

CAPÍTULO

5

MÉTODO NO INVASIVO

Las medidas no invasivas se caracterizan por utilizar herramientas de medida que estén en contacto con el paciente de forma superficial o bien a cierta distancia de él. En nuestro caso, las medidas no invasivas están enfocadas a caracterizar el estado fisiopatológico del corazón empleando electrodos superficiales convencionales. Posibles áreas de aplicación son la identificación de la isquemia aguda, la detección del infarto de miocardio o la evolución de un trasplante de corazón; ya que éstas son de importancia en la cardiología de diagnóstico. Por lo tanto, el principal objetivo de este estudio es analizar si la espectroscopia de impedancia eléctrica es capaz de distinguir alguna patología de las mencionadas del tejido de miocardio a través de medidas no invasivas. Para ello, hemos modificado el modelo del tórax de elementos finitos con una configuración estándar de cuatro electrodos superficiales para obtener una primera aproximación del problema. Posteriormente, se ha modificado el modelo del tórax en 3D para hacer una valorización más cuantitativa de las señales esperadas.

5.1. Introducción

El diagnóstico de las afecciones cardiovasculares incluye, entre los procedimientos no invasivos, el electrocardiograma (ECG) y las técnicas de obtención de imágenes. El ECG se ha utilizado durante los últimos 100 años como el método básico de diagnóstico de cardiopatías y, en concreto y más recientemente, para la detección del infarto. Sin embargo, no todos los pacientes que desarrollan un infarto de miocardio muestran cambios en el ECG (Alpert et al., 2000). Por ejemplo, en “Diagnosing and managing unstable angina” (1994) se muestra que la elevación del segmento ST > 1 mm, como una de las primeras muestras del infarto de miocardio agudo (IMA), se observa únicamente en un 40%-60% de los pacientes que presentan un IMA. En cuanto a las imágenes de perfusión miocárdica para la detección del infarto de miocardio no tienen una aceptación universal como método de rutina, probablemente debido a su costo, a su disponibilidad y a los problemas logísticos en un servicio de urgencias (Martínez-Sánchez et al., 2000).

Como se ha mostrado en capítulos preliminares, la espectroscopia de impedancia eléctrica utilizando medidas invasivas es una técnica que permite caracterizar los diferentes estados fisiológicos del tejido de miocardio: normal, isquemia aguda y cicatriz. Inclusive, con medidas mínimamente invasivas y empleando un catéter intracavitario nos permite distinguir un tejido de miocardio sano del tejido de miocardio transplantado. Sin embargo, no existe ningún estudio que evalúe la posibilidad de hacer esta distinción del estado del tejido de forma no invasiva empleando medidas de impedancia eléctrica. Por lo tanto, es necesaria la creación de un modelo que permita evaluar la detección de algunas de estas patologías de forma no invasiva utilizando las características eléctricas de los diferentes estados del tejido de miocardio.

De las patologías mencionadas la que, ha priori, parece de más fácil detección es el infarto agudo de miocardio. Esto es así por dos motivos: la mayor variación de las características eléctricas del tejido respecto al estado normal (ver capítulo 3) y la mayor velocidad de cambio en este proceso que en los de cicatrización o rechazo cardíaco. La velocidad de cambio es importante ya que si es necesario quitar y volver a poner los electrodos aparecerán artefactos de medida que harán más difícil detectar los cambios en el tejido. Por tanto, nuestro objetivo se centrará primero en analizar la diferencia de impedancia medida desde la superficie del tórax entre un miocardio normal y otro con isquemia aguda. Si los resultados fuesen positivos para esta aplicación se podría pensar en atacar posteriormente las otras aplicaciones que son a

priori más difíciles. Para ello, se ha reconstruido el modelo de elementos finitos del tórax en 3D utilizando electrodos superficiales que nos permita realizar una primera aproximación con una configuración de inyección-detección de impedancia estándar y posteriormente determinar la posición óptima de los electrodos superficiales para una estrategia de medida de impedancia a 4 electrodos. El estudio se ha realizado considerando la respuesta en frecuencia de la impedancia eléctrica (espectroscopia de impedancia eléctrica).

5.2. Estado del Arte

La caracterización de tejidos de acuerdo con sus propiedades eléctricas es un campo de aplicación para la EIE. Dentro de este campo, existen varias líneas de investigación como son la detección de tejidos cancerosos, los diferentes niveles de isquemia en los tejidos. Además de la monitorización de eventos fisiológicos como pneumografía o la composición corporal. En todas estas áreas de investigación existen estudios tanto *in vitro* como *in vivo*.

En cuanto a la detección de la isquemia en tejidos, los estudios han sido realizados principalmente con métodos invasivos o mínimamente invasivos para la caracterización del proceso de isquemia en corazón, como se cita en el capítulo 3, en hígado (Gersing, 1998) y en músculo (Schafer et al., 1998). También en la monitorización para la conservación de órganos (Gersing et al., 1989), y la preservación del corazón para el trasplante (Ishikawa et al., 1996).

Las medidas de impedancia eléctrica empleando configuraciones con 4 electrodos superficiales se han utilizado para monitorizar eventos del sistema respiratorio como son la monitorización de apnea, respiración y ventilación pulmonar. Dado que los cambios en la impedancia eléctrica en el tórax están relacionadas principalmente con la respiración y con el bombeo cardiaco, siendo los pulmones los órganos que aportan la mayor parte del cambio (Brown et al., 1994). En estas técnicas se ha sugerido el uso de electrodos con buena estabilidad, buena adherencia, baja impedancia de contacto y un área total grande (Mayotte et al., 1994), principalmente, si se trata de procesos de apnea en infantes y el empleo de electrodos de guarda para reducir los artefactos (Sahakian et al., 1985). Otra aplicación en función pulmonar y composición corporal es la acumulación de líquidos en la cavidad torácica (Baarends et al., 1998; Nierman et al., 1996).

Una extensión de los métodos a 4 electrodos es la tomografía de impedancia eléctrica (TIE) que permite obtener imágenes de la distribución de impedancia de una sección del cuerpo a través de medidas no invasivas con 8, 16 o más electrodos. La variación de la distribución de la resistividad eléctrica en el tórax contiene una componente respiratoria y una componente debida a la actividad cardiaca (Eyuboglu et al., 1989). Sin duda las aplicaciones relacionadas con los pulmones y ventilación es la aplicación principal de la TIE, Frerichs (2000) realiza una amplia revisión tanto de actividad clínicas como experimentales en esta área. Sin embargo la TIE, al requerir múltiples electrodos (igual o mayor a 8 electrodos), hace que sea una

técnica de difícil uso en la práctica clínica ya que requiere una colocación muy precisa de los electrodos (Cornish et al., 1999; Luo et al., 1992; Petrova, 1999).

Otra aplicación de la TIE es la caracterización de tejidos in vivo de manera no invasiva utilizando medidas multifrecuencia (espectroscopia). A esta técnica se le denomina EIT multifrecuencia (en inglés, MFEIT). Destacan las imágenes de cáncer de mama, basados en que el tejido normal difiere morfológicamente del tejido canceroso y esto provocará cambios en las propiedades eléctricas. Por ejemplo, Kerner et al., (2002) han empleado la MFEIT y una configuración con 16 electrodos para la obtención de imágenes. Uno de los primeros investigadores en esta área fue Jossinet (1988) quien a pesar de no reportar imágenes in vivo realizó importantes experimentos ex vivo con tejido de mama.

La bibliografía no cita ningún estudio donde se realice la detección de procesos de isquemia o infarto de miocardio de forma no invasiva. Sin embargo, demostrada la viabilidad con medidas invasivas y con medidas mínimamente invasivas y dada la importancia de esta patología, consideramos de interés estudiar la posibilidad de monitorizar este evento fisiológico de forma no invasiva. También hay que considerar la posibilidad de detectar el proceso contrario a la isquemia, la reperfusión, ya que también tendría interés clínico el poder monitorizar el efecto de las drogas que se suministran para restablecer el riego sanguíneo en la zona isquémica.

5.3. Construcción del modelo de elementos finitos del tórax con electrodos superficiales

El modelo de elementos finitos del tórax (ver sección 4.3.2) se ha modificado para tener un modelo con electrodos superficiales que nos permita simular una medida de impedancia no invasiva.

Para ello, se han realizado dos modelos con electrodos superficiales un modelo que permitiera una primera aproximación con una estrategia de medida de impedancia estándar a 4 electrodos y otro modelo con 16 electrodos superficiales que nos permita obtener una configuración óptima de medida a 4 electrodos para detectar la presencia de isquemia aguda.

5.3.1. Modelo con 4 electrodos superficiales

Se definió una estrategia de medida a 4 electrodos, con una inyección polar y una detección adyacente. La detección se realiza en una posición frontal a la lesión de acuerdo con los resultados obtenidos en un modelo previo del tórax de círculos concéntricos en 2D, (Salazar et al., 2002). Por lo tanto, el modelo en 3D en estado de diástole utilizado previamente en las simulaciones de medida mínimamente invasivas, se modificó para tener los 4 electrodos superficiales. La estrategia de medida de impedancia eléctrica simulada es una inyección polar, entre los electrodos localizados en el esternón ($e1$) y columna vertebral ($e2$), y una detección adyacente, entre electrodos situados en la línea media axilar izquierda ($e3$) y el último electrodo ($e4$) a una distancia media entre $e3$ y $e1$, Figura 5-1.

También se construyó otro modelo del tórax en estado de sístole, donde se modificó únicamente el volumen de los ventrículos reduciéndose en un 60%. El resto de estructuras no sufrió modificación alguna.

En los dos modelos del tórax (diástole y sístole) se han simulado los siguientes estados del tejido de miocardio:

- *Miocardio Sano*. Se considera todo el volumen del tejido de miocardio como sano.

- *Miocardio con Isquemia Anterior.* Aquí se define el área de isquemia del 20% del volumen del miocardio, al igual que en los modelos del catéter intracavitario, y el resto del volumen es un tejido sano.
- *Miocardio con Isquemia total.* Esta es una situación hipotética, ya que en la realidad no se tendrá un corazón totalmente isquémico, sin embargo, se ha optado por simular este cambio para una situación extrema y que pueda provocar un cambio máximo. Por lo tanto, todo el volumen del miocardio es considerado como tejido isquémico.

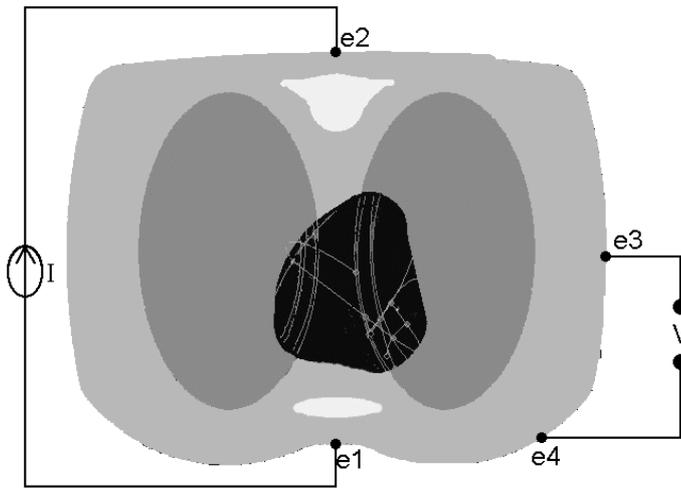


Figura 5-1. Corte transversal del modelo 3D de elementos finitos del tórax. Configuración de medida: inyección polar-detección adyacente. Modelo con 4 electrodos superficiales.

La conductividad de los pulmones utilizada es en estado de espiración debido a que se pretende obtener los cambios debidos únicamente al cambio del volumen sanguíneo entre sístole y diástole. Las propiedades eléctricas del tejido de miocardio sano e isquemia anterior son las conductividades de las medidas no transmurales, debido a que en estas medidas no se utiliza un método transcatéter. También se ha modificado el rango de frecuencias a analizar, se emplea únicamente 11 frecuencias desde 1 kHz hasta 1 MHz.

5.3.2. Modelo con 16 electrodos superficiales

El modelo del tórax fue reconstruido para disponer de 16 electrodos superficiales, Figura 5-2, distribuidos alrededor del tórax en los siguientes puntos anatómicos: (0) esternón, (4) línea media axilar izquierda, (8) columna, (12) línea media axilar derecha, con 3 electrodos distribuidos equiespaciadamente entre cada par antes mencionado.

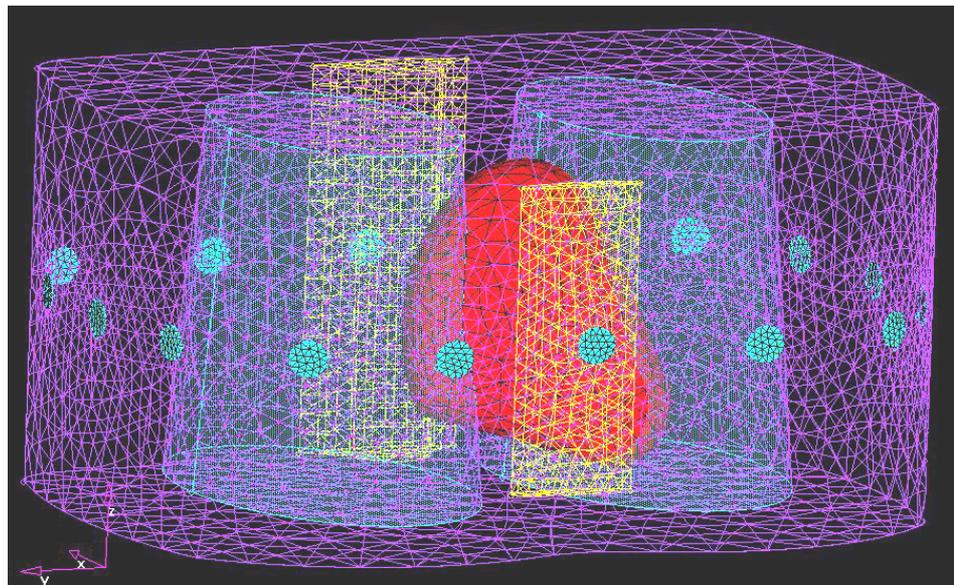


Figura 5-2. Vista 3D del modelo del tórax con electrodos superficiales

Se ha calculado la matriz de transimpedancia para una inyección-detección de forma adyacente-adyacente. Donde la matriz de transimpedancia representa todas las combinaciones posibles de inyección-detección entre electrodos adyacentes, Figura 5-3. En la matriz cada una de las filas representa una inyección para el mismo par de electrodos, así la fila 1 representa las medidas de tensión realizadas aplicando una corriente entre los electrodos 0 y 1. Cada una de las columnas representa las medidas de tensión para el mismo par de electrodos, así la primera columna representa las medidas realizadas entre los electrodos 0 y 1.

Se han simulado únicamente el caso de miocardio sano e ischemia anterior, ya que lo que se pretende es optimizar la configuración de electrodos que tenga mayor sensibilidad a una zona de ischemia aguda.

Se realizaron las simulaciones con las conductividades y permitividades relativas no transmurales (capítulo 3) para el tejido de miocardio sano e isquemia aguda y el resto de materiales de las características obtenidas de (Gabriel and Gabriel, 1996). En un primer grupo de simulaciones, se utilizaron permitividades relativas bajas considerando un modelo resistivo. Posteriormente se emplearon los valores normales para conocer los cambios que se obtendrían en una situación real.

		detección de tensión															
		0-1	1-2	2-3	3-4	4-5	5-6	6-7	7-8	8-9	9-10	10-11	11-12	12-13	13-14	14-15	15'-0
inyección de corriente	0-1	40.59	18.08	0.66	0.42	0.24	0.10	0.18	0.26	0.24	0.12	0.06	0.13	0.17	0.19	0.54	19.22
	1-2	18.90	40.30	18.46	1.22	0.32	0.10	0.15	0.17	0.13	0.05	0.02	0.04	0.04	0.04	0.07	0.60
	2-3	0.76	20.73	43.54	20.58	0.64	0.12	0.14	0.14	0.10	0.03	0.01	0.02	0.03	0.02	0.03	0.18
	3-4	0.45	1.26	19.13	41.50	18.92	0.55	0.37	0.27	0.16	0.05	0.02	0.04	0.04	0.03	0.04	0.18
	4-5	0.27	0.34	0.61	19.21	42.30	19.32	1.50	0.48	0.22	0.06	0.02	0.04	0.04	0.03	0.04	0.14
	5-6	0.11	0.11	0.12	0.59	20.40	45.24	22.95	0.57	0.18	0.04	0.01	0.02	0.02	0.02	0.02	0.07
	6-7	0.23	0.19	0.16	0.45	1.76	26.27	53.05	22.39	1.04	0.14	0.04	0.07	0.06	0.04	0.05	0.16
	7-8	0.32	0.20	0.15	0.31	0.52	0.59	20.45	51.38	26.73	0.95	0.19	0.25	0.19	0.12	0.14	0.29
	8-9	0.26	0.13	0.09	0.17	0.23	0.17	0.87	24.47	47.84	19.49	0.57	0.48	0.28	0.16	0.17	0.30
	9-10	0.13	0.05	0.03	0.05	0.06	0.04	0.12	0.89	19.55	43.92	20.75	1.41	0.37	0.15	0.14	0.20
	10-11	0.08	0.03	0.02	0.03	0.03	0.02	0.04	0.22	0.70	24.93	50.00	22.83	0.68	0.16	0.11	0.14
	11-12	0.17	0.05	0.03	0.04	0.04	0.03	0.07	0.27	0.56	1.70	22.01	48.35	21.96	0.78	0.34	0.32
	12-13	0.21	0.05	0.03	0.04	0.04	0.02	0.06	0.19	0.32	0.42	0.64	21.55	47.59	22.33	1.14	0.53
	13-14	0.23	0.04	0.02	0.03	0.03	0.02	0.04	0.12	0.17	0.17	0.14	0.72	21.22	45.30	21.31	1.04
	14-15	0.61	0.08	0.03	0.04	0.04	0.02	0.05	0.13	0.17	0.14	0.09	0.29	1.01	19.78	42.63	20.16
	15'-0	20.66	0.62	0.17	0.18	0.14	0.06	0.13	0.26	0.29	0.19	0.11	0.26	0.45	0.91	19.22	43.64

Figura 5-3. Matriz de transimpedancia para el modelo de diástole.

5.3.3. Estimación del error de medida en el modelo de elementos finitos del tórax con 16 electrodos superficiales

Se ha utilizado el error de reciprocidad de la matriz de transimpedancia como un estimador del error en las simulaciones para obtener información de la discretización del modelo, principalmente si la discretización ha sido la adecuada en los electrodos.

Para una primera discretización de 34 mil elementos y empleando electrodos superficiales, se tenía un error de reciprocidad del 14%. Al incrementar en un 75% el número de elementos el error se redujo en un 50%.

Posteriormente, se construyeron electrodos cilíndricos pero el error se redujo en menos del 1%. Esta pequeña reducción del error puede ser debida a que lo importante es la discretización de los elementos alrededor de la superficie donde se calcula la corriente total definida por los electrodos y no si éstos son un volumen o una superficie. Por lo tanto, los resultados que se reportan corresponden a los modelos con electrodos superficiales. Los modelos tienen las siguientes características:

- *Modelo de Diástole:* Elementos = 61558, Nodos = 74714. Con estas características la matriz de transimpedancia tiene un error de reciprocidad del 7.1%.
- *Modelo de Sístole:* Elementos = 61473, Nodos = 75373. Con estas características la matriz de transimpedancia tiene un error de reciprocidad del 6.1%.

Los electrodos superficiales en ambos modelos tienen 43 elementos y 102 nodos.

5.3.4. Optimización de la estrategia de inyección-detección

La optimización de la posición de los electrodos, se realiza a partir de las matrices de transimpedancia que se obtienen de la simulación con 16 electrodos, la cual esta formada por *16 inyecciones × 16 detecciones × 11 frecuencias*. Esta matriz la llamaremos Z , donde cada elemento de la matriz Z_{kl} es el valor de transimpedancia en la matriz $Z_{n \times n}$ (16 x 16) para cada una de las frecuencias.

Aplicando superposición se puede calcular cualquier combinación de electrodos inyectores y detectores (4 electrodos) que se desee. El algoritmo que nos permite obtener todas las combinaciones a 4 electrodos es

$$Z_{ij} = \sum_{vb}^j \left(\sum_{l=v+1}^b Z_{kl} \right)$$

donde cada uno de los índices del algoritmo representa:

- Número de electrodo de inyección (+), $0 < i < 14$, origen de la inyección
- Número de electrodo de inyección (-), $(i + 1) < j < (i + 8)$, desde una inyección adyacente hasta una inyección polar.
- Número de electrodo de detección (+), $0 < v < 14$, origen de la detección
- Número de electrodo de detección (-), $(v + 1) < b < (v + 8)$, desde una detección adyacente hasta una detección polar.

De todas las combinaciones encontradas, se descartan las combinaciones que son a 2 y 3 electrodos, es decir todas aquellas, que tienen

$$i = v, j = b, i = b, j = v$$

Una vez que se tienen las combinaciones a 4 electrodos, se han considerado distintos criterios que optimicen la caracterización de la zona de isquemia del miocardio maximizando el valor del:

17. 1. Valor absoluto del ΔZ
18. 2. Parte real del ΔZ
19. 3. Parte imaginaria del ΔZ
20. 4. Valor absoluto del $\Delta Z / Z$
21. 5. Valor absoluto del $\Delta Z / Z$ y con un valor mínimo de $|Z|$ de 9.5Ω .
22. 6. Diferencia de fase máxima $\left((\phi_{lfn} - \phi_{lfi}) - (\phi_{hfn} - \phi_{hfi}) \right)$.

5.4. Medidas en un phantom resistivo

Para validar experimentalmente, y de forma aproximada, las combinaciones de electrodos resultantes del proceso de optimización, se ha empleado un phantom (red con resistencias de $200\ \Omega$), Figura 5-4. El objetivo es medir el mapa de sensibilidad relativa para las combinaciones de electrodos resultantes del proceso de optimización de las simulaciones donde se consideró materiales resistivos (permitividad relativa bajas) para ver la distribución de sensibilidad en toda la sección del cuerpo. Esto es interesante, principalmente, en los criterios con combinaciones de electrodos que no sean las configuraciones estándar de las medidas de impedancia, ya que de éstas últimas los mapas de sensibilidad ya son conocidos.

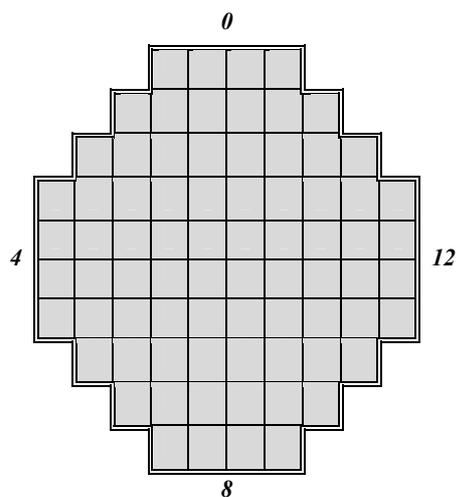


Figura 5-4. Phantom resistivo, cada línea representa una resistencia.

Para ello, se han realizado las medidas de impedancia, correspondientes con cada una de las configuraciones, colocando un arreglo de 4 resistencias en las 76 distintas celdas del phantom para obtener la variación sobre toda la superficie del phantom. Se ha utilizado un multímetro comercial con capacidad de medida a 4 hilos en corriente continua (Prema 5017).

5.5. Resultados

5.5.1. Resultados de los modelos de elementos finitos con posición estándar de electrodos

En la configuración estándar a 4 electrodos, la magnitud de impedancia presenta cambios inferiores a 1% entre sístole y diástole para el miocardio normal. La fase presenta diferencias de fase constantes (0.1°) entre sístole y diástole en todo el rango de frecuencias.

El cambio del miocardio sano a isquemia total para el modelo de diástole presenta un incremento relativo del 7.9% a 1 kHz (Figura 5-5) mientras que el modelo de sístole presenta un incremento del 8.2%. La diferencia de fase es mayor a 0.5° en todo el rango de frecuencias y alcanza un valor máximo de 1.1° a 10 kHz en ambos modelos.

Para el caso de una isquemia aguda localizada este cambio se reduce a 1.9% y 1.3% para diástole y sístole respectivamente a 1 kHz. Sin embargo, después de 30 kHz, no existen diferencias entre un estado del miocardio y otro, los cambios son mínimos e inferiores a 1%. La diferencia de fase máxima es de 0.3° a 10 kHz en diástole, sin embargo en el resto del espectro de frecuencias la diferencia es de 0.2° .

El estado de diástole presenta cambios mayores tanto en magnitud a baja frecuencia como en fase a alta frecuencia para la presencia de isquemia aguda.

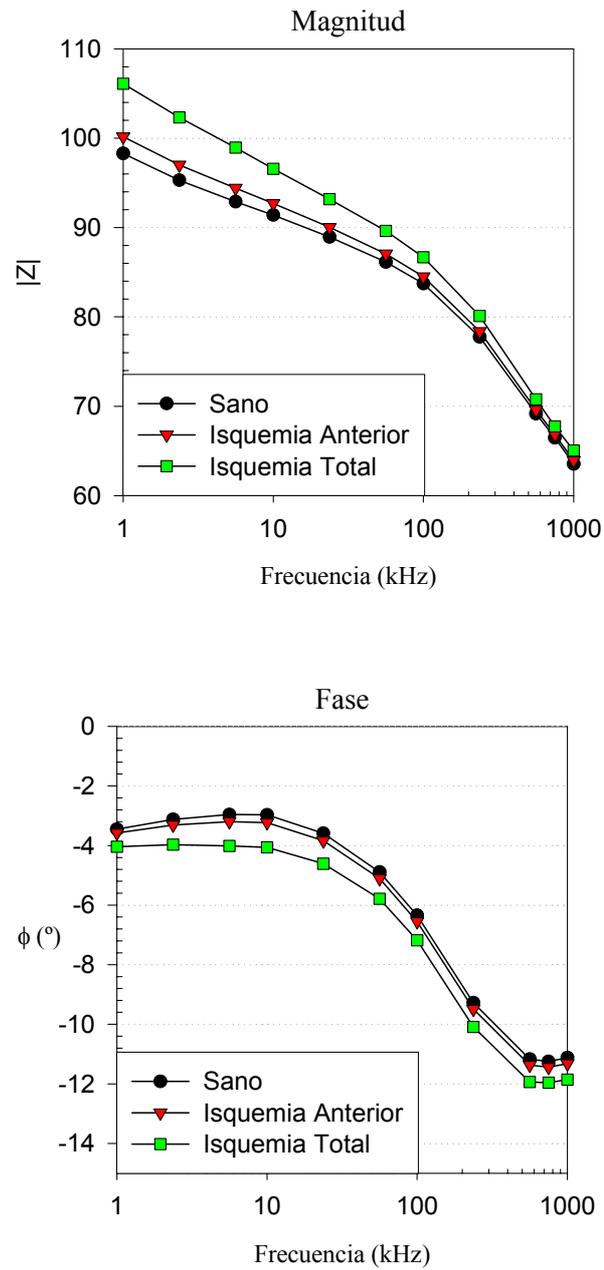


Figura 5-5. Configuración estándar a 4 electrodos, modelo en estado de diástole.

5.5.2. Resultados del modelo resistivo del tórax para las posiciones óptimas de electrodos y del phantom resistivo

Del primer grupo de simulaciones del modelo del tórax y del proceso de optimización se obtuvieron una serie de combinaciones de electrodos diferentes para cada uno de los criterios, Tabla 5-1. Por lo tanto, se seleccionaron aquellas combinaciones para los criterios optimizados que tenían mayor relación con la magnitud, debido a las características del phantom a utilizar (phantom de resistencias). Los mapas de sensibilidad se realizaron para aquellas combinaciones de electrodos que cumplen con los criterios que optimizan la parte real de la impedancia (criterio II), el incremento relativo de la impedancia (criterio IV) y la diferencia de fase máxima (criterio VI).

Tabla 5-1. Posición de electrodos para cada uno de los criterios de optimización.

Criterio	Posición de electrodos
I	i= 3, j=9, v=2, b=10
II	i=2, j=8, v=1, b=9
III	i=0, j=4, v=5, b=13
IV	i=4, j=6, v=5, b=9
V	i=6, j=8, v=3, b=7
VI	i=2, j=9, v=6, b=14

El mapa de sensibilidad de las medidas en el phantom está normalizado con respecto al valor medio de la impedancia medida $Z = \frac{(Z_m - \bar{Z})}{\bar{Z}}$. El criterio II muestra en el cuadrante donde se ubicaría la zona de isquemia una sensibilidad negativa alta, rodeada de una zona de sensibilidad nula. Recordemos que la sensibilidad negativa es el resultado de colocar una resistencia de 100 Ω en paralelo con las resistencias de 200 Ω, Figura 5-6.

El mapa de sensibilidad de aquellas combinaciones “cruzadas”, (criterio IV y VI), presentan cambios de una sensibilidad nula a una sensibilidad positiva o negativa de acuerdo con las combinaciones pertinentes. Por ejemplo, en la Figura 5-7 la mayor parte del mapa tiene una sensibilidad nula, excepto el costado izquierdo alrededor del electrodo 4, 5 y 6 teniendo una sensibilidad alta a la zona donde se ubica el área de isquemia.

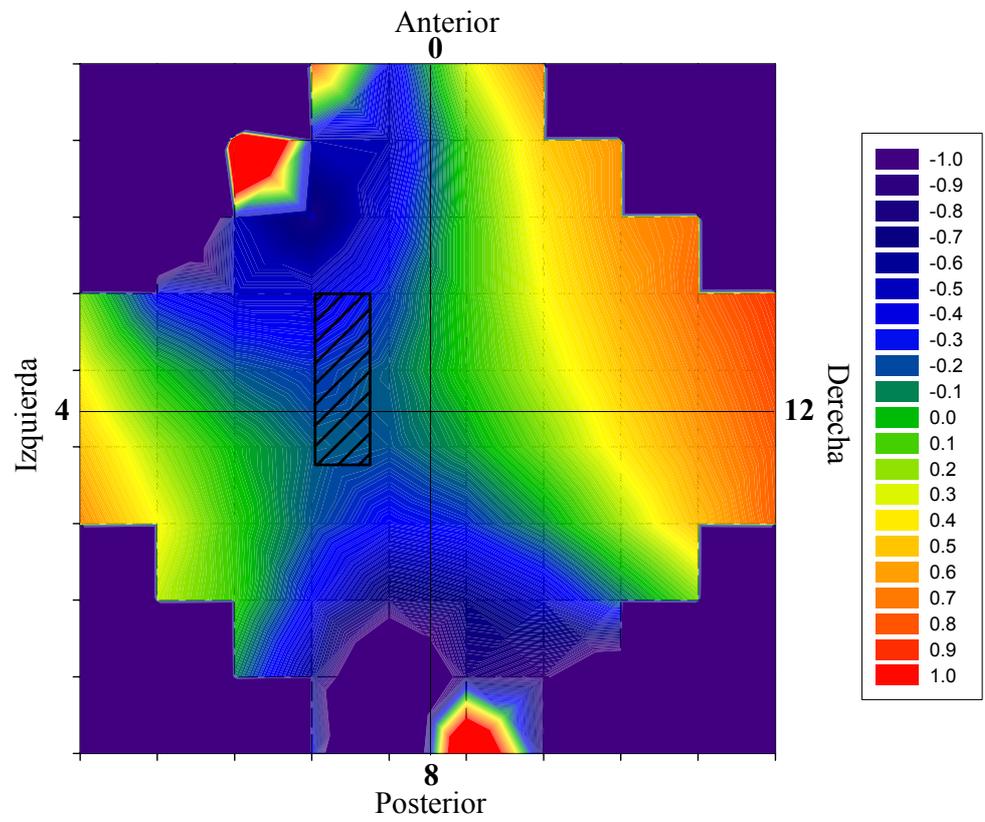


Figura 5-6. Criterio II ((2,8) (1,9)) Inyección- Detección Polar

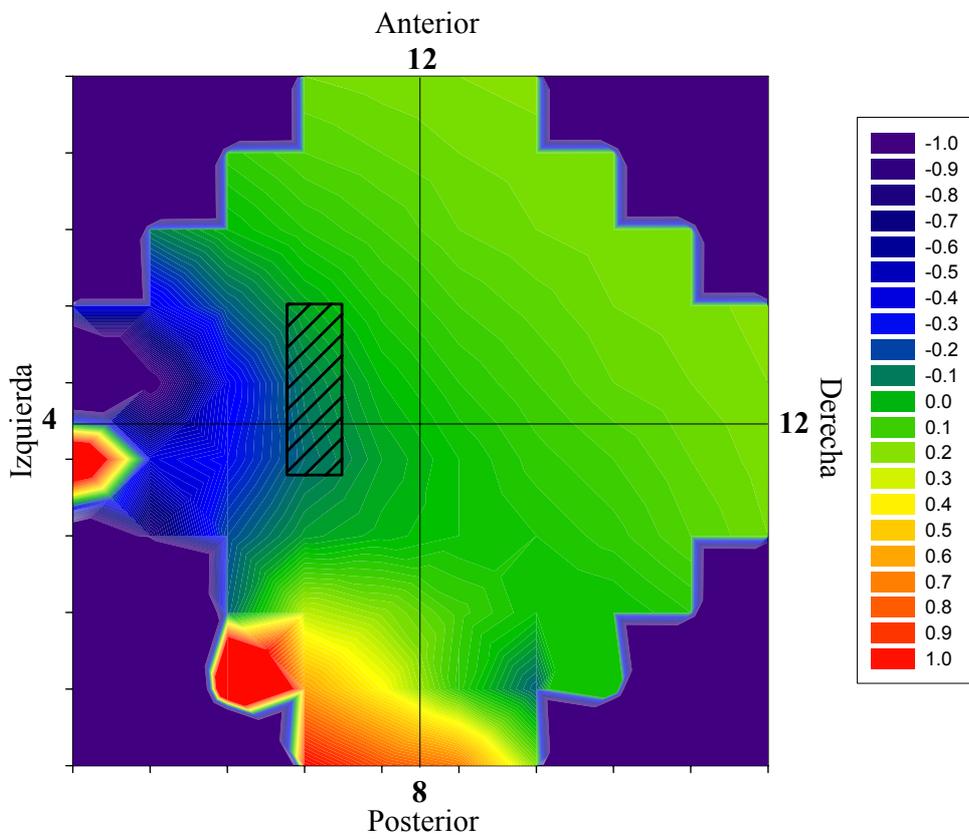


Figura 5-7. Criterio IV (4,6) (5,9), inyección-detección adyacente.

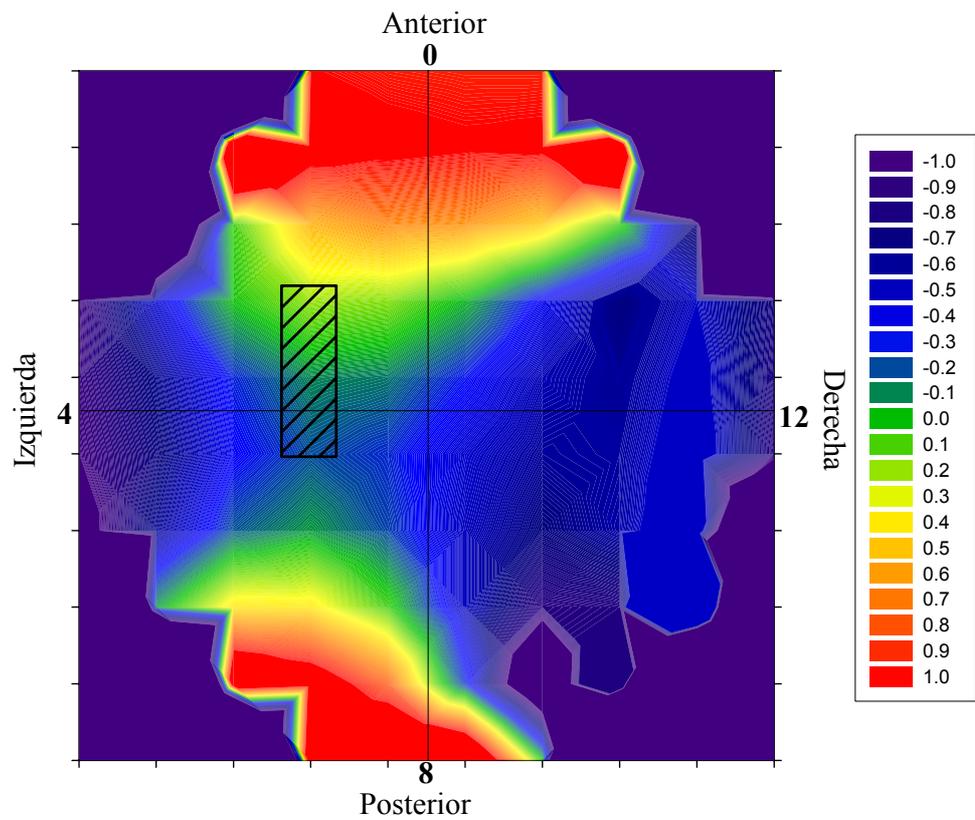


Figura 5-8. Criterio VI (2,9) (6,14), inyección-detección polar.

Sin embargo, el cambio de dimensión o de posición de un electrodo o de anatomía, podría provocar que la zona donde se ubica el corazón pase de una zona de alta sensibilidad a una zona de sensibilidad nula. Esto mismo sucede con la configuración (2,9) (6,14) del criterio VI, Figura 5-8.

Por lo tanto, estas configuraciones serán muy dependientes de la posición exacta de los diferentes electrodos, del corazón y de la isquemia por lo que sus resultados prácticos pueden no ser en todos los casos satisfactorios.

5.5.3. Optimización de la configuración a 4 electrodos para detección de isquemia aguda en el modelo de impedancia compleja

Dados los resultados obtenidos con la configuración estándar y la primera simulación considerando a los tejidos resistivos, se realizaron las simulaciones con las conductividades y permitividades relativas correspondientes. De esta forma obtenemos las combinaciones a utilizar en una medida real que mediante la optimización de impedancia para los diferentes criterios se pueda obtener una mejor diferenciación del estado del tejido de miocardio con isquemia anterior.

La optimización de impedancia presenta una combinación de electrodos distinta para cada uno de los criterios empleados. El modelo de diástole tiene las mismas posiciones de electrodos para los criterios I y III que el modelo de sístole. En el criterio II (Parte Real del incremento de Z) coincide en tener una combinación de electrodos en forma polar igual que el modelo de sístole tan solo que los electrodos se desplazan dos posiciones, Tabla 5-2. Nótese que estas combinaciones resultantes son distintas de las obtenidas cuando se considera a los tejidos resistivos.

Tabla 5-2. Posición de los electrodos para la optimización del modelo de sístole y diástole.

Criterio	Sístole	Diástole
I	$i = 0, j = 4,$ $v = 5, b = 13$	$i = 0, j = 4$ $v = 5, b = 13$
II	$i = 1, j = 9,$ $v = 0, b = 8$	$i = 3, j = 11$ $v = 2, b = 10$
III	$i = 0, j = 3,$ $v = 4, b = 12$	$i = 0, j = 3$ $v = 4, b = 12$
IV	$i = 3, j = 5,$ $v = 4, b = 10$	$i = 2, j = 8$ $v = 7, b = 9$
V	$i = 2, j = 5,$ $v = 4, b = 7$	$i = 5, j = 8$ $v = 7, b = 11$
VI	$i = 4, j = 8,$ $v = 7, b = 12$	$i = 6, j = 8$ $v = 7, b = 15$

El modelo de sístole presenta un $\Delta|Z|$ de sano a isquemia anterior de 2.35Ω (criterio I) mayor que en el modelo de diástole (0.34Ω), Figura 5-9. Este incremento de impedancia disminuye al aumentar la frecuencia, para los criterios I, II y III (Valor absoluto del incremento de impedancia $|\Delta Z|$, Parte real del ΔZ , Parte imaginaria del ΔZ).

La diferencia de fase entre el tejido isquémico y el miocardio sano para la relación bajas-altas frecuencias es de -1.35° (criterio VI) para el modelo de diástole, Tabla 5-3, y mayor que la diferencia de fase que se detectaba con una combinación estándar a 4 electrodos. Mientras que la diferencia de fase entre miocardio normal e isquemia anterior para el criterio III (Parte imaginaria ΔZ) a 10 kHz es 0.18° para este mismo modelo. Sin embargo, la diferencia de fase entre el tejido sano e isquemia anterior en la configuración de electrodos del criterio V y VI para el modelo de diástole es mayor a 2° , entre 5.6 kHz y 100 kHz, siendo máxima (2.9°) a 10 kHz, donde la estrategia de inyección-detección es adyacente (criterio V, $i = 5, j = 8, v = 7, b = 11$; criterio VI $i = 6, j = 8, v = 7, b = 15$). Mientras que en los criterios I y III se tiene una diferencia por debajo de 0.2° con una estrategia de inyección adyacente, detección polar (criterio I, $i = 0, j = 4, v = 5, b = 13$, criterio III, $i = 0, j = 3, v = 4, b = 12$).

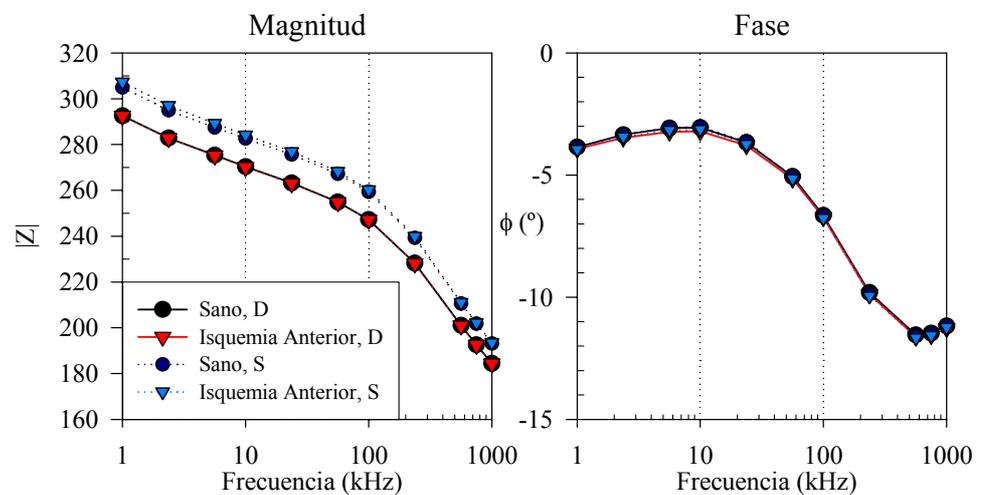


Figura 5-9. Magnitud y fase para el modelo de elementos finitos del tórax con impedancia compleja en sístole (S) y diástole (D), resultados de la optimización para el criterio I

Por lo tanto, a partir de la optimización los criterios que mejoran la estrategia estándar son el criterio V y VI ya que la diferencia de fase entre alta y baja frecuencia es mayor a 0.4° que presentaba la estrategia estándar y con respecto al incremento relativo son aproximadamente iguales.

También se debe hacer notar que las combinaciones muestran unas configuraciones cruzadas que son sensibles al área de la isquemia y, que un pequeño cambio en la

posición de alguno de los electrodos, puede provocar una sensibilidad nula al cambio. Es por ello que los cambios en magnitud son mínimos y los cambios en fase cambian totalmente, incluso el cambio relativo es máximo porque la magnitud de la impedancia es mínima.

Tabla 5-3. Resultados del modelo de diástole para cada uno de los criterios de optimización.

Criterio	$\Delta Z $ (1 kHz)	$\Delta Z / Z_n $ (%) (1 kHz)	$\phi_{1r} \phi_{1f}$
I	0.34	0.12	-0.07
II	0.30	0.002	-0.001
III	0.34	0.14	-0.09
IV	0.11	19.76	1.18
V	0.16	1.36	-1.22
VI	0.14	1.68	-1.35

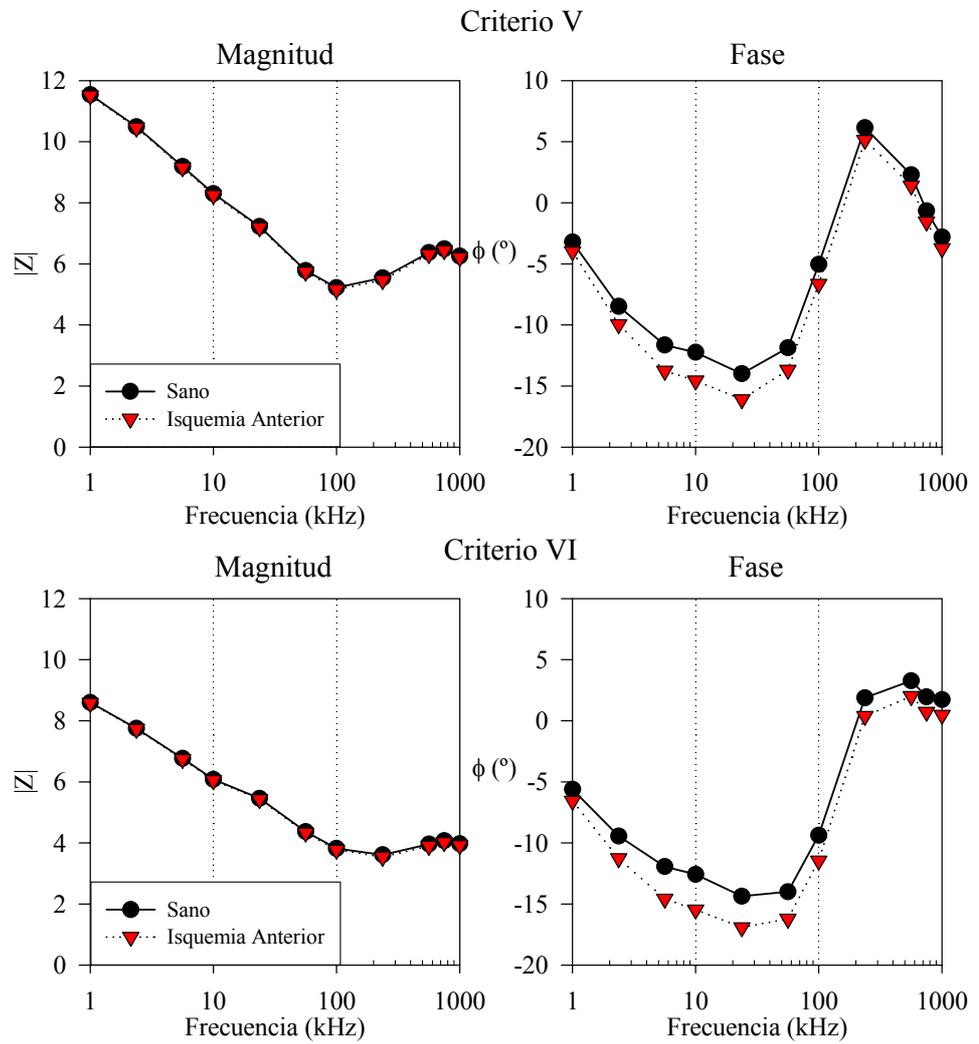


Figura 5-10. Magnitud y Fase de la impedancia del modelo de elementos finitos del tórax en estado de diástole. Criterio V y Criterio VI.

5.6. Discusión / Conclusión

Al medir los cambios desde el exterior, la pared del miocardio no estará en su totalidad dañada, por lo que la tensión se deberá a zonas con una conductividad de tejido normal y a zonas isquémicas o infartadas. Por esto, se realiza la comparación entre ambos modelos para tener otra referencia entre cuando la lesión sea general en toda la pared del miocardio o solo en una parte de ella.

Los cambios observados entre sístole y diástole en el modelo 3D no tienen una variación tan grande entre ellos (menor al 1%), por lo que se supone que cualquiera de los dos estados permitiría una detección de la zona de isquemia. También se observa que el cambio de magnitud de impedancia debido a un cambio en el estado del tejido de miocardio, de sano a una isquemia total, presenta un incremento en magnitud para una isquemia total del 6% a 1 kHz. Este cambio en la magnitud decrece conforme la frecuencia aumenta. Mientras que el cambio de fase de un caso a otro provoca una variación alrededor de 2°, lo cual permitiría diferenciarlos. Cuando el cambio es de un tejido de miocardio sano a una isquemia aguda (20% del tejido) es más difícil la distinción pues se tiene un cambio de tan solo 0.5°.

Con los resultados de la optimización de la estrategia inyección-detección encontramos que la posición de los electrodos varía de acuerdo con el criterio y también con el cambio de geometría, es decir, no se conservan las mismas posiciones para el modelo de sístole que para el modelo de diástole. Por lo tanto, tenemos una combinación de electrodos que optimizan los diferentes criterios en sístole y otros para diástole sobre todo en los criterios de los incrementos relativos de impedancia. También se observa en las combinaciones resultantes, que las estrategias para los criterios que optimizan el incremento absoluto de impedancia tienden a ser polares.

Las diferencias que se puedan encontrar, a través del modelo entre un estado de miocardio sano y el dañado, pueden verse cubiertas por la variabilidad intersujeto. Si la optimización de los parámetros provoca cambios en la posición de los electrodos, con tan solo cambiar entre el modelo de sístole y diástole, entonces podemos esperar cambios por otras variables tales como la postura y la respiración que afectará, debido al movimiento de la caja torácica, la posición del corazón. También el cambio de impedancia de los pulmones puede afectar a la distribución de sensibilidad. Además, debido al latido cardiaco, la señal tendrá una variación temporal por el cambio de sístole a diástole como el observado en las medidas mínimamente invasivas.

La estrategia de inyección de detección que presenta mayores cambios en fase para la detección de una isquemia aguda de miocardio son los criterios V y VI. Sin embargo, las tensiones absolutas son más pequeñas, por lo que el sistema de adquisición de datos, deberá tener un ruido inferior al necesario en otras combinaciones de electrodos.

También hay cambios significativos de impedancia debido a la variación de volumen sanguíneo, que provocará un efecto modulador en las tensiones medidas. Si a este efecto le añadimos el cambio de conductividad del medio externo, por ejemplo debido a la respiración o al cambio de postura, tendremos cambios de impedancia que harán aún más difícil la detección de la isquemia o su evolución.

Los valores de los cambios de impedancia que se han obtenido con el modelo implican la necesidad de diseñar equipos específicos con alta resolución de fase y de alta velocidad de adquisición de datos, para poder seguir el cambio entre sístole y diástole y así aprovechar toda la información posible. Otra posibilidad, de una mayor complejidad práctica, sería el incrementar el número de electrodos (8, 16, 32) y utilizar métodos de tomografía de impedancia eléctrica con algoritmos de reconstrucción de imágenes adecuados para focalizar la detección de una zona dañada, así como de un equipo de medida capaz de cuantificar los cambios de impedancia introducidos por una alteración en el tejido de miocardio.

REFERENCIAS

- (1994) Diagnosing and managing unstable angina. Agency for Health Care Policy and Research. *Clin Pract Guidel Quick Ref Guide Clin*, **10**, 1-25.
- Alpert, J.S., Antman, E., Apple, F., Armstrong, P.W., Bassand, J.P., de Luna, A.B., Beller, G., Breithardt, G., et al., (2000) Myocardial infarction redefined - A consensus document of the Joint European Society of Cardiology/American College of Cardiology Committee for the Redefinition of Myocardial Infarction. *European Heart Journal*, **21**, 1502-1513.
- Baarends, E.M., Lichtenbelt, W.D.V., Wouters, E.F.M. and Schols, A. (1998) Body-water compartments measured by bio-electrical impedance spectroscopy in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Clinical Nutrition*, **17**, 15-22.
- Brown, B.H., Barber, D.C., Morice, A.H. and Leathard, A.D. (1994) Cardiac and respiratory related electrical impedance changes in the human thorax., *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **41**, 729-734.
- Cornish, B.H., Jacobs, A., Thomas, B.J. and Ward, L.C. (1999) Optimizing electrode sites for segmental bioimpedance measurements. *Physiological Measurement*, **20**, 241-250.
- Eyuboglu, B.M., Brown, B.H. and Barber, D.C. (1989) In vivo imaging of cardiac related impedance changes. *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, **8**, 39-45.
- Frerichs, I. (2000) Electrical impedance tomography (EIT) in applications related to lung and ventilation: a review of experimental and clinical activities. *Physiological Measurement*, **21**, R1-R21.
- Gabriel, C. and Gabriel, S. (1996) Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies. Armstrong Laboratory (AFMC); Occupational and Environmental Health Directorate Radiofrequency Radiation Division, Texas, USA.
- Gersing, E. (1998) Impedance spectroscopy on living tissue for determination of the state of organs. *Bioelectrochemistry and Bioenergetics*, **45**, 145-149.

- Gersing, E., Bach, F., Gapikowski, H., Meissner, A., Schmidt, G. and Bretschneider, H.J. (1989) Electric impedance spectroscopy in organ conservation research. In Nikiforidis, G., Pallikarakis, N. and Proimos, B. (eds.), *V Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering*, Patras, Greece, pp. 164-165.
- Ishikawa, M., Hirose, H., Sasaki, E., Bando, M., Mori, Y. and Murakawa, S. (1996) Evaluation of myocardial viability during simple cold storage with the use of electrical properties in broad frequencies. *The Journal of heart and lung transplantation*, **15**, 1005-1011.
- Jossinet, J. (1988) A hardware design for imaging the electrical impedance of the breast. *Clinical physics and physiological measurement*, **9**, 25-28.
- Kerner, T.E., Paulsen, K.D., Hartov, A., Soho, S.K. and Poplack, S.P. (2002) Electrical impedance spectroscopy of the breast: clinical imaging results in 26 subjects. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, **21**, 638-645.
- Luo, S., Afonso, V.X., Webster, J.G. and Tompkins, W.J. (1992) The Electrode System in Impedance-Based Ventilation Measurement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **39**, 1130-1141.
- Martínez-Sánchez, C., Chuquiure-Valenzuela, E., López-Rodríguez, M.C. and Juárez-Herrera, U. (2000) Urgencias Cardiológicas II. In Intersistemas, S.A. de C.V. (ed.), *PAC Cardio-2 Programa de Actualización continua para el cardiólogo*, México, Vol. 10.
- Mayotte, M.J., Webster, J.G. and Tompkins, W.J. (1994) A Comparison of Electrodes for Potential Use in Pediatric Infant Apnea Monitoring. *Physiological Measurement*, **15**, 459-467.
- Nierman, D.M., Eisen, D.I., Fein, E.D., Hannon, E., Mechanick, J.I. and Benjamin, E. (1996) Transthoracic bioimpedance can measure extravascular lung water in acute lung injury. *Journal of Surgical Research*, **65**, 101-108.
- Petrova, G.I. (1999) Influence of electrode impedance changes on the common-mode rejection ratio in bioimpedance measurements. *Physiological Measurement*, **20**, N11-N19.
- Sahakian, A.V., Tompkins, W.J. and Webster, J.G. (1985) Electrode Motion Artifacts in Electrical-Impedance Pneumography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **32**, 448-451.

- Salazar, Y., Bragos, R., Bayés-Genis, A., Cinca, J. and Rosell, J. (2002) Evaluación de la Isquemia de Miocardio Mediante Impedancia Eléctrica: Análisis de Modelos 2D y 3D de Elementos Finitos del Tórax. *III Jornades de Recerca en Engenyeria Biomèdica*, Vic, España, pp. 76-81.
- Schafer, M., Schlegel, C., Kirlum, H.-J., Gersing, E. and Gebhard, M.M. (1998) Monitoring of damage to skeletal muscle tissues caused by ischemia. *Bioelectrochemistry and Bioenergetics*, **45**, 151-155.