos que presentan los modelos. Los 4 comportamientos que se analizan en más detalle son:

- Detección de las frecuencias máximas en electrodos concéntricos pero no en electrodos de disco. Comportamiento que ocurre en 5 de los modelos.
- Detección de frecuencias máximas en ambos tipos de electrodos pero mayor %Elec\_DFmax en electrodos concéntricos. Comportamiento que sucede en 11 modelos.
- Detección de frecuencias máximas en ambos tipos de electrodos pero la proporción de %Elec\_DFmax mayor en electrodos de disco. Este comportamiento ocurre en 6 modelos.
- Detección de frecuencia máxima en ambos tipos de electrodos y mismo %Elec\_DFmax detectado. Comportamiento que ocurre en 8 modelos.

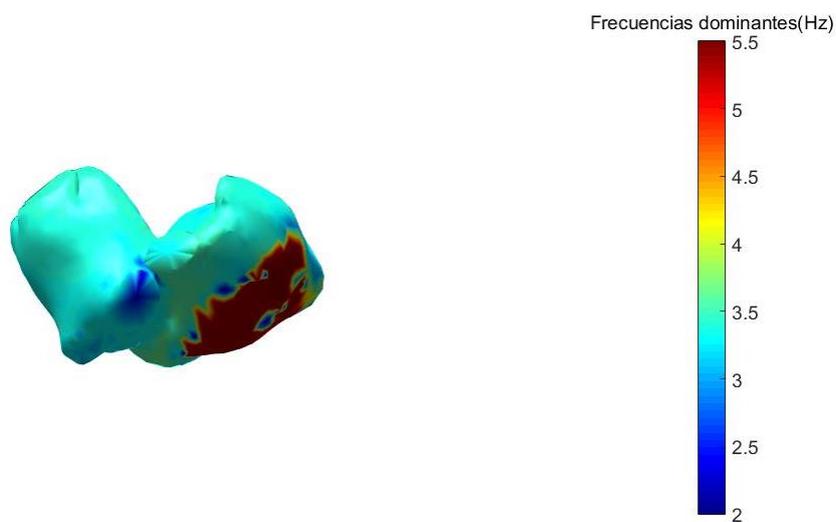
Además de los casos que acaban de ser mencionados, hay otros casos que suceden en los modelos pero en menor proporción. Estos casos no se han estudiado en detalle ya que ocurrían solo en un modelo y por tanto no se podían generalizar, estos casos son:

- No detección de frecuencias máximas en ninguno de los dos tipos de electrodos.
- Detección de frecuencias máximas en los electrodos de disco pero no en los electrodos concéntricos.

#### 5.4.1 Detección de las frecuencias máximas en electrodos concéntricos pero no en electrodos de disco.

El primero de los casos que se ha estudiado con más detalle ha sido la detección de las frecuencias máximas solo con los electrodos concéntricos. Son varios los modelos que podrían haber sido seleccionados para dicho apartado, ya que como puede verse en la Figura 36 hay 5 casos donde sucede dicho comportamiento. El modelo que ha sido seleccionado ha sido el modelo 13.

Para ver las diferencias entre electrodos concéntricos y de disco en la detección de las frecuencias máximas se han realizado una serie de representaciones. La primera representación para este caso de estudio ha sido la representación de la aurícula para el modelo 13, en la Figura 39 puede verse las regiones donde se encuentran los rotores de la FA además de los valores en Hz que tiene dicha región. La frecuencia máxima en la aurícula es de 5.4 Hz y la frecuencia mayoritaria es de 3.5 Hz. El porcentaje de nodos de la aurícula que está a la frecuencia máxima es de 9.76%, es decir, un porcentaje pequeño de nodos en la aurícula tienen la frecuencia máxima y esta región está situada en la parte izquierda de la aurícula.



**Figura 39. Representación mapa de colores para las DF en la aurícula para el modelo 13. A la derecha se muestra una barra de colores para poder determinar los valores de las DF en Hz de la aurícula.**

Respecto a lo registrado en el torso, como puede observarse en la Figura 40, en el caso de la utilización de electrodos concéntricos para el modelo 13 el porcentaje de nodos del torso que detectan las frecuencias dominantes es de 7.45% mientras que es de 0 para los electrodos de disco, es decir, ningún electrodo del torso detecta la frecuencia dominante en la aurícula mediante electrodos convencionales.

La distribución de las DF en el torso para electrodos de disco y electrodos concéntricos puede verse en la Figura 42, en la cual se ha representado un box and whiskers de las frecuencias

registradas en la superficie corporal. Del diagrama de Box and whisker puede verse como en el caso de los electrodos de disco no aparece ningún dato 'anómalo'. Por lo contrario, en los electrodos concéntricos sí que vemos que aparecen datos 'anómalos' que hacen referencia a las frecuencias máximas que se registran en el torso. Aparecen en el box and plot como datos 'anómalos' debido a que difieren del cuartil más próximo en más de 1.5 veces el intervalo intercuartílico. De la Figura 42 también puede determinarse que la frecuencia mayoritaria registrada con ambos electrodos es de 3.5Hz.

Para ver esto en más detalle, se han representado los mapas de colores de las DF en el torso para los electrodos de disco y electrodos concéntricos. La representación para del registro de las DF para los electrodos de disco puede verse en la Figura 40, por otra parte, en la Figura 41 se puede ver el mapa de colores de las DF cuando el registro de las frecuencias se hace mediante electrodos concéntricos.

De las Figuras 40 y 41 puede determinarse que cuando se utilizan en la simulación electrodos concéntricos se detectan las frecuencias máximas de la aurícula en el torso, en cambio, si se simulan electrodos de disco para el registro de señal no se detectan en el torso las frecuencias máximas de la aurícula y por tanto no se detectaría la FA en la superficie. Por otra parte, de la Figura 41, se puede visualizar las regiones del torso en las cuales se detectan dichas frecuencias máximas, son dos regiones donde se detectan dichas frecuencias y se encuentran localizadas en la parte superior de la parte delantera del torso. Los electrodos que detectan dichas frecuencias máximas son los colocados en las posiciones A1 y A3.

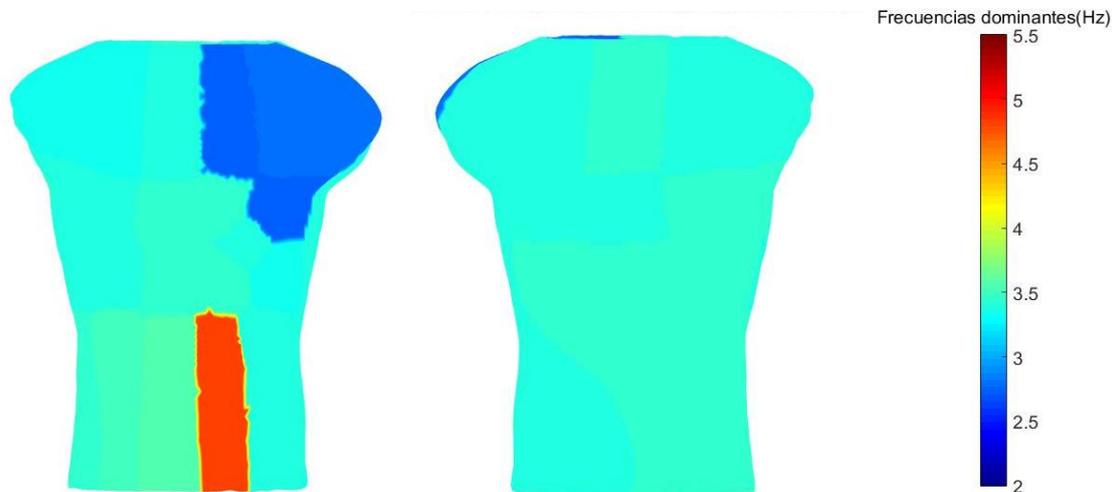


Figura 40. Representación mapa de colores para las DF en el torso registradas mediante electrodos de disco para el modelo 13. A la derecha se tiene la parte delantera del torso, en el medio la parte trasera del torso y por último se tiene la barra de colores necesaria para conocer la relación entre frecuencias y colores.

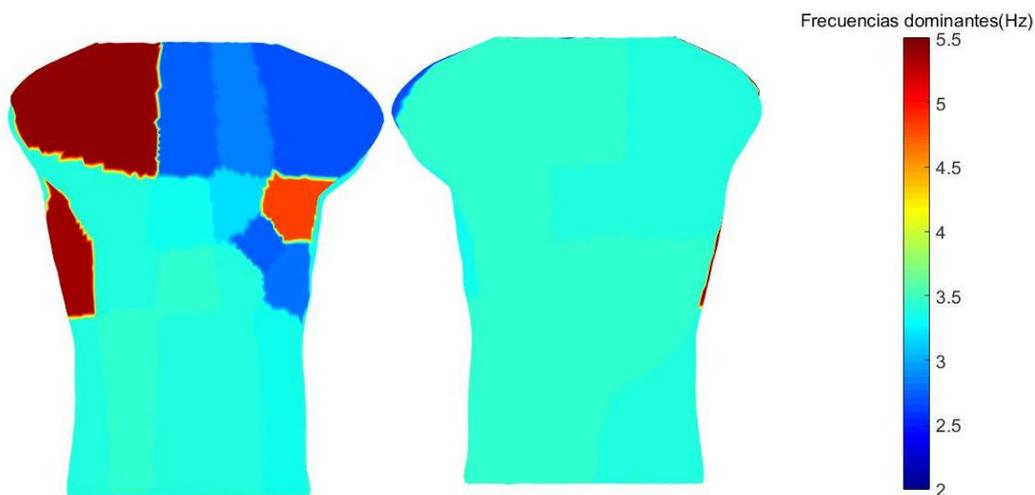


Figura 41. Representación del mapa de colores de las DF en el torso mediante electrodos concéntricos para el modelo 13. En la parte izquierda puede visualizarse la parte delantera del torso, en el medio la parte trasera del torso y a la derecha la barra de colores que sirve para relación entre frecuencias y colores

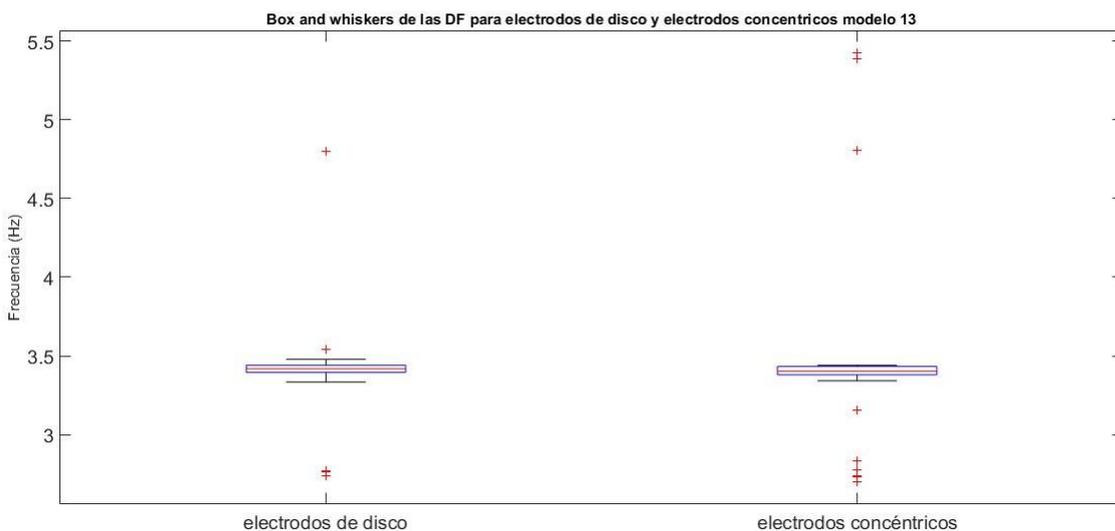
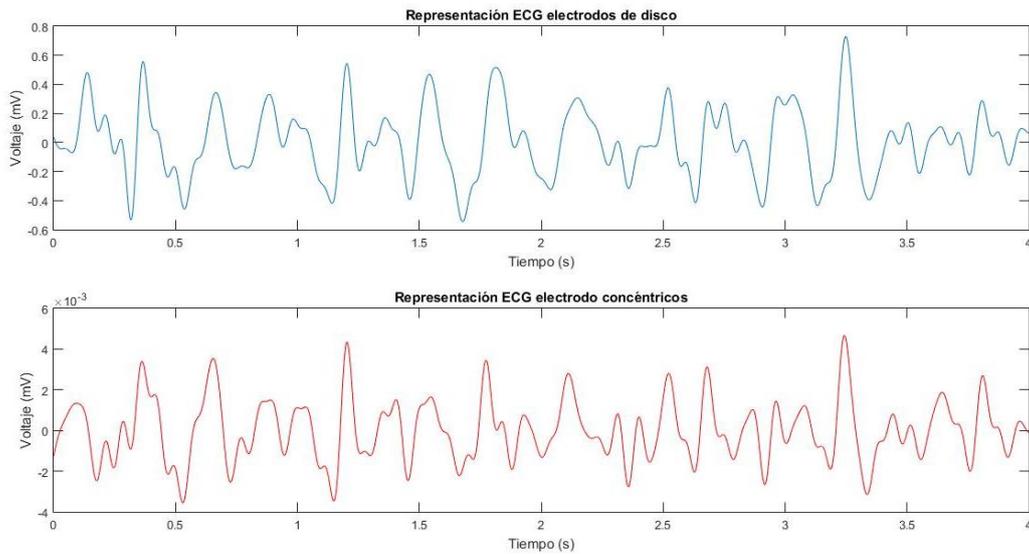


Figura 42. Representación box and whiskers de las DF para electrodos de disco y electrodos concéntricos

Como se ha hecho con anterioridad en los diferentes subapartados, se ha representado para las regiones con las DF más altas, extractos de los ECG y los periodogramas. De esta manera es posible ver las diferencias entre el registro con un tipo de electrodos o con otro.

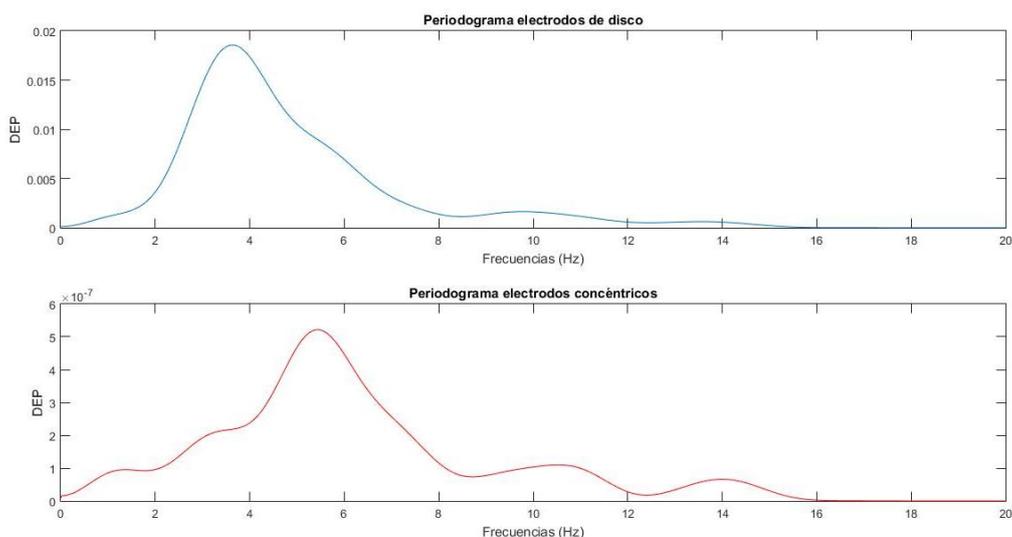
En la Figura 43, se ha representado los ECG para los electrodos de ambos tipos en la región donde está colocado el electrodo A1. Como se ha comentado con anterioridad se ha elegido dicha región debido a que se obtienen frecuencias máximas en el torso en el caso de utilizar electrodos concéntricos. En la Figura 43 se puede observar como los electrodos concéntricos registran una mayor actividad eléctrica del corazón, ya que el número de latidos registrados es mayor. En cambio cuando son utilizados los electrodos de disco se registra una menor actividad cardiaca.

## Evaluación de los registros del laplaciano del potencial en superficie para la determinación de las frecuencias más altas de activación durante fibrilación auricular



**Figura 43. Representación ECG para electrodos de disco y concéntricos en la región donde está colocado el electrodo A1 con procesamiento de la señal. En la parte de arriba se ha representado el ECG cuando es registrado con electrodos de disco y en la parte inferior se tiene el ECG cuando es registrado con electrodos concéntricos.**

Los periodogramas de los electrodos de disco y concéntricos se pueden ver en la Figura 44. Del mismo modo que en la representación de los ECG de la Figura 43, la posición que se ha evaluado ha sido la A1. De la Figura 44, se ha obtenido que la DF para los electrodos de disco en esa región es de 3.6 Hz. Por otra parte en el periodograma de la señal de esa misma región, pero captada con los electrodos concéntricos, si bien se observa un pico en esos 3.6Hz, se observa un pico de mayor energía a una frecuencia de 5.3 Hz.



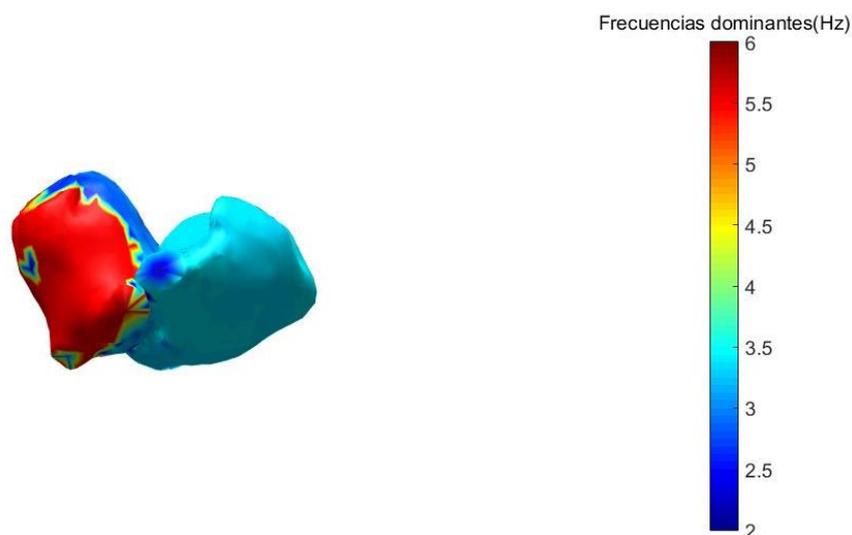
**Figura 44. Representación periodogramas con los dos tipos de electrodos: disco y concéntrico. En la parte de arriba se ha representado el periodograma cuando la señal es registrada con electrodos de disco, el pico se encuentra localizado en 3.6 Hz, y en la parte de abajo se encuentra el periodograma cuando son utilizados electrodos concéntricos localizándose el pico de frecuencia a 5.3 Hz. Ambos periodogramas pertenecen a la región A1.**

De este apartado se ha podido concluir que en un número determinado de modelos, 5, los electrodos de disco son incapaces de detectar la frecuencia máxima en la superficie corporal, estos 5 modelos se caracterizan por tener una extensión del rotor menor al 15% de la aurícula. En la práctica clínica esto significaría que el médico especialista sería incapaz de diagnosticar en un paciente FA cuando realmente estaría sucediendo. Gracias a los electrodos concéntricos esto sería solucionado ya que en todos los modelos, a excepción del modelo 25, son detectadas las frecuencias máximas que están sucediendo en la aurícula. Por tanto, se ha comprobado que los electrodos concéntricos pueden detectar las frecuencias internas del rotor aunque la extensión de rotor sea menor del 5% de la aurícula debido a la menor presencia del campo lejano.

Por otra parte, en la Figura 41 en la cual se han representado los ECG para los electrodos de disco y electrodos concéntricos del área citada anteriormente se puede comprobar como la amplitud de la señal de ECG es mucho menos para los electrodos concéntricos. Esto es debido a que en los electrodos concéntricos la distancia entre los polos de registro de la señal (anillo central y anillo periférico) es mucho menor que la distancia que hay entre los polos de registro en los electrodos de disco (electrodo de disco y electrodo del CTW). Un artículo publicado por (Ye, Alberola, Prats, Perales, Desantes, & Garcia, 2015) sobre señales uterinas determinó que la utilización de electrodos concéntricos disminuye de 5-7 veces la amplitud de las señales de electrohisterograma con respecto al registro con electrodos convencionales.

### 5.5.2 Detección de frecuencias máximas en ambos tipos de electrodos pero mayor %elec\_dfmax en concéntricos.

A continuación, se ha pasado a estudiar otro de los casos de estudio comentados anteriormente. El caso que se ha querido estudiar con más detalle en este apartado es aquel en el cual con ambos tipos de electrodos son detectadas las frecuencias máximas pero el porcentaje de electrodos en esta se detecta es mayor en los electrodos concéntricos, esto sucede en 11 de los 31 modelos. Para este caso el modelo que va a ser estudiado en más detalle ha sido el modelo 3. El modo de empleo utilizado ha sido el mismo que en el apartado anterior. En la Figura 45, se tiene la representación de la aurícula del modelo 3 para de esta manera conocer el valor de las frecuencias máximas, su localización y extensión. El valor de la frecuencia máxima para la aurícula es de 5.5 Hz y el valor de la frecuencia mayoritaria para este modelo es de 3.3 Hz. El porcentaje de nodos en la aurícula que tienen el valor de la frecuencia máxima es de 22.65% y la región donde están localizados dichos electrodos es en la parte derecha de la aurícula.



**Figura 45.** Representación mapa de colores de las DF en la aurícula para el modelo 3. A la izquierda se tiene la representación de la aurícula y a la derecha se muestra la barra de colores con la relación DF y colores.

Asimismo, se ha representado los mapas de colores del torso para el modelo 3. Las representaciones de los mapas de colores para el torso con electrodos de disco y concéntricos puede verse en las Figuras 46 y 47 respectivamente, de estas figuras se determina que cuando son utilizados electrodos concéntricos para el registro en el torso del ECG son registradas en la superficie más frecuencias máximas. Es decir, en más regiones del torso se detectan las frecuencias máximas de la aurícula. En este caso de estudio con ambos tipos de electrodos son detectadas frecuencias máximas pero, lo que varía el número de electrodos que determinan las frecuencias máximas. En este modelo, se aprecia que las frecuencias máximas en el torso son registradas en una gran área de la parte trasera. Los electrodos en los cuales se detecta la frecuencia máxima son E1, E3, E5, E7 y E9 para los electrodos de disco. Para los electrodos concéntricos son los mismos más la localización D7. Para el caso de electrodos de disco el

porcentaje de nodos que detectan la frecuencia máxima es de 20.33% y el para el caso de electrodos concéntricos el porcentaje de nodos que detectan la frecuencia máxima es de 25.60%.

La distribución de las DF en el torso se ha representado mediante un box and whiskers en la Figura 48, en la cual se puede observar como la distribución de las DF para los electrodos concéntricos es mucho más dispersa que en los electrodos de disco. Esto hace que las frecuencias máximas detectadas en los electrodos de disco aparezcan como puntos 'anómalos'.

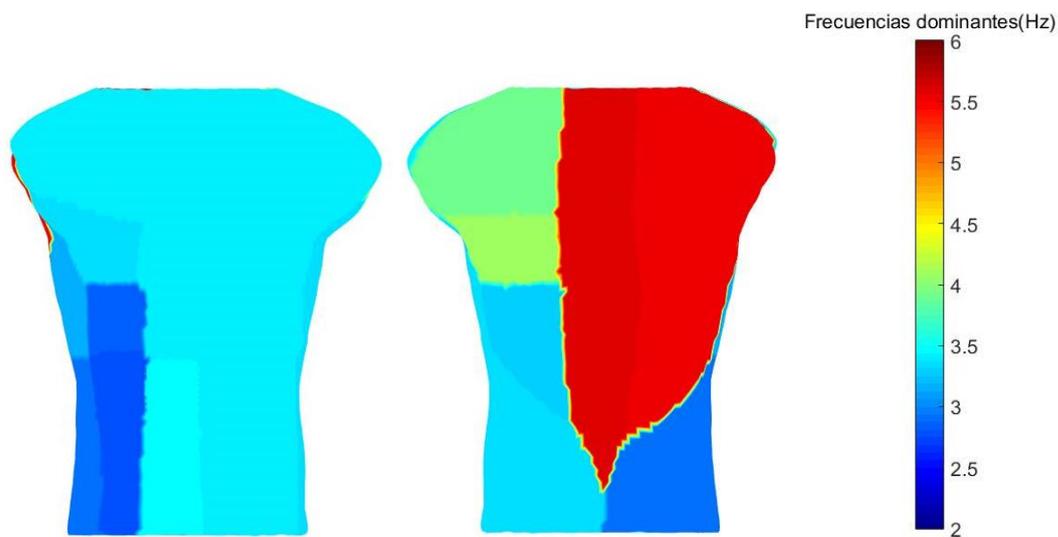


Figura 46. Representación mapa de colores de las DF en el torso registrando la señal mediante electrodos de disco para el modelo3. A la izquierda se tiene la representación de la parte delantera del torso, en el medio la representación de la parte trasera del torso y a la derecha se tiene la barra de colores de las DF en Hz.

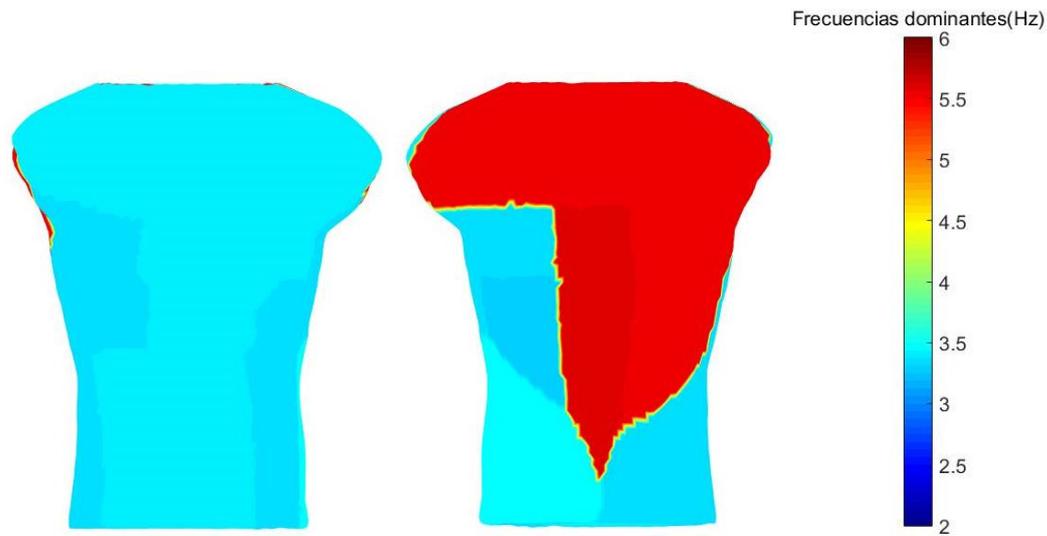


Figura 47. Representación mapa de colores de las DF en el torso registrada la señal con electrodos concéntricos para el modelo 3. En la parte izquierda se tiene la representación del torso por la parte delantera, en el medio se tiene la representación de la señal por la parte trasera y por último se tiene la barra de colores con la relación frecuencias y colores.

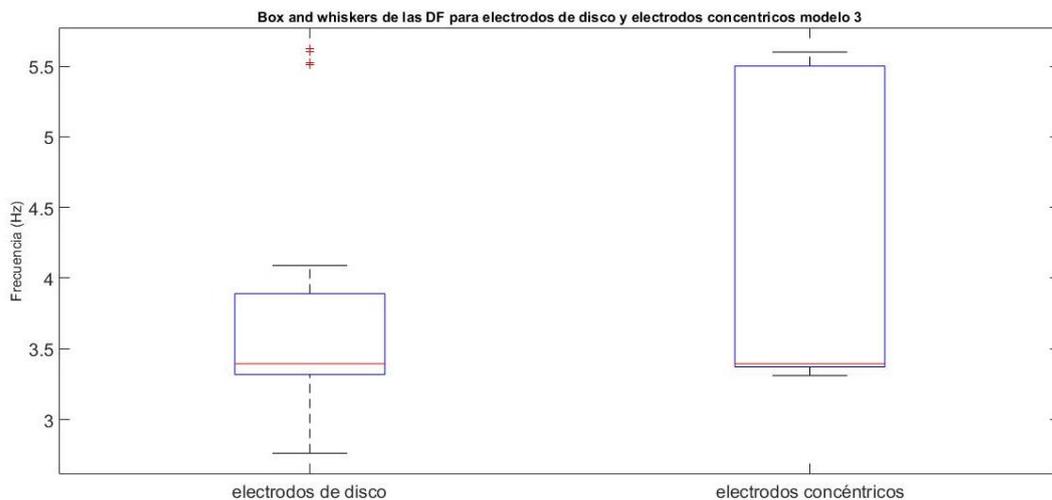


Figura 48. Representación box and whiskers de las DF en el torso para electrodos de disco y electrodos concéntricos.

Además, se ha representado el ECG en tiempo y el periodograma de las regiones donde se tienen las frecuencias máximas. En las Figuras 49 y 50 podemos ver la comparación del ECG y periodograma para los dos tipos de electrodos. La región elegida para representar el ECG y periodograma es la zona donde está colocado el electrodo E5.

En la Figura 49, al comparar los dos ECG de los diferentes tipos de electrodos utilizados no se aprecian diferencias grandes ya que la región que se ha elegido comparte las DF. La forma y los picos de los dos ECG son casi idénticos.

En la Figura 50, al comparar los periodogramas de los dos tipos de ECG se observa que los picos están casi alineados. El pico principal para el periodograma con electrodos de disco está

situado a una frecuencia de 6.2 Hz y el pico principal en el caso de los electrodos concéntricos está situado en los 6.3 Hz. Es decir, en ambas regiones del torso los dos tipos de electrodos captan valores muy cercanos a la frecuencia máxima de la aurícula (6.6 Hz).

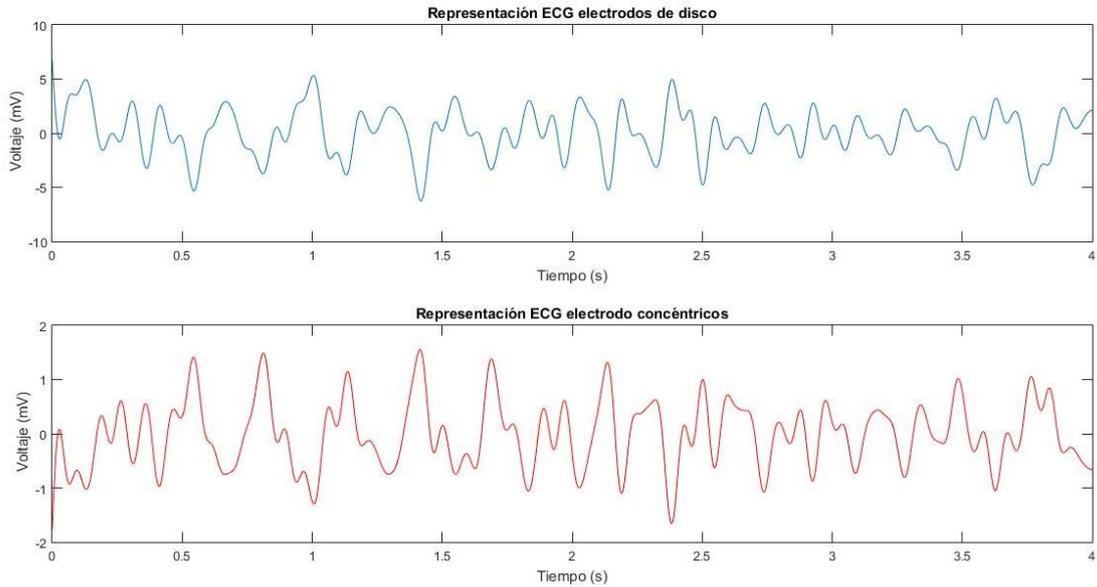


Figura 49. Representación de ECG para los dos tipos de electrodos en la región donde es colocado el electrodo E5 con procesamiento de la señal para el modelo 3. En la parte superior se tiene el ECG cuando la señal es registrada por electrodos de disco, en la parte inferior se ha representado el ECG cuando la señal es registrada con electrodos concéntricos.

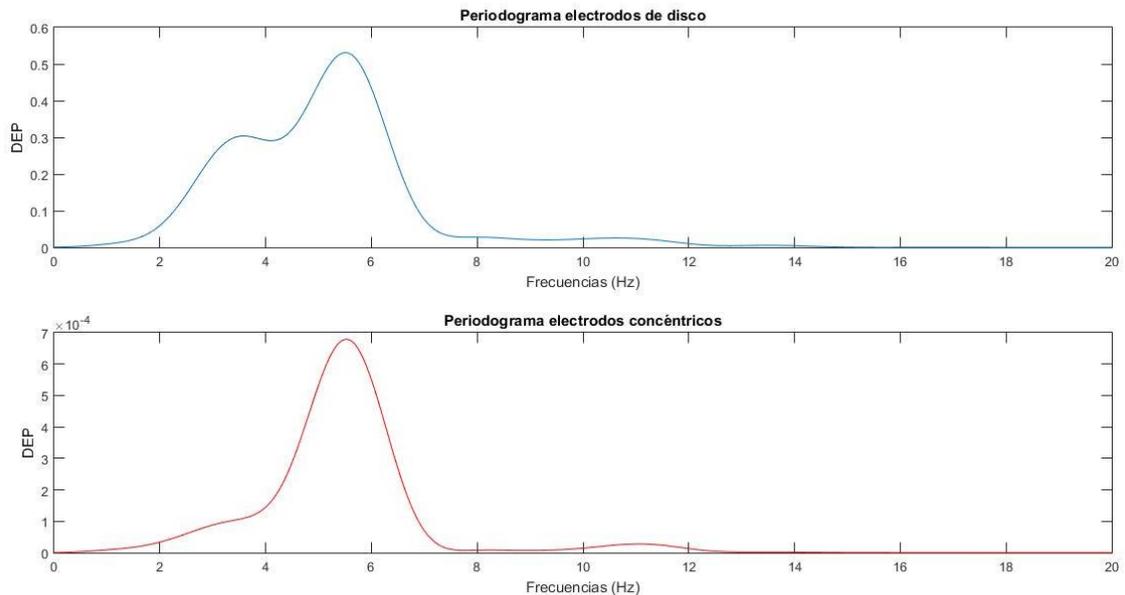


Figura 50. Representación periodogramas para electrodos de disco y concéntricos registrado en la misma región del torso. En la parte superior se encuentra el periodograma cuando son utilizados para el registro electrodos de disco, el pico se encuentra a 5.5 Hz, y en la parte inferior se tiene el periodograma cuando son utilizados electrodos concéntricos siendo localizado el pico máxima en 5.5 Hz.

En este apartado se ha podido determinar que en la gran mayoría de los casos, exactamente en el 48 % de los modelos el **%Elec\_DFmax** es mayor para los electrodos concéntricos. Esto quiere decir, que aunque los electrodos de disco también sean capaces de captar las frecuencias máximas de la aurícula lo hacen en un número inferior de electrodos. Esto es debido a la mejora en la resolución espacial que presentan los electrodos concéntricos con respecto a los electrodos de disco. Los electrodos concéntricos debido a su configuración son más sensibles a registrar con más precisión lo que sucede bajo de ellos, por eso, la detección mediante electrodos concéntricos proporciona en la gran mayoría de los casos un porcentaje para para **%Elec\_DFmax**.

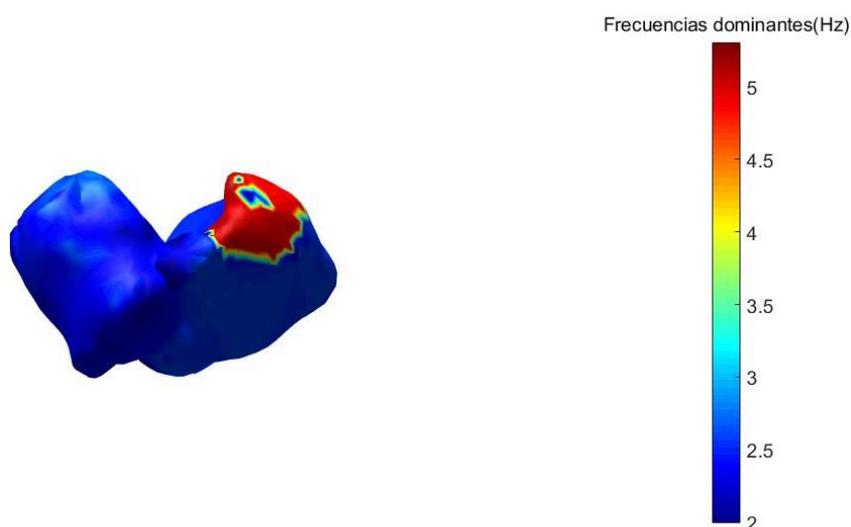
Son numerosos los autores que están realizando investigaciones para la comparación de electrodos de disco y concéntricos en diferentes áreas médicas. Un trabajo realizado por (Besio et al., 2014) estudia la utilización de electrodos concéntricos tripolares para la detección de la epilepsia. Actualmente para la detección de esta patología, muy frecuente en todo el mundo, están siendo utilizados para la realización de encefalogramas. El problema de la utilización de electrodos de disco para esta área es la introducción de artefactos de movimiento, músculos y otras fuentes a la señal. Gracias a los electrodos concéntricos tripolares la señal de encefalograma es mejorada debido a la reducción de los artefactos introducidos por los músculos así como una mejor calidad de la relación señal-ruido. Además se demostró que cuando eran utilizados electrodos concéntricos tripolares era posible detectar oscilaciones de alta frecuencia, estas oscilaciones fueron utilizadas como un marcador para detectar convulsiones tempranas.

Otra área en la cual se están utilizando los electrodos concéntricos en estudios previos es el área digestiva. Un estudio realizado por (Garcia et al., 2013) tenía como objetivo estudiar la actividad intestinal mediante registros en superficie del electroenterograma. En este campo, el problema de la utilización en este estudio de electrodos de disco son las interferencias respiratorias así como interferencias electrocardiográficas. Además otro inconveniente que presentaba para este estudio los electrodos de disco baja la amplitud de la señal de electroencefalograma. Gracias a la utilización de electrodos concéntricos para el registro la señal obtenida era más robusta a las interferencias de ECG y respiratorios. Por otra parte, la actividad marcapasos intestinal (objeto del estudio) era más fácil de detectar con electrodos concéntricos.

En el caso de patologías cardíacas, los investigadores también están realizando estudios para determinar si los electrodos concéntricos ofrecen mejores resultados que los electrodos de disco. Una investigación realizada por (Cao, Jin, Chen , & Li, 2007) registró el laplaciano superficial del potencial de superficie corporal para dar un nuevo enfoque en la resolución de la señal bioeléctrica en el torso. Para este estudio fueron utilizados tres electrodos de anillo concéntrico. Gracias a la utilización de este tipo de electrodos la señal laplaciana de ECG obtenida era mucho más limpia, es decir, contenía menos interferencias.

### 5.5.3 Detección de frecuencias máximas en ambos tipos de electrodos pero la proporción de %elec\_dfmax mayor en electrodos de disco.

El siguiente modelo que se ha estudiado ha sido el modelo 20, gracias a este modelo se ha podido estudiar con más detalle los casos en los cuales las frecuencias máximas se detectan con los dos tipos de electrodos pero en los electrodos de disco se detectan estas frecuencias en un número mayor de electrodos, esto sucede en 6 modelos. Como en los casos anteriores el primer paso ha sido la representación de la aurícula de dicho modelo esto puede ser observado en la Figura 51. La frecuencia máxima en este modelo de aurícula es de 5.0 Hz y la frecuencia mayoritaria es de 2.5 Hz. El porcentaje de nodos de la aurícula que detectan la frecuencia máxima es de 9.10%, es decir, un porcentaje pequeño de nodos los están a la frecuencia máxima y está situada la región en la parte izquierda de la aurícula.



**Figura 51.**Representación mapa de colores de las DF en la aurícula del modelo 20. A la izquierda se tiene la representación de la aurícula y a la derecha la barra de colores para la relación entre DF en Hz y colores.

A continuación, en las Figuras 52 y 53 se muestra la representación de los mapas de colores de las DF en los torsos para el modelo 20. En ambas figuras se observa que aparecen los mismos colores de frecuencias máximas que en la aurícula, es decir, con los dos tipos de electrodos simulados se pueden detectar en la superficie las frecuencias máximas de la aurícula. La diferencia entre los dos tipos de electrodos son el número de electrodos que detectan las frecuencias máximas ya que mediante los electrodos de disco se detectan en más regiones estas frecuencias. Los electrodos de disco detectan las frecuencias máximas en las posiciones: A1, A5 y C3. Por otra parte, los electrodos concéntricos detectan las frecuencias máximas en otras posiciones que son: A1 y A3. Para este modelo los electrodos de disco y electrodos concéntricos solo comparten una localización en la que se registra la frecuencia máxima de la aurícula: la A1 que se encuentra en la parte delantera del torso. La diferencia entre las localizaciones que detectan las frecuencias del rotor puede ser debida a la configuración

diferente que tienen los electrodos. Los electrodos de disco al estar referenciados al CTW su señal puede variar con los electrodos concéntricos bipolares que no están referenciados al CTW.

En el caso de los electrodos de disco el porcentaje de nodos que detectan la frecuencia máxima es de 13%. Por otro lado, en el caso de los electrodos concéntricos el porcentaje de nodos que detectan la frecuencia máxima es de 9.28 %.

La distribución de las DF en el torso se ha representado mediante el box and whiskers de la Figura 54, donde se muestra la distribución de las frecuencias obtenidas para electrodos de disco y electrodos concéntricos. Se puede observar en dicha figura que el número de datos anómalos que aparecen es mayor en los electrodos de disco que en los electrodos concéntricos, como se ha comentado anteriormente, para el modelo 20 el **%elec\_dfmax** es mayor en los electrodos de disco.

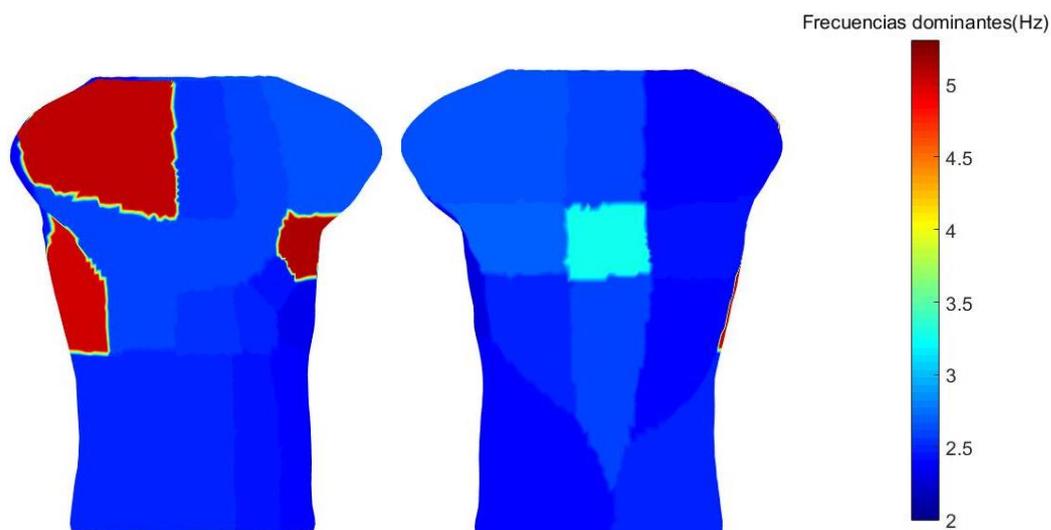


Figura 52. Representación mapa de colores de las DF en el torso para el modelo 20 registrada la señal mediante electrodos de disco. En la parte izquierda de la figura se tiene la parte delantera del torso, en el medio de la figura se tiene la parte trasera del torso y por último en la parte derecha se observa la barra de colores para la relación de frecuencias con colores.

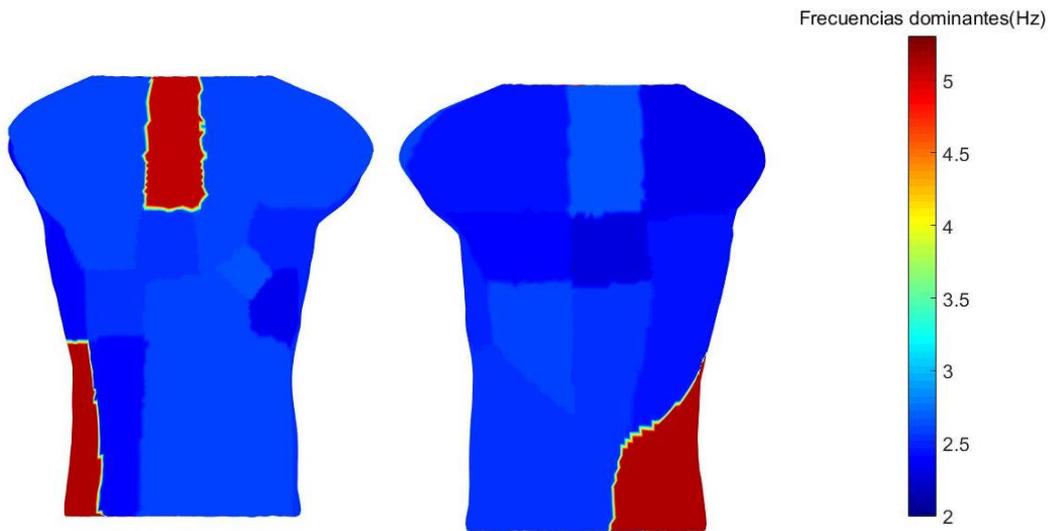


Figura 53. Representación mapa de colores para las DF en el torso registro de la señal en la superficie mediante electrodos concéntricos para el modelo 20. A la izquierda se tiene la parte delantera del torso, en el medio la parte trasera del torso y a la derecha se tiene la barra de colores.

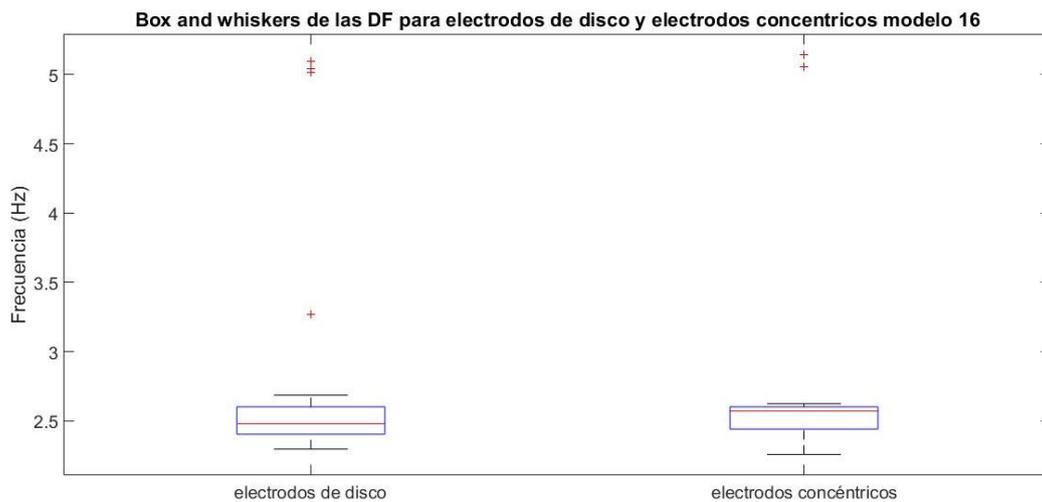


Figura 54. Representación box and whiskers de las DF en el torso para electrodos de disco y electrodos concéntricos para el modelo 20.

En las Figuras 55 y 56 se ha representado el ECG en el tiempo y el periodograma para la región donde está colocado el electrodo A1. El ECG de ambos electrodos representado en la Figura 48 puede ser comprobado que tienen la misma forma, esto es así, debido a que la región que está siendo analizada para el estudio tiene la misma DF y por tanto se registra la misma actividad eléctrica del corazón. Por otra parte, en el periodograma al ver los picos a los cuales se da la frecuencia máxima puede comprobarse que esta sucede a la misma frecuencia en ambos casos en 5 Hz aproximadamente.

Evaluación de los registros del laplaciano del potencial en superficie para la determinación de las frecuencias más altas de activación durante fibrilación auricular

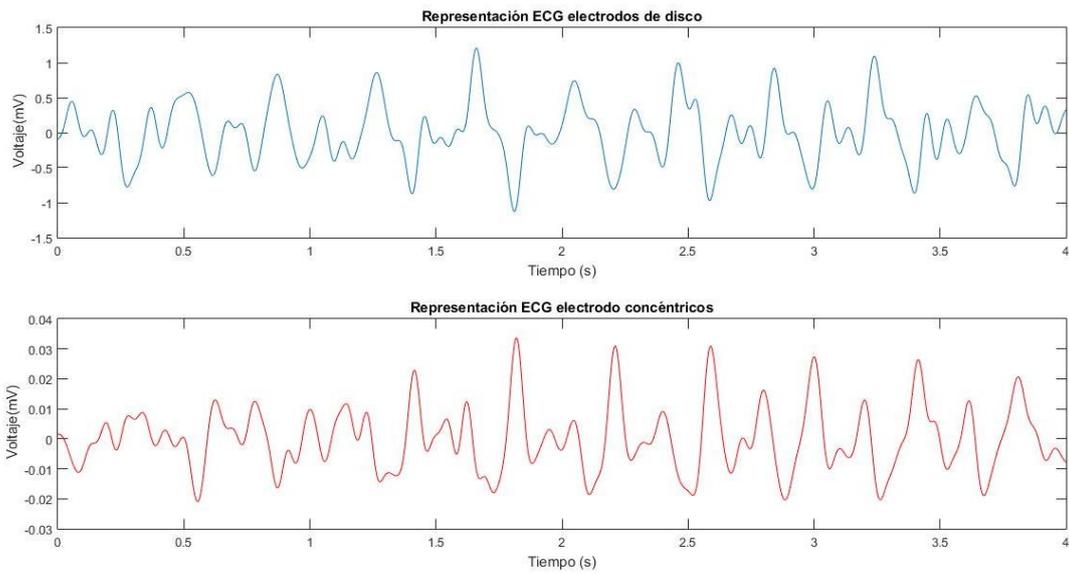


Figura 55. Representación ECG para electrodos de disco y electrodos concéntricos registrados en la misma región del torso para el modelo 20. En la parte superior se tiene el ECG registrado con electrodos de disco y en la parte inferior se tiene el ECG registrado con electrodos concéntricos.

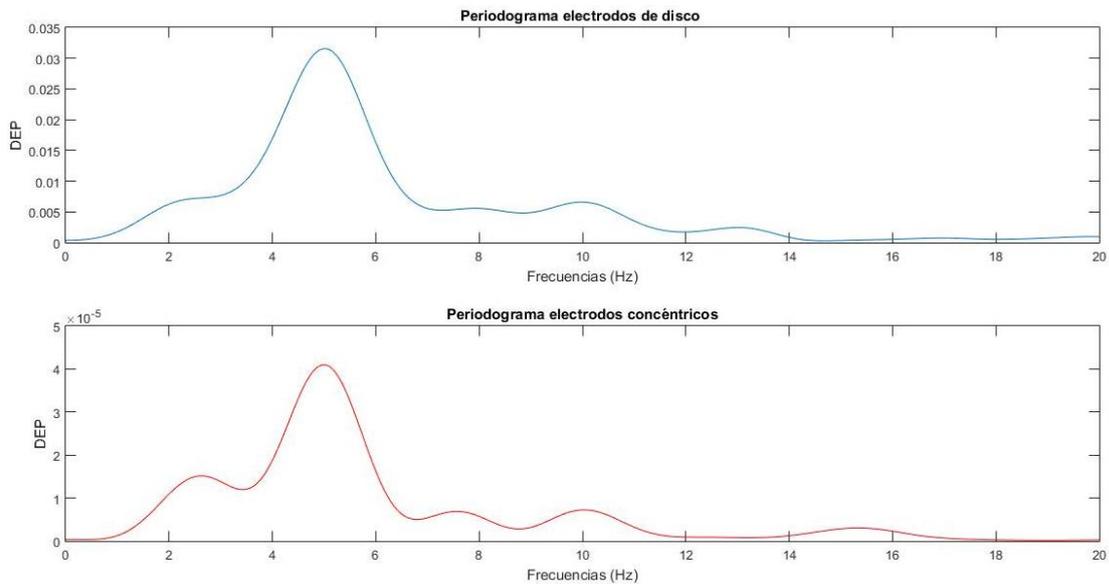


Figura 56. Representación periodogramas para ambos tipos de electrodos para el modelo 20. En la parte superior se tiene el periodograma para los electrodos de disco y en la parte inferior el periodograma para los electrodos concéntricos. En los dos periodogramas los dos picos máximos se encuentran a 5.5 Hz.

En este apartado se ha estudiado aquellos casos en los cuales ambos tipos de electrodos son capaces de detectar las frecuencias de los rotadores internos de las aurículas. Pero, el **%Elec\_DFmax** es mayor para los electrodos de disco. Esto solo sucede en un 23% de los modelos, es decir, en la gran mayoría de modelos el **%Elec\_DFmax** es mayor en los electrodos concéntricos o es el mismo para los dos tipos de electrodos. Como se ha podido comprobar a

pesar de que las frecuencias que se detecten sean las mismas para los dos tipos de electrodos, la morfología del ECG y del periodograma no es igual. Esto puede ser debido a la diferente configuración que tienen los electrodos así como la influencia del tamaño del polo de registro que no es el mismo debido a que los electrodos de disco solo tienen un polo y en cambio los electrodos concéntricos tienen dos polos. Otra de las razones de esta diferente morfología es debida a que los electrodos de disco están referenciados al centro terminal de Wilson y los electrodos concéntricos no.

#### 5.5.4 detección de frecuencia máxima en ambos tipos de electrodos y mismo porcentaje de frecuencia máxima detectado

El último caso de estudio es aquel en el cual no existen diferencias entre la utilización de electrodos de disco y electrodos concéntricos, es decir, en ambos casos son detectadas las frecuencias máximas de la aurícula además de tener el mismo número de electrodos que detectan dichas frecuencias, esto sucede en 8 modelos. El modelo elegido para este estudio ha sido el 16. En la Figura 57 se ha representado el mapa de colores de las DF para la aurícula. Para esta aurícula la frecuencia máxima es de 4.9 Hz y la frecuencia mayoritaria es de 2.9Hz. El porcentaje de nodos en la aurícula que se tienen la frecuencia máxima es de 15.23% y están localizados en la parte izquierda de la aurícula.

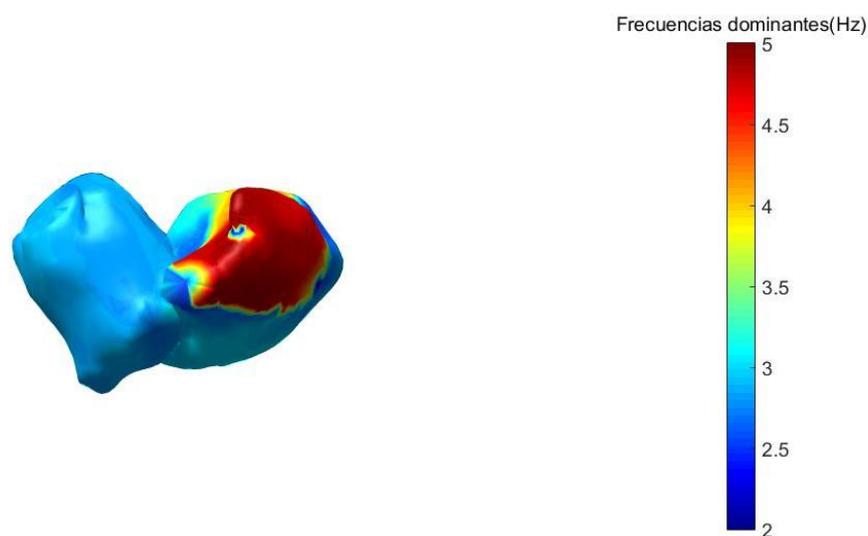


Figura 57. Representación mapa de colores de las DF en la aurícula del modelo 16. A la izquierda se muestra una barra de colores para relacionar los colores con las frecuencias en Hz.

Los mapas de colores que pueden observarse en las Figuras 58 y 59 no son exactamente iguales, en cambio, lo que sí que es igual para este modelo es el porcentaje de frecuencia máxima que son detectadas por los electrodos. Las frecuencias máximas son detectadas en 7 electrodos de disco y en 7 electrodos concéntricos pero, dichas frecuencias no se detectan en las mismas localizaciones en 3 posiciones difieren de un tipo de electrodos a otros de ahí que no se tengan exactamente los mismos mapas de colores. Las posiciones en las que se detectan las frecuencias máximas en los dos tipos de electrodos son: A3, A5, B1 y B7. En los electrodos de disco a estas cuatro posiciones hay que añadirle las posiciones: A1, C1 y C3. Por su parte, a los electrodos concéntricos hay que añadir las posiciones: A9, V2 y V3. Como ha sido comentado en el apartado anterior dicha diferencia puede deberse a la diferente configuración que tienen los dos tipos de electrodos.

Por tanto, en todas estas posiciones las frecuencias que son registradas están en torno a 4.9 Hz, mismo valor que las frecuencias máximas de la aurícula. Si nos centramos en el número de nodos que detectan las frecuencias máximas en el torso, en el caso de los electrodos de disco son detectadas en el 17 % de los nodos y en el caso de los concéntricos en el 18 % de los nodos. La representación de la distribución de las frecuencias captadas por los electrodos en el torso puede verse en la Figura 60.

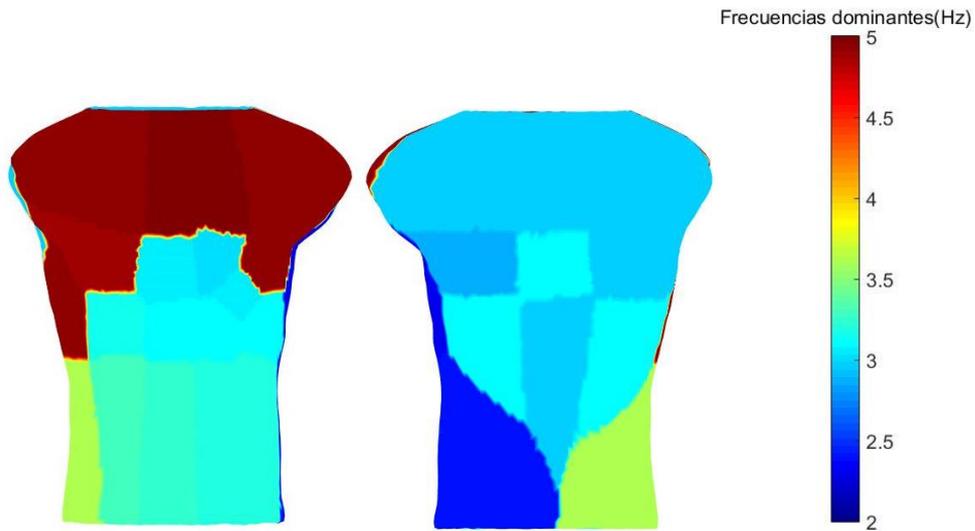


Figura 58. Representación mapa de colores de las DF en el modelo del torso registro señal con electrodos de disco para el modelo 16. A la izquierda se muestra la parte delantera del torso, en el medio la parte trasera y a la derecha de la figura se encuentra la barra de colores.

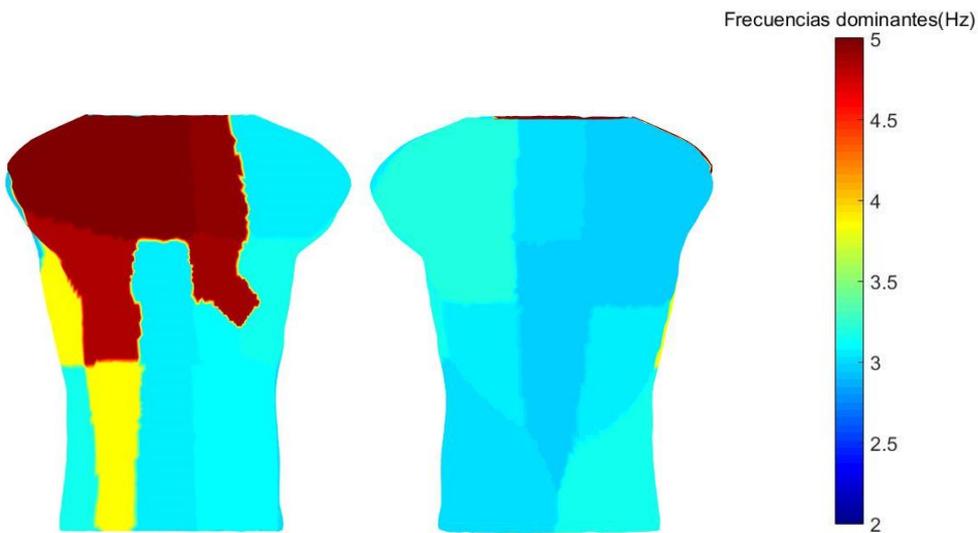


Figura 59. Representación mapa de colores de las DF en el torso mediante la simulación de electrodos concéntricos para el modelo 16. En la parte izquierda de la figura se muestra la parte delantera del torso, en el medio la parte trasera del torso y por último se muestra la barra de colores para la relación entre frecuencias y colores.

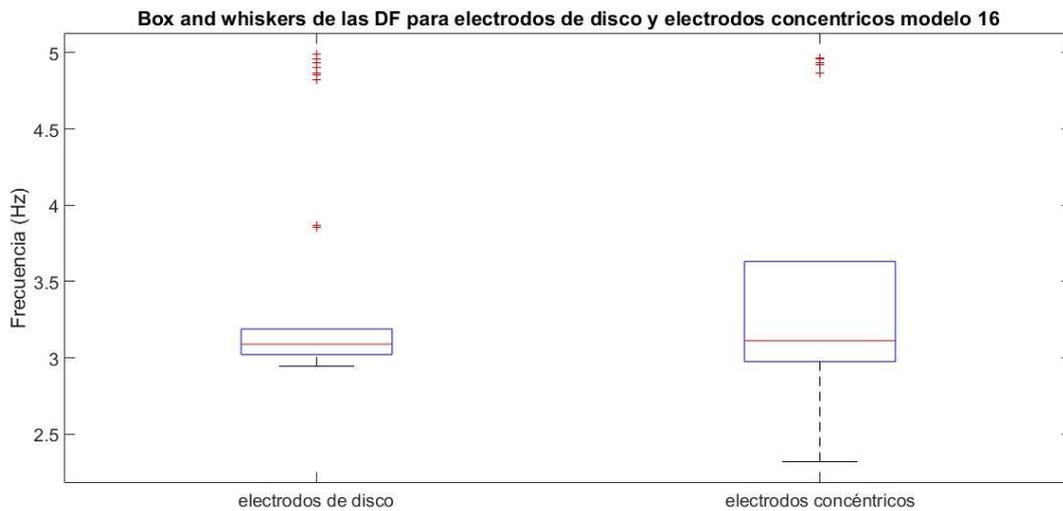


Figura 60. Representación box and whiskers de las DF en el torso para electrodos de disco y electrodos concéntricos para el modelo 16.

De la misma manera que en los casos anteriores se ha estudiado el ECG y el periodograma para ver las diferencias entre un tipo de electrodos y el otro. La región elegida en este modelo para la comparación del ECG y del periodograma es la región donde se coloca el electrodo B1. En la Figura 61 se representa el ECG en el tiempo tanto para los electrodos concéntricos como de disco, el número de latidos cardiacos en ambas representaciones es muy similar. Por otra parte, en la Figura 62 se visualiza el periodograma en el cual puede verse el pico de frecuencia para cada uno de los electrodos, el pico se encuentra a la misma frecuencia (4.9 Hz) debido a que ambos tipos de electrodos en esa región detectan la frecuencia máxima del torso que es la misma que la frecuencia máxima de la aurícula. A pesar de que la frecuencia captada por los dos tipos de electrodos es la misma, la morfología del ECG y del periodograma no es igual. Esto puede ser debido a la configuración diferente que tienen los dos tipos de electrodos, es decir, los electrodos de disco están referenciados al CTW y esto puede afectar a la morfología del ECG y por tanto a la del periodograma ya que este se calcula a partir de la señal ECG. En el caso de los electrodos concéntricos bipolares, estos no están referenciados al CTW y por tanto la morfología del ECG no es la misma.

Evaluación de los registros del laplaciano del potencial en superficie para la determinación de las frecuencias más altas de activación durante fibrilación auricular

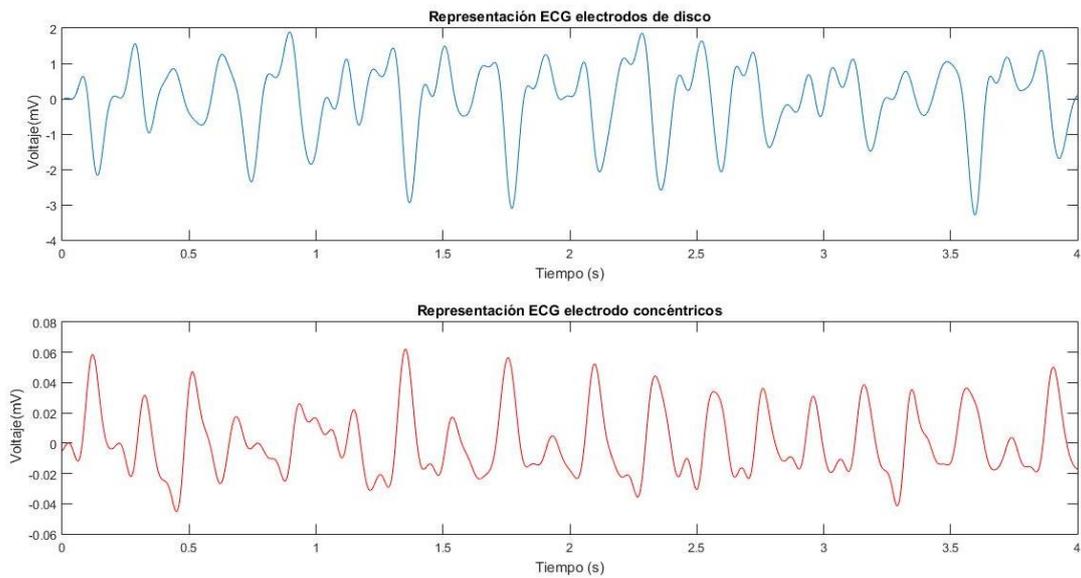


Figura 61. Representación ECG electrodos de disco y concéntricos para la misma región (localización electrodo B1) para el modelo 16. En la parte superior se tiene el ECG cuando es registrado con electrodos de disco y en la parte inferior se tiene el ECG cuando es registrado con electrodos concéntricos.

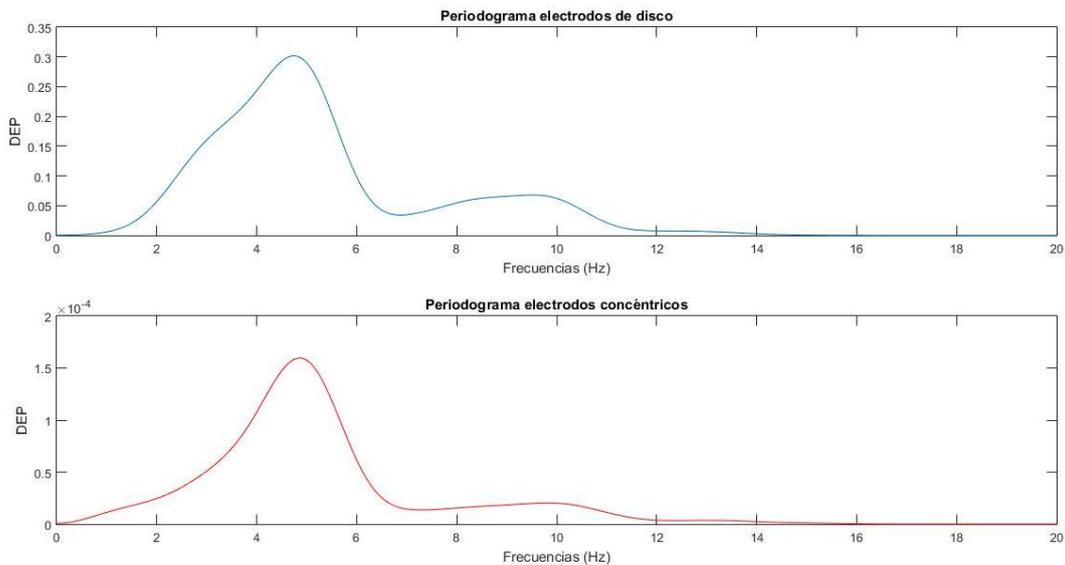


Figura 62. Representación periodogramas para ambos tipos de electrodos para el modelo 16. En la parte superior se tiene el periodograma para los electrodos de disco y en la parte inferior se tiene el ECG para los electrodos concéntricos. Los dos picos de frecuencia máximos son localizados en 4.9 Hz

En este apartado se han estudiado aquellos casos en los cuales el %Elec\_DFmax es el mismo para los dos tipos de electrodos, es decir, para los dos tipos de electrodos serían detectadas las frecuencias máximas en la superficie corporal. Esto como se ha comentado con anterioridad ocurre para el 29% de los modelos. En la práctica clínica estos resultados supondrían que el médico especialista tanto con electrodos de disco como con electrodos concéntricos sería capaz de detectar en el torso las frecuencias del rotor interno y diagnosticar la FA. A la vista de los resultados obtenidos en los anteriores subapartados aunque para el 29% de los modelos

sea indiferente la utilización de electrodos de disco o concéntricos la mejor elección sería la utilización de concéntricos ya que garantiza que en el 97% de los casos son captadas en el torso las frecuencias del rotor.

## **CAPÍTULO 6: CONCLUSIONES**

El principal objetivo del presente trabajo era la evaluación del potencial mejora en resolución espacial de registros que estiman el laplaciano del potencial en superficie para la determinación de las frecuencias dominantes más altas durante fibrilación auricular. Para el cumplimiento de dicho objetivo se ha trabajado con un programa informático (Matlab) que permite la realización de simulaciones. A lo largo del trabajo, como se ha ido demostrando, se han ido realizando diferentes pruebas que han permitido cumplir tanto con el objetivo principal como con los diferentes objetivos que se han desglosado en el capítulo 2. A continuación van a realizarse las conclusiones de los diferentes objetivos que han sido determinados para el trabajo.

- *Mejora del modelo del torso para realizar la simulación lo más realista posible y así poder extrapolar las conclusiones a pacientes reales.* En el capítulo 4 apartado 4.1, se ha visto cómo es posible realizar un refinamiento del modelo del torso original. Este refinamiento ha permitido tener una distancia entre nodos del modelo de  $0.4725 \pm 0.0914$  cm (media  $\pm$  desviación) y el número de nodos para el nuevo mallado del torso ha sido de 16412. Con dicho modelo de torso refinado los resultados que se han obtenido en los siguientes apartados son más realísticos debido a que se aumenta el número de nodos y por tanto se parece más al cuerpo humano el modelo.
- *Caracterizar la base de datos de modelos de aurícula en FA, estimando tanto el valor de la frecuencia mayoritaria de activación en la aurícula, como el de la frecuencia de los rotores de mayor frecuencia y el tamaño relativo de la región afectada por ellos.* En el capítulo 5 apartado 5.1 se ha realizado la caracterización de la base de datos de los modelos de FA, para cada modelo se han identificado las frecuencias máximas y mayoritarias. Se ha determinado que la extensión del rotor en la aurícula no es mayor al 35 % de los nodos, además se ha relacionado la extensión del rotor en la aurícula con el porcentaje de nodos en el torso que detectan la frecuencia máxima. Si la extensión del rotor es menor al 10 % de la aurícula en el torso solo un 10% de los electrodos detectarían la frecuencia del rotor interno. Por otra parte, si la extensión del rotor es mayor del 20% el porcentaje de electrodos que detectan las frecuencias máximas de la aurícula es mayor al 50%. De la caracterización de la base de datos también se ha podido concluir que existen dos configuraciones diferentes, la primera sería una configuración donde el rotor se encuentra de manera uniforme en la aurícula y la segunda configuración sería aquella en la cual el rotor se encuentra de manera dispersa, es decir, no uniforme en la aurícula
- *Determinar si la presencia de armónicos en las señales de ECG afecta en la determinación de las DF.* En el capítulo 5 apartado 5.2, se ha demostrado que la presencia de armónicos en la determinación de las DF con electrodos de disco en el

torso hace que no sean detectadas las frecuencias máximas de la aurícula en la superficie corporal. Por tanto, la eliminación de armónicos ha sido el método empleado para asegurar que en el torso se detectan las frecuencias correctas. Como se ha comprobado en el capítulo 5 apartado 5.2, cuando se trabaja eliminando armónicos se detecta la frecuencia máxima en un porcentaje mayor de electrodos, concretamente, de los 31 modelos con los que se ha trabajado en 13 modelos se tienen mejores resultados eliminando armónicos. Por otra parte, hay otros modelos que es indiferente el método que se utiliza de trabajo ya que las frecuencias máximas se detectan en un número igual de electrodos.

- *Valorar la influencia de los umbrales en frecuencia para la identificación en torso de las DF detectadas en aurícula.* En el capítulo 5 apartado 5.3, se ha trabajado con diferentes umbrales de frecuencia utilizando electrodos de disco. Exactamente se ha realizado el estudio con tres umbrales:  $\pm 0.1$  Hz,  $\pm 0.25$  Hz y  $\pm 0.5$  Hz. Se puede concluir que en 14 de los 31 modelos analizados se obtiene un aumento en el **%Elec\_DFmax** cuando los umbrales utilizados han sido mayores de  $\pm 0.1$  Hz. Se ha determinado que el modelo 26 es el único modelo en el que el **%Elec\_DFmax** es cero para el umbral más bajo. Solo en 11 de los 31 modelos analizados el **%Elec\_DFmax** es superior cuando se trabaja con el umbral más alto, es decir, en 20 modelos es indiferente utilizar el umbral de  $\pm 0.25$  Hz o el de  $\pm 0.50$  Hz. Teniendo esto en cuenta, el umbral seleccionado para la realización de la comparación entre electrodos de disco y electrodos concéntricos ha sido el de  $\pm 0.25$  Hz.
  
- *Comparación de la capacidad de detección en superficie de la DF máxima en aurícula durante FA mediante electrodos de disco y concéntricos.* En el capítulo 5 apartado 5.4, se han simulado los dos tipos de electrodos con lo que se ha trabajado en el estudio. Se ha determinado que existen diferencias en el registro de señales de ECG en la superficie del torso dependiendo de que electrodo se utilice. Por tanto, sí que existen diferencias en el registro de las máximas frecuencias en el torso pero, con los resultados obtenidos del test estadístico de Wilcoxon se ha determinado que la diferencia existente es estadísticamente no significativa. Con los electrodos concéntricos se detectan un mayor porcentaje de electrodos que detectan las frecuencias máximas, exactamente en un 48% de los modelos sucede esto. Que el porcentaje de electrodos que detectan las frecuencias máximas sea mayor para electrodos de disco solo sucede en un 23% de los modelos. En el porcentaje restante es indiferente la utilización de electrodos de disco o electrodos concéntricos. Además, en un 19% de los modelos no son detectadas las frecuencias máximas en los electrodos de disco, esta cifra baja hasta el 3% cuando se trata de electrodos concéntricos. Esto es debido a que los electrodos concéntricos tiene una menor presencia del campo lejano y por tanto es más fácil la detección de las frecuencias máximas en la superficie en el caso que correspondan a un área pequeña de la aurícula. Por tanto, se puede concluir que la utilización de electrodos concéntricos en la superficie del torso para la obtención de las frecuencias máximas durante episodios de

FA proporciona mejores resultados que la utilización de electrodos de disco. Gracias a la utilización de los electrodos concéntricos son más electrodos los que detectan las frecuencias máximas que están dándose en la aurícula y por tanto se tiene una mejor resolución espacial al poder determinar en qué región de la aurícula se está produciendo el rotor mediante la información que proporcionan los electrodos concéntricos situados en el torso. Además un aspecto muy relevante del estudio ha sido poder determinar que en un porcentaje bastante alto de modelos, utilizando electrodos de disco es imposible la detección de las frecuencias máximas que estaban sucediendo en la aurícula y por tanto en estos modelos no se determinaría por el registro del ECG que están sufriendo una FA cuando en realidad sí que estaría sucediendo. Esta información es de vital importancia para los centros hospitalarios debido a que es necesario un tratamiento en los pacientes que con FA y por tanto los electrodos utilizados en la práctica clínica deben de proporcionar dicha información con el menor error posible.

Como conclusión general del trabajo se puede determinar que los registros del laplaciano del potencial en la superficie proporcionan mejores registros que los métodos convencionales utilizados hoy en día en la práctica clínica en lo relativo a la capacidad de detección en torso de las frecuencias máximas de los rotores en la aurícula. Esta nueva forma de diagnosticar la FA no solo proporciona un mayor número de electrodos que registran la frecuencia máxima sino que también es capaz de detectar la FA aun cuando el rotor ocupa menos del 5 % de la superficie auricular. Este último hecho es gran relevancia debido a que los electrodos hoy en día utilizados en la práctica clínica han mostrado, según este proyecto, que no son capaces de detectar las frecuencias máximas cuando el rotor ocupa un espacio reducido en la aurícula. Por tanto, se puede determinar que los electrodos concéntricos mejoran la resolución espacial con respecto a los electrodos de disco.

Entre las limitaciones del presente trabajo con respecto a los estudios científicos ya publicados se encuentra que este es una simulación realizada mediante software, por tanto, estos resultados deberán ser contrastados con proyectos realizados en pacientes. Los resultados podrían variar debido a interferencias que pueden acoplarse a las señales de ECG producidas por el propio organismo o externas como puede ser la red eléctrica.

## **CAPÍTULO 8: LÍNEAS FUTURAS**

Son varias las líneas futuras que el presente trabajo puede tener para su continuidad. Una de las líneas futuras que puede ser seguida sería la comparación en la obtención de las DF en el torso con electrodos concéntricos bipolares (los que han sido utilizados en este trabajo) y electrodos concéntricos tripolares. Como ha sido comentado en el capítulo 6, hoy en día son muchos los investigadores que están trabajando con electrodos concéntricos y dentro de esta variedad con los concéntricos tripolares debido a sus beneficios con respecto a los electrodos de disco y electrodos concéntricos bipolares. Por tanto, sería interesante realizar el presente estudio y añadir este tipo de electrodos para poder comprobar si existen diferencias en la obtención de las DF en el torso durante episodios de fibrilación auricular.

Por otra parte, una línea futura a seguir podría ser la influencia del tamaño del electrodo y el registro de las frecuencias máximas en la superficie corporal, es decir, determinar si existe alguna relación entre tamaño de electrodo y mayor porcentaje de frecuencia máxima a detectar por estos. Siguiendo esta misma línea podría medirse el efecto de la relación señal-ruido y su influencia en el registro de las señales en el torso. Además podrían probarse otros métodos de estimación espectral adecuados para ventanas cortas como es el caso de los métodos paramétricos.

El trabajo podría continuar siguiendo un enfoque más clínico, es decir, relacionar la localización del rotor con la localización de las frecuencias máximas en el torso. Esto podría ser de gran importancia para determinar el tratamiento necesario para un paciente.

Otra de las líneas futuras muy interesante a seguir para el proyecto sería realizar el presente trabajo pero en pacientes reales y no en simulaciones matemáticas. Esto podría ser realizado en el Hospital Gregorio Marañón de Madrid donde el equipo de investigación ITACA realiza proyectos de investigación. Sería necesario contar con una serie de pacientes a los que se registraría la actividad eléctrica auricular mediante catéteres de registro eléctrico y, después desde la superficie corporal registrar las señales de ECG. Por último ya mediante programas de tratado de señales como es Matlab realizar el procesado de la señal y obtención de las frecuencias máximas que se registran en el torso y compararlas con los registros intracavitarios. Los electrodos concéntricos de la marca SpesMedica permitirían el registro del potencial laplaciano desde la superficie corporal, los electrodos de disco que se podrían utilizar para esta línea futura son los que están siendo utilizados a día de hoy en los hospitales, la marca comercial SpesMedica podría proporcionar también este tipo de electrodos.

## **CAPÍTULO 9: REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

1. Allesie M, de Groot N. Crosstalk opposing view: rotors have not been demonstrated to be the drivers of atrial fibrillation. *J Physiol* 2014;592:3167–3170.
2. Avitall, B., Urbonas, A., Urboniene, D., Millard, S. and Helms, R. Time Course of Left Atrial Mechanical Recovery After Linear Lesions: Normal Sinus Rhythm Versus a Chronic Atrial Fibrillation Dog Model. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology* 2000; 1397-1406.
3. Besio, W. and Chen, T. Tripolar Laplacian electrocardiogram and moment of activation isochronal mapping. *Physiological Measurement* 2007;515-529.
4. Besio, W., Aakula, R., Koka, K. and Dai. Development of a Tri-polar Concentric Ring Electrode for Acquiring Accurate Laplacian Body Surface Potentials. *Annals of Biomedical Engineering* 2006;426-435
5. Besio, W., Martinez-Juarez, I., Makeyev, O., Gaitanis, J., Blum, A., Fisher, R. and Medvedev, A. High-Frequency Oscillations Recorded on the Scalp of Patients With Epilepsy Using Tripolar Concentric Ring Electrodes. *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine* 2014;1-11.
6. Camm, A., Lip, G., De Caterina, R., Savelieva, I., Atar, D., Hohnloser, S., Hindricks, G., Kirchhof, P., Bax, J., Baumgartner, H., Ceconi, C., Dean, V., Deaton, C., Fagard, R., Funck-Brentano, C., Hasdai, D., Hoes, A., Kirchhof, P., Knuuti, J., Kolh, P., McDonagh, T., Moulin, C., Popescu, B., Reiner, Z., Sechtem, U., Sirnes, P., Tendera, M., Torbicki, A., Vahanian, A., Windecker, S., Vardas, P., Al-Attar, N., Alfieri, O., Angelini, A., Blomstrom-Lundqvist, C., Colonna, P., De Sutter, J., Ernst, S., Goette, A., Gorenek, B., Hatala, R., Heidbuchel, H., Heldal, M., Kristensen, S., Kolh, P., Le Heuzey, J., Mavrakis, H., Mont, L., Filardi, P., Ponikowski, P., Prendergast, B., Rutten, F., Schotten, U., Van Gelder, I. and Verheugt, F. 2012 focused update of the ESC Guidelines for the management of atrial fibrillation: An update of the 2010 ESC Guidelines for the management of atrial fibrillation. Developed with the special contribution of the European Heart Rhythm Association. *European Heart Journal* 2012; 2719-2747.
7. Camm, J., Lip, G., De Caterina, R., Savelieva, I., Atar, D., Hohnloser, S., et al. Actualización detallada de las guías de la ESC para el manejo de la fibrilación auricular de 2012. *Revista Española de Cardiología* 2013; 54.e1-54.e24.
8. Cao, Y., Jin, S., Chen, M., & Li, G. Measurement of body surface Laplacian ECG and its signal processing. *Journal of Biomedical Engineering* 2007; 768-771.

9. Cea-Calvo, L., Redón, J., Lozano, J., Fernández-Pérez, C., Martí-Canales, J., Llisterri, J., et al. Prevalencia de fibrilación auricular en la población española de 60 o más años de edad. Estudio PREV-ICTUS. *Revista Española de Cardiología* 2007; 614-624.
10. Dobrev D, Nattel S. New antiarrhythmic drugs for treatment of atrial fibrillation. *Lancet* 2010;375:1212–1223.
11. Einthoven W. Le telecardiogramme. *Arch Internat Physiol* 1906; 4:132-164.
12. Es.mathworks.com. (2017). Welch's power spectral density estimate - MATLAB pwelch - MathWorks United Kingdom. [online] Available at: <https://es.mathworks.com/help/signal/ref/pwelch.html> [Accessed 31 Aug. 2017].
13. Fattorusso, V. and J. Tilmant, *Exploration du cham électrique prècordial à l'aide de deux électrodes circulaires, concentriques et rapprochées*. *Arch.Mal du Coeur* 1949;452-455.
14. Frank E. An equivalent circuit for the human heart-body electrical system. *Am Heart J* 1954; 48:738-745.
15. Fundación Española del Corazón. (2016). *Fundación Española del Corazón*. Obtenido de Frecuencia cardiaca .
16. Fundación Española del Corazón. . Fundación Española del Corazón 2015. Recuperado el 10 de Junio de 2017, de Fibrilación auricular: <http://www.fundaciondelcorazon.com/informacion-para-pacientes/enfermedades-cardiovasculares/arritmias.html>
17. Fundación Española del Corazón. Fundación Española del Corazón 2016. Recuperado el 10 de Junio de 2017, de Fibrilación auricular: <http://www.fundaciondelcorazon.com/informacion-para-pacientes/enfermedades-cardiovasculares/arritmias.html>
18. Fundación Española del Corazón. Fundación Española del Corazón 2016. Recuperado el 2 de Junio de 2017, de ¿Qué es la fibrilación auricular?: <http://www.fundaciondelcorazon.com/informacion-para-pacientes/fibrilacion-auricular/que-es-fibrilacion-auricular.htm>
19. Fundación Española del Corazón. Fundación Española del Corazón 2016 . Recuperado el 10 de Junio de 2017, de Tratamiento de la fibrilación auricular: <http://www.fundaciondelcorazon.com/informacion-para-pacientes/fibrilacion-auricular/tratamiento-fibrilacion-auricular.html>
20. Garcia-Casado, J., Zena-Gimenez, V., Prats-Boluda, G. and Ye-Lin, Y. Enhancement of Non-Invasive Recording of Electroenterogram by Means of a Flexible Array of Concentric Ring Electrodes. *Annals of Biomedical Engineering* 2013;651-660

21. Guillem MS, Climent AM, Castells F, Husser D, Millet J, Arya A, Piorkowski C, Bollmann A. Noninvasive mapping of human atrial fibrillation. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2009; 20:507-513.
22. Guillem MS, Climent AM, Millet J, Arenal A, Fernández-Avilés F, Jalife J, Atienza F, Berenfeld O. Noninvasive localization of maximal frequency sites of atrial fibrillation by body surface potential mapping. *Circ Arrhythm Electrophysiol* 2013; 6:294-301.
23. He, B., *Theory and applications of body-surface Laplacian ECG mapping*. *IEEE Eng Med Biol Mag* 1998;102-109.
24. Hjorth B. An on-line transformation of EEG scalp potentials into orthogonal source derivations. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 39. 526-30. ISSN: 0013-4694. 1975.
25. Hornero Sos, F., Montero Argudo, J., Canovas López, S., Gil Alabarova, Ó., García Fuster, R., Pérez Bosca, J., Atienza Fernández, F., Payá Serrano, R., Dalmau Sorli, M., Bueno Codoñer, M. and Buendía Miñano, J. Remodelado anatómico auricular tras la cirugía de la valvulopatía mitral con fibrilación auricular permanente. *Revista Española de Cardiología* 2003; 674-681.
26. Lankveld TA, Zeemering S, Crijns HJ, Schotten U. The ECG as a tool to determine atrial fibrillation complexity. *Heart* 2014; 100:1077-1084.
27. Maisel, W. and Stevenson, L.. Atrial fibrillation in heart failure: epidemiology, pathophysiology, and rationale for therapy. *The American Journal of Cardiology* 2003;2-8
28. Medi C, Sparks PB, Morton JB, Kistler PM, Halloran K, Rosso R, Vohra JK, Kumar S, Kalman JM. Pulmonary vein antral isolation for paroxysmal atrial fibrillation: results from long-term follow-up. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2011;22:137-141.
29. Moro , C., & Hernández, A. Fibrilación auricular: ¿estamos ante una epidemia? *Revista Española de Cardiología* 2009;10-14.
30. Narayan SM, Jalife J. Crosstalk proposal: rotors have been demonstrated to drive human atrial fibrillation. *J Physiol* 2014;592:3163-3166.
31. Pappone C, Vicedomini G, Augello G, Manguso F, Saviano M, Baldi M, Petretta A, Giannelli L, Calovic Z, Guluta V, Tavazzi L, Santinelli V. Radiofrequency catheter ablation and antiarrhythmic drug therapy: a prospective, randomized, 4-year follow-up trial: the APAF study. *Circ Arrhythm Electrophysiol* 2011;4:808-814.

32. Parkash R, Tang AS, Sapp JL, Wells G. Approach to the catheter ablation technique of paroxysmal and persistent atrial fibrillation: a meta-analysis of the randomized controlled trials. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2011;22:729–738
33. Parkash R, Tang AS, Sapp JL, Wells G. Approach to the catheter ablation technique of paroxysmal and persistent atrial fibrillation: a meta-analysis of the randomized controlled trials. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2011;22:729–738
34. Su L, Borov S, Zrenner B. 12-lead Holter electrocardiography. Review of the literature and clinical application update. *Herzschrittmacherther Elektrophysiol* 2013; 24:92-96.
35. Taccardi B. Distribution of heart potentials on thoracic surface of normal human subjects. *Circ Res* 1963; 12: 341-352.
36. Ye-Lin, Y., Alberola-Rubio, J., Prats-boluda, G., Perales, A., Desantes, D. and Garcia-Casado, J. Feasibility and Analysis of Bipolar Concentric Recording of Electrohysterogram with Flexible Active Electrode. *Annals of Biomedical Engineering* 2014; 968-976.
37. Weerasooriya R, Khairy P, Litalien J, Macle L, Hocini M, Sacher F, Lellouche N, Knecht S, Wright M, Nault I, Miyazaki S, Scavee C, Clementy J, Haissaguerre M, Jais P. Catheter ablation for atrial fibrillation: are results maintained at 5 years of follow-up? *J Am Coll Cardiol* 2011;57:160–166.
38. Wilber DJ, Pappone C, Neuzil P, De Paola A, Marchlinski F, Natale A, Macle L, Daoud EG, Calkins H, Hall B, Reddy V, Augello G, Reynolds MR, Vinekar C, Liu CY, Berry SM, Berry DA, ThermoCool AFTI. Comparison of antiarrhythmic drug therapy and radiofrequency catheter ablation in patients with paroxysmal atrial fibrillation: a randomized controlled trial. *JAMA* 2010;303:333–340.

# PRESUPUESTO

## Documento 2



## PRESUPUESTO

### 1. OBJETIVO

En esta parte del TFM se va a exponer el presupuesto del proyecto que ha sido realizado. Se ha realizado un estudio económico para el cumplimiento de los objetivos del trabajo. En el presupuesto son tres los aspectos que se han tenido en cuenta: personal, hardware y software.

### 2. PRESUPUESTO DESGLOSADO

#### 2.1 COSTES DEPERSONAL

En el proyecto que se ha realizado el principal gasto es el coste personal debido a que no se ha tenido que realizar una gran inversión en equipamiento ni en software ni hardware. Para el trabajo se ha necesitado una ingeniera biomédica que ha realizado la búsqueda bibliográfica, diseño, desarrollo, implementación y evaluación de una simulación informática para la evaluación del laplaciano del potencial en superficie para la determinación de las DF en el torso. En la **Tabla 1** se tiene el coste personal desglosado, se ha calculado el coste unitario y los costes imputables con y sin cuota patronal.

Tabla 2. Costes de personal para la realización del proyecto.

COSTE DE PERSONAL						
PERFIL	TAREAS A REALIZAR	COSTE UNITARIO*	NÚMERO DE HORAS	COSTE IMPUTABLE( sin cuota patronal)	CUOTA PATRONAL (37,45%)	COSTE IMPUTABLE TOTAL
Ingeniera biomédica	Búsqueda bibliográfica, diseño, desarrollo, implementación y evaluación	40€/hora	500 horas	20.000 €	7,490.00€	27,490.00€
<b>TOTAL</b>						<b>27,490.00€</b>

\* Los honorarios para un ingeniero según el Colegio Oficial de Ingenieros Industriales de la Comunidad Valenciana (COIICV) son de 40€/hora y la cuota patronal, del 37.45%

Por tanto, el coste de personal necesario para la realización del proyecto suman un total de **veintisiete mil cuatrocientos noventa (27,490.00€)**

## 2.2 COSTES DE SOFTWARE

En el presente trabajo han sido necesarias varias licencias de software, estos programas han sido instalados en un ordenador con un sistema operativo Microsoft Windows 10 Home. Para el trabajo son necesarias licencias de Matlab R2016, Microsoft Office versión hogar y estudiantes 2013 y otras licencias que se especifican en la **Tabla 2**.

**Tabla 3. Costes de software desglosados**

COSTES DE SOFTWARE							
PROGRAMA	COSTE TOTAL LICENCIA( sin IVA)	Nº DE LICENCIAS	PERIODO DE USO	DURACIÓN DE LA LICENCIA	COSTE IMPUTABLE* (sin IVA)	IVA (21%)	COSTE TOTAL IMPUTABLE( con IVA)
MATLAB R2016	2,000.00€	1	8 meses	Indef.	2,000.00€	420€	2420,00€
MATLAB signal analysing	1,000.00€	1	8 meses	Indef.	1,000.00€	210€	1210,00€
Microsoft Office version hogar y estudiantes 2013	149.00 €	1	8 meses	Indef.	149.00€	31.29	180.29€
Meshmixer	0 €	1	8 meses	1 año	0€	0€	0€
Sistema operativo Microsoft Windows 10 Home	135.00€	1	8 meses	Indef.	135.00€	28.35	163.35
<b>TOTAL</b>							<b>3,973.44€</b>

El coste de software necesario para la realización del proyecto asciende a **tres mil novecientos setenta y tres con cuarenta y cuatro (3,973.44€)**

### 2.3 COSTES DE HARDWARE

Para la realización del proyecto solo ha sido necesario un ordenador que ha sido el personal del autor. La cantidad de señales y modelos con lo que se ha trabajado posibilitaba que la simulación pudiera hacerse con el ordenador personal y no fuera necesario la utilización de ningún ordenador del grupo de investigación ITACA.

Tabla 4. Desglose costes de hardware

COSTES DE HARDWARE							
DESCRIPCIÓN	COSTE TOTAL DEL EQUIPO( sin IVA)	UNIDADES	PERIODO DE AMORTIZACIÓN	PERIODO DE USO	COSTE IMPUTABLE* (sin IVA)	IVA (21%)	COSTE IMPUTABLE (con IVA)
Intel® Core™ i5-2450M, 4 GB de RAM	650€	1	5 años	8 meses	650€	136.50	786.50
<b>TOTAL</b>							<b>786.50€</b>

El coste de hardware necesario para la realización del proyecto es de **setecientos ochenta y seis con cincuenta** (786.50 €)

### 3. PRESUPUESTO TOTAL DEL PROYECTO

El presupuesto total del proyecto es la suma de los costes de personal, los costes de hardware y los costes de software. En la **tabla 4**, se resumen todos estos costes anteriores y por tanto se tiene el presupuesto total del proyecto. El presupuesto total ha sido calculado con IVA.

Tabla 5. Presupuesto total del proyecto

<b>PRESUPUESTO TOTAL</b>	
GASTOS DE PERSONAL	27,490.00€
GASTOS DE SOFTWARE	3,973.44€
GASTOS DE HARDWARE	786.50€
TOTAL	32,255.94€

Po tanto, el presupuesto total necesario para la realización del proyecto asciende **treinta y dos mil doscientos veinticinco** (32,255.94€)