

5. RESULTADOS.

5.1. Resultados del experimento previo.

Las pruebas realizadas con la estructura bobina–bobina permitieron establecer la viabilidad de medir la conductividad con un sistema basado en IM en muestras con conductividad eléctrica similar a la del tejido biológico, es decir, $\sigma < 2 \text{ S/m}$, utilizando instrumentos comerciales ya existentes. Además, con éstos fue posible establecer los rangos de frecuencia en los que *estos* instrumentos permitirían la diferenciación. De la misma manera, con los experimentos realizados se exploró la existencia de acoplamientos entre las bobinas de la estructura y el orden de magnitud del mismo, así como los niveles de ruido.

La figura 5.1 muestra los registros correspondientes a capturas donde las bobinas excitadora y receptora se encontraban sin pantalla y con ella. Como se puede notar, su presencia produce una reducción del módulo de la señal lo que indica la magnitud de su efecto. Esta diferencia crece al alejarse de la resonancia de la estructura, la cual se encuentra alrededor de los 4.1 MHz, tanto hacia arriba como hacia abajo, llegando a ser de 8 dB a 10 MHz.

En la figura 5.2 se observa el efecto del acoplamiento en las curvas correspondientes a capturas en circuito cerrado y abierto (con y sin corriente excitadora), ambas con el mismo potencial de excitación máximo suministrado por el equipo (1 V_{pp}), así como con el potencial mas bajo posible (interferencia). En ausencia de corriente de excitación no existe acoplamiento inductivo entre las bobinas de la estructura, así que nada de la señal que aparece en la sensora está asociada con él. En esta figura se añade la respuesta sin tensión de excitación para comparar con la captura de fondo del sistema donde se puede observar la magnitud de la señal **no asociada** con el acoplamiento de cualquier tipo. Se puede observar, al comparar la respuesta con la tensión de excitación mínima y en circuito abierto, que a partir de los 500 kHz el sistema presenta diferencias que van en aumento y que llegan

aproximadamente hasta los 40 dB a los 9-10 MHz. Por otro lado se observa que la respuesta del sistema apantallado, aún con alimentación, comienza a ser menor para frecuencias mayores de 6 MHz.

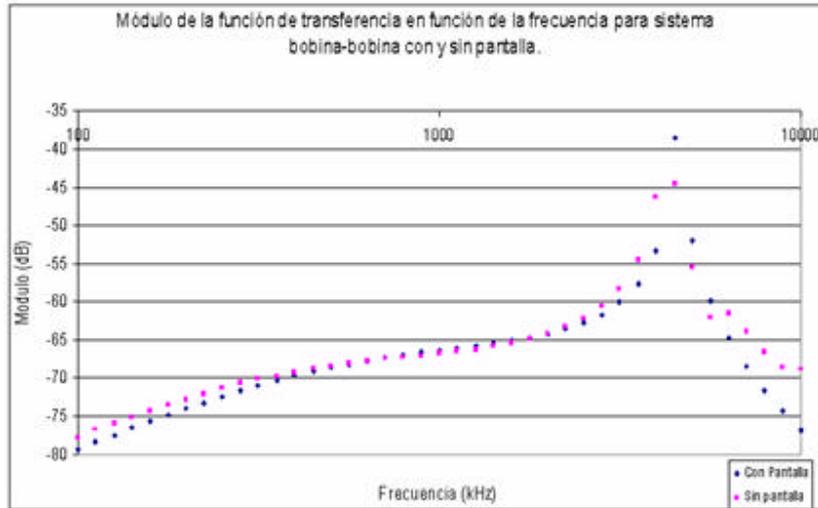


Figura 5.1. Módulo de la función de transferencia en un sistema bobina-bobina con y sin pantalla.

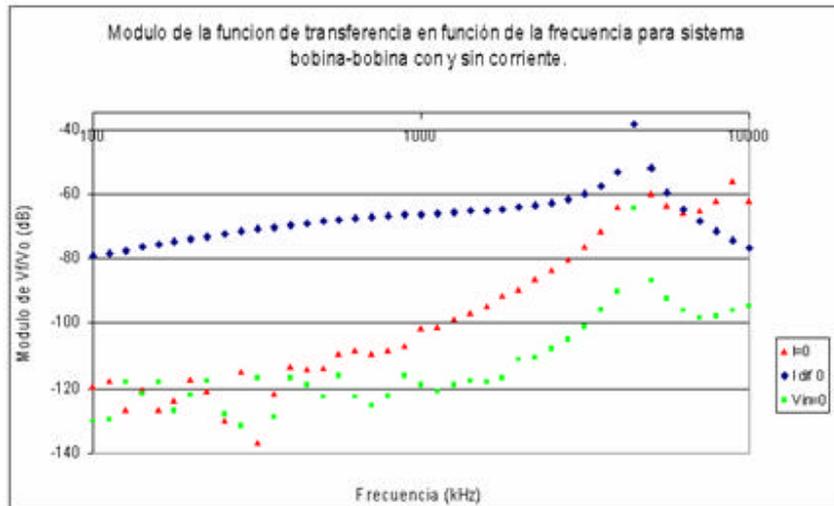


Figura 5.2. Módulo de la función de transferencia en un sistema bobina-bobina apantallado, con excitadora en circuito abierto y cerrado, así como en circuito cerrado con V_{mim} .

En la figura 5.3 se representan dos capturas con la tensión mas baja posible (indicadas con rombos y cuadrados), de manera que se refleja el orden de magnitud de las interferencias sufridas por el sistema en el ambiente de trabajo. Ambos registros se realizaron bajo las mismas condiciones, así que corresponden a capturas equivalentes.

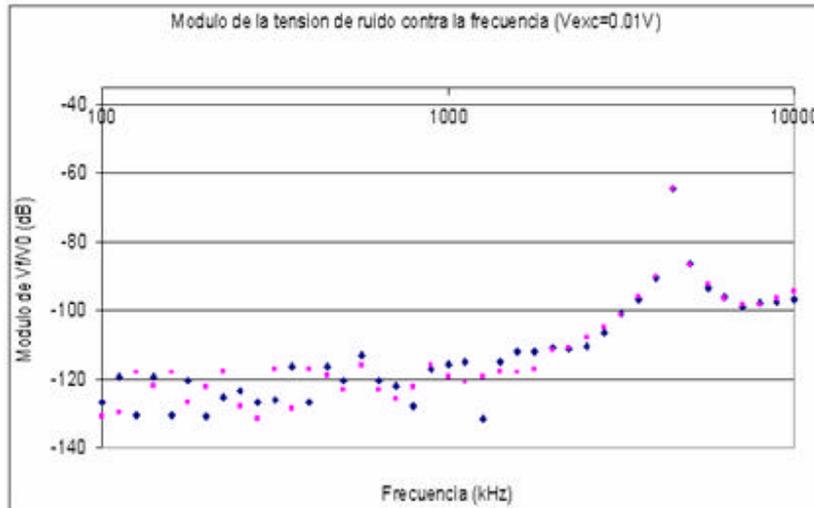
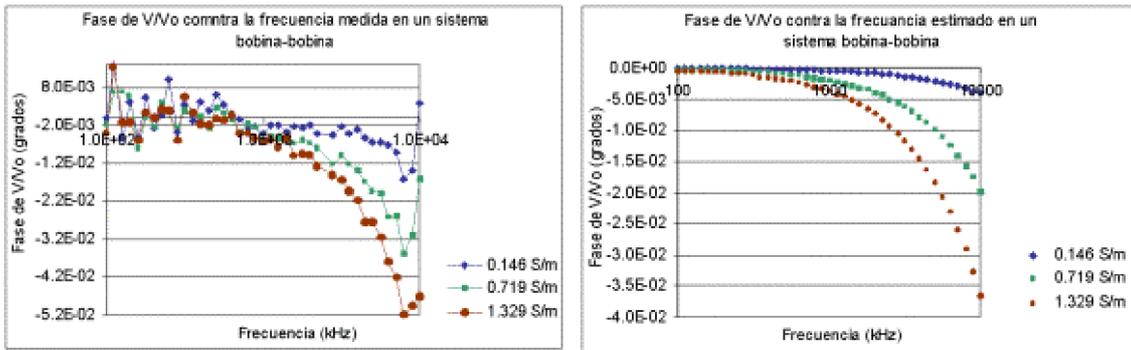


Figura 5.3. Módulo de la función de transferencia en un sistema bobina-bobina apantallado, con la tensión de excitación mas baja posible ($V=0.01V_{pp}$).

Con el sistema apantallado se realizaron medidas sobre soluciones salinas de varias concentraciones en rangos similares a las del tejido biológico. Los resultados, mostrados en la figura 5.4, indican que la respuesta del sistema frente a estas muestras presenta una tendencia similar a la predicha por la expresión de Griffiths y otros (1.999); es decir, la ecuación teóricamente deducida y los resultados de las medidas presentan la misma tendencia, en los términos establecidos en la ecuación 4.3. Además, el orden de magnitud de las medidas coincide en buen grado con la predicción teórica.

Con este experimento se demostró que son observables las diferencias entre soluciones de estas concentraciones por encima de 1.5 – 2 MHz, con este tipo de estructura y con la instrumentación comercialmente disponible. Con este resultado se confirma lo predicho en

la expresión teórica de Griffiths, a saber, que el efecto de la conductividad eléctrica se manifiesta en la parte imaginaria de la relación señal–portadora (SCR).



(a) Experimental

(b) Teórica

Figura 5.4. Fase de la relación V_f/V_0 para varias concentraciones. (a)Obtenida a partir de los valores medidos. (b)Obtenida a partir de la expresión teórica basada en la relación deducida en Griffiths y otros (1999).

5.2. Resultados en muestras inorgánicas.

De las medidas realizadas sobre muestras de agua destilada, soluciones acuosas de sal común (NaCl) y de cloruro férrico (FeCl₃), se obtuvo una idea clara de la manera cómo responde el sistema desarrollado ante los cambios de conductividad y susceptibilidad magnética en este tipo de soluciones (acuosas) cuando el sistema trabaja a frecuencia constante (28 kHz).

A continuación se examinan las características de la Im(SCR) y Re(SCR), así como su relación con los parámetros eléctricos de las muestras utilizadas. Evaluando estas componentes se podrá determinar el efecto de los parámetros eléctricos pasivos de las muestras sobre estas componentes de la SCR.

5.2.1. Medidas de conductividad con métodos basados en inducción magnética.

Basado en la ecuación 2.6 se espera, para frecuencia constante, una respuesta lineal de la parte imaginaria $\text{Im}(\text{SCR})$ con respecto a la conductividad. Esta situación se presenta en la solución salina (NaCl) y en la de FeCl_3 . En la tabla 5.1 se encuentran los valores obtenidos en las medidas con el FeCl_3 , con su desviación estándar. La figura 5.5 muestra una gráfica de los resultados para la parte imaginaria de la SCR del FeCl_3 . Los valores de la conductividad eléctrica fueron verificados constantemente con el conductímetro GLP CRISON[®], España. Como se puede ver, la dependencia de $\text{Im}(\text{SCR})$ respecto a la concentración es lineal, lo que se encuentra en perfecta concordancia con lo predicho por la ecuación 2.6 respecto a la conductividad.

5.2.2. Medidas de susceptibilidad magnética con métodos basados en inducción magnética.

En los resultados obtenidos para $\text{Re}(\text{SCR})$ en las soluciones utilizadas, se presenta una respuesta interesante. Por una parte se observa una conducta lineal con respecto a la concentración para el FeCl_3 , que es la esperada de acuerdo con la ecuación 2.6 y de las consideraciones teóricas respecto a los elementos presentes en la muestra, para una solución que contenga cantidades crecientes de material magnético (hierro) en bajas proporciones. Por otro lado, para la solución salina de NaCl la respuesta $\text{Re}(\text{SCR})$ contra la concentración es prácticamente plana. Esta respuesta también es la esperada de acuerdo con la ecuación 2.6, debido a que el sodio y el cloro no aportan una respuesta magnética de influencia notable por lo que la respuesta debería ser precisamente esa para $\text{Re}(\text{SCR})$ a diferentes concentraciones. En la tabla 5.1 se muestran los valores obtenidos para el FeCl_3 .

Los valores esperados de $\text{Re}(\text{SCR})$ para cada concentración de FeCl_3 , no se pudieron estimar por medio de cálculos teóricos debido al desconocimiento de la susceptibilidad magnética asociada con cada una de las soluciones al ser disuelta. Realmente resultó

complicado e infructuoso establecer el valor de χ_m en estas disoluciones, bien buscando en la bibliografía o consultando por correo electrónico con algunos especialistas. Lo que sí resulta claro es que la presencia creciente de Fe en la solución, basado en argumentos teóricos, debe aumentar la respuesta magnética en la dirección paramagnética, pudiendo incluso anular el diamagnetismo propio del agua ($\chi_m < 0$) y eventualmente lograr dominar (pasar a valores de $\chi_m > 0$) a partir de cierta concentración de hierro. En el caso del FeCl_3 esto ocurre a una concentración de aproximadamente 0.07 M. La figura 5.6 muestra los resultados para la solución de FeCl_3 .

Concentración (Molar)	Im(SCR)x10 ⁻⁶	STD de Im(SCR)	Re(SCR)x10 ⁻⁶	STD de Re(SCR)
0	-0.10	0.10	-1.33	0.15
0.002	0.18	0.12	-1.20	0.39
0.01	0.81	0.06	-1.10	0.23
0.05	1.92	0.08	-0.37	0.14
0.1	3.11	0.10	0.49	0.18

Tabla 5.1. Valores de la parte real e imaginaria de la SCR con sus desviaciones estándar para soluciones de FeCl_3 de distintas concentraciones.

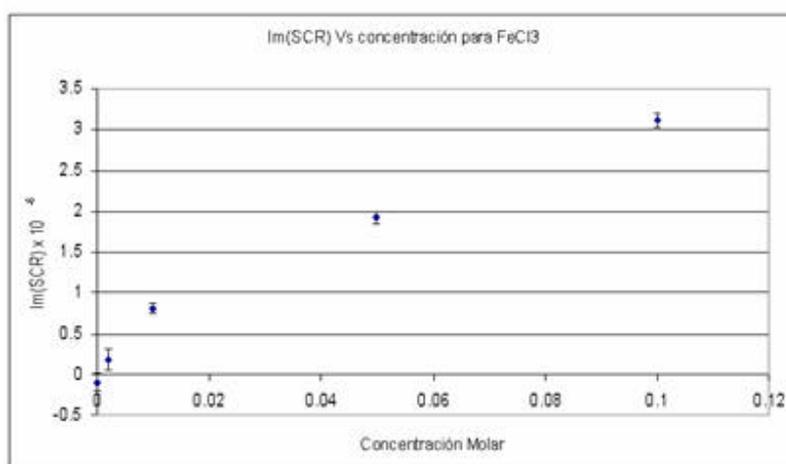


Figura 5.5. Parte imaginaria de la SCR vs la concentración para soluciones de FeCl_3 .

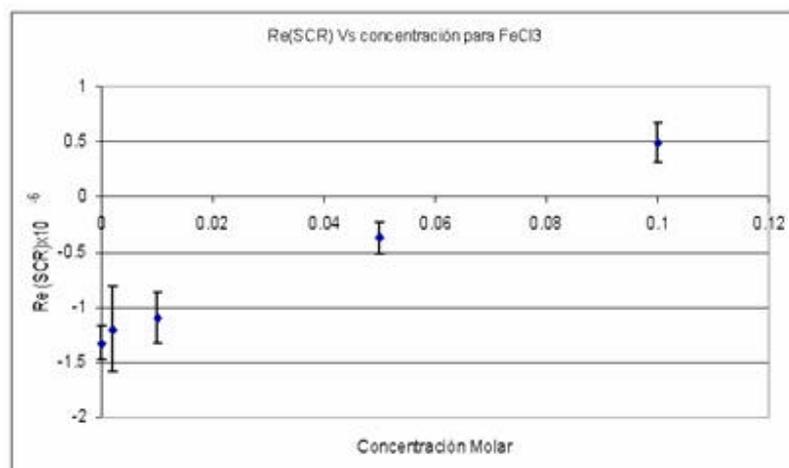


Figura 5.6. Parte real de la SCR contra la concentración para una solución de FeCl₃.

5.2.3. Caracterización eléctrica de muestras no biológicas.

Para muestras de tipo inorgánico sería posible, previa calibración experimental, determinar la conductividad σ y la susceptibilidad magnética χ_m , al menos a una frecuencia fija, por métodos basados en inducción magnética. Como ya se dijo, la $Re(SCR)$ también está afectada por ϵ_r , por lo que la medida estaría influenciada por este parámetro. A la frecuencia que se trabajó (28 kHz) y para soluciones acuosas ($\epsilon_r \approx 80$), su efecto es poco importante.

Por otro lado, del análisis de la expresión citada se podría concluir que a frecuencia variable sería posible determinar ϵ_r , pero ese problema no forma parte de este estudio.

5.3. Resultados *in vitro*: tejido hepático.

La aplicación de métodos basados en inducción magnética para la determinación de los parámetros eléctricos pasivos (PEP) de tejido biológico *in vitro*, utilizando tanto el modelo descrito como el equipo desarrollado, permite establecer la viabilidad del uso de esta técnica, al menos para muestras de tejido hepático, con el fin de estimar la concentración de hierro (χ_m). A continuación se describen los resultados obtenidos.

5.3.1. Medidas de la susceptibilidad con métodos de inducción magnética. Evaluación de la carga de hierro.

Una aplicación importante, como ya se comentó, es la relacionada con la evaluación del exceso de hierro atesorado en el hígado. En la tabla 5.2 se encuentran los resultados de la estimación de las concentraciones por varios métodos. Por otra parte, la figura 5.7 muestra la correlación entre la concentración de hierro estimada por IM y por métodos bioquímicos, para el tejido hepático, aplicando los ajustes en el cálculo que se describieron en el capítulo anterior.

Con el sistema y protocolo utilizado, la STD en Re(SCR) es del orden de 0.2×10^{-6} , lo que es menos de un tercio del valor asociado con la muestra normal. Los resultados sugieren que el modelo y el sistema son capaces de resolver muestras *in vitro* con sobrecargas de al menos el doble del límite patológico (aproximadamente $100 \mu\text{mol Fe/g}$ de hígado seco).

La cantidad total promedio de hierro almacenado en un hígado normal es del orden de 400 mg de Fe, con un rango considerado como normal de $50\text{--}500 \mu\text{g}$ de Fe/g de hígado completo o menos de $30 \mu\text{mol}$ de Fe/g de hígado seco. Mas de 1 g en el hígado se considera como sobrecarga de hierro hepático es decir, una cantidad mayor a $700 \mu\text{g}$ de Fe/g de hígado completo o $40 \mu\text{mol}$ Fe/g de hígado seco (Bauman y Harris 1967). De aquí se puede

observar que los resultados mostrados en la tabla 5.2 y la figura 5.7 sugieren que el sistema es capaz de discriminar los casos de sobrecarga media e intensa del resto de los casos.

N° de la muestra	Masa	Re(SCR) $\times 10^{-6}$	C _{Fe} por IM (μmol de Fe/g hígado seco)	STD	C _{Fe} por método Bioquímico (μmol de Fe/g hígado seco)	Perls	Resultado del estudio Histológico
M9	35.9	-1.30	0.8	24.9	16.3	1	Esteatosis moderada-severa
M11	50.9	-1.25	4.1	13.4	10.1	1	Esteatosis ligera
M12	47.5	0.10	98.1	11.2	471.0	4	Cirrosis. Hierro macrófago y hepatocitos
M13	43.0	-0.75	39.3	15.6	188.3	2-3	Hierro macrófago y hepatocitos
M14	27.8	-0.96	24.3	12.0	11.3	1	Metástasis masiva Adenocarcinoma (pequeño)
M15	46.0	-1.36	-3.0	15.1	16.5	1	Hígado no patológico
M16	40.0	-1.23	5.7	19.9	84.6	2	Hierro macrófago y hepatocitos. Coleostasis severa
M17	46.6	-1.66	-24.3	16.3	23.9	1	Congestión pasiva
M18	52.4	-0.71	42.0	13.6	34.6	1	Metástasis Masiva Carcinoma
M24	33.0	-0.87	30.5	17.0	19.4	2	Congestión por muerte
M26	62.0	-0.91	27.7	11.2	54.0	2	Coleostasis. Infarto isquémico
M33	55.5	-1.32	-0.2	12.1	15.5	1	Esteatosis moderada
M79	28.3	-0.59	50.4	16.7	19.6	1	Shock. Coleostasis Ferro Kupffer
M84	42.8	-1.20	7.8	15.3	25.8	1	L N H. Alto Grado Portal y sinusoidal
M85	48.3	-0.80	36.0	20.4	200.0	3	Congestión hepática
M87	63.8	-1.08	16.4	36.5	14.4	1	Esteatosis Leve
M90	55.0	-1.21	7.2	24.7	14.0	1	Cirrosis y Esteatosis. Alcoholismo
M91	59.8	-0.99	22.6	12.9	7.1	1	Normal. Hemorragia post stent
M99	47.6	-1.19	8.6	21.1	88.3	3	Infiltración masiva. Tumor sin hierro
M100	54.5	-1.23	5.7	37.0	11.7	2	Esteatosis Leve. Shock
M101	44.1	-1.37	-3.6	30.6	3.8	1	Shock. Necrosis centrolobular
M106	60.0	-1.40	-5.9	15.3	6.6	1	Isquemia. Infarto. Pancreatitis
M111	50.4	-1.32	-0.2	10.2	9.3	1	Esteatosis severa. Hemorragia

Tabla 5.2. Concentración de hierro hepático de cada muestra estimado por varios métodos, así como el resultado del estudio histológico.

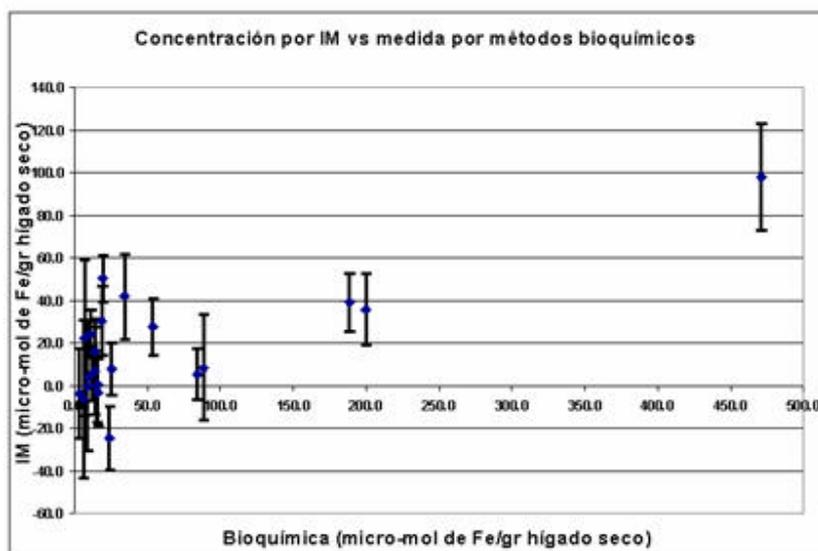


Figura 5.7. Correlación entre la concentración de hierro en muestras de tejido hepático medida por métodos basados en inducción magnética y por métodos bioquímicos.

El valor teórico esperado de Re(SCR) para una muestra de tejido hepático normal y de las características de la utilizada, calculado a través de la ecuación 2.6 (despreciando el efecto del término afectado por ϵ_r), es del orden de -0.80×10^{-6} . La respuesta estimada para hígado normal, utilizando la medida obtenida con el sistema para una muestra de agua destilada, así como la susceptibilidad magnética para el agua y para el tejido hepático normal encontradas en la literatura, da como resultado -1.22×10^{-6} . Este valor es razonablemente cercano al calculado directamente con la ecuación 2.6 asociado con un tejido hepático normal con la geometría de la muestra.

En casos de sobrecarga de hierro muy intensa, el hígado puede contener hasta 14 g de Fe (9 mg de Fe/g de hígado completo o $540 \mu\text{mol Fe/g hígado seco}$) (Bauman y Harris 1967). Así, el valor esperado de Re(SCR) para una muestra de 50 cm^3 de tejido hepático fuertemente sobrecargado, usando el modelo teórico y considerando una conducta lineal, sería del orden de $+0.44 \times 10^{-6}$.

De los resultados obtenidos se desprende que el sistema es capaz de detectar, con razonable poder de discriminación, concentraciones altas de hierro hepático. Por otro lado se observa una variabilidad e inexactitud importante en muestras con baja concentración del metal. Los valores absolutos de la concentración de hierro, calculados a partir de la $Re(SCR)$ medida y de los datos de susceptibilidad magnética tomados de la literatura, aparentemente fueron sobrevaluados cuando se calcularon. En todo caso, este resultado sugiere que para esta aplicación sería necesaria una calibración experimental.

Resulta pertinente comentar que en la evaluación teórica de la $Re(SCR)$ para una muestra de tejido biológico, la ϵ_r no resulta despreciable como en el caso del agua destilada o de soluciones acuosas, sino que por el contrario su valor es importante, pudiendo ser varios ordenes de magnitud mayor que la del agua a la frecuencia de trabajo. Este término debe producir un efecto importante, comparable incluso con el relacionado a la susceptibilidad. Nuevamente, como se comentó en la sección anterior y con más razón, una medida a varias frecuencias podría permitir la estimación de ambas variables.

En este sentido es pertinente comentar el resultado de las pruebas realizadas con la muestra M24, la cual fue congelada y descongelada siete veces para ser medida. Allí no se observó cambios significativos de $Re(SCR)$ en la serie de medidas. En realidad sería necesario realizar este tipo de prueba con un mayor número de muestras para verificar si efectivamente no hay variaciones producidas por la congelación.

5.4. Resultados en vivo.

Las medidas en vivo se realizaron introduciendo los cambios necesarios en las estructuras experimentales y en el protocolo de medida tal como fueron indicadas en el capítulo anterior. Como era de esperar, los resultados para una medida *in vivo* son más complicados de explicar e interpretar que para las muestras ya tratadas.

De los razonamientos hasta aquí expresados y ayudados por la ecuación 2.6, se esperaba que la $\text{Im}(\text{SCR})$ y $\text{Re}(\text{SCR})$ medidas, contuvieran información combinada de la conductividad eléctrica, permitividad eléctrica y susceptibilidad magnética. Sin embargo, la relación entre estas variables en las medidas en vivo no parece tan evidente.

5.4.1. Respuesta del sistema.

Antes de llevar a cabo medidas con sujetos se realizaron pruebas con muestras relativamente más simples y de volumen similar al del tórax humano para explorar la respuesta del sistema, debido a que se utilizaban muestras distintas a las usadas *in vitro*, así como una estructura de otras dimensiones y un protocolo diferente. Los resultados fueron los esperados según las predicciones, es decir, una parte imaginaria dependiente básicamente de la conductividad y una parte real dependiente del diamagnetismo del agua (en soluciones acuosas el término dependiente de ϵ_r es de poca importancia). Además se realizaron pruebas con pequeños trozos de material magnético encontrando un resultado interpretable en base a las predicciones de la ecuación 2.6.

Como se describió en la sección 4.4.3, la muestra a medir se desplaza desde una posición alejada de la estructura E-S de sensibilidad cero, hacia el interior del espacio del objeto moviendo la camilla del sistema con rapidez constante (el desplazamiento se realizó de manera manual). El movimiento se prolonga hasta atravesar las regiones de sensibilidad positiva y negativa del gradiómetro, momento en el cual se retorna a la posición inicial, alejada del PGRAD. La figura 5.8 muestra la forma de la respuesta general tanto de la parte real como imaginaria cuando se realiza este recorrido con un objeto simple y homogéneo.

En la figura 5.9 se muestra la respuesta obtenida, en una representación en diagrama de Nyquist para un envase cilíndrico de 50 litros lleno con solución salina de una conductividad de 0.4 S/m. Como se puede ver, la respuesta es casi una línea recta de pendiente constante, mayor en $\text{Im}(\text{SCR})$ (conductividad) que en $\text{Re}(\text{SCR})$ (susceptibilidad).

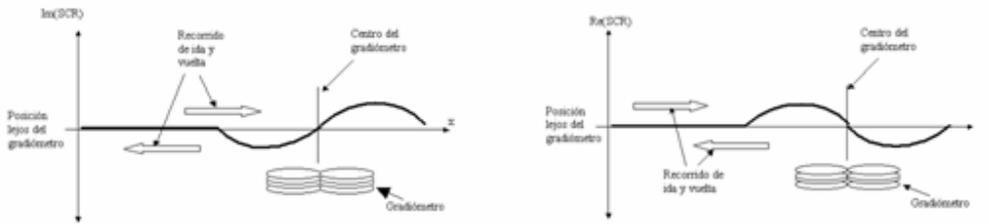


Figura 5.8. Respuesta de la parte real e imaginaria de la SCR obtenida (de existir) durante el *scan* de un objeto sencillo a lo largo de la región del objeto. El signo de la $Re(SCR)$ depende del magnetismo de la muestra.

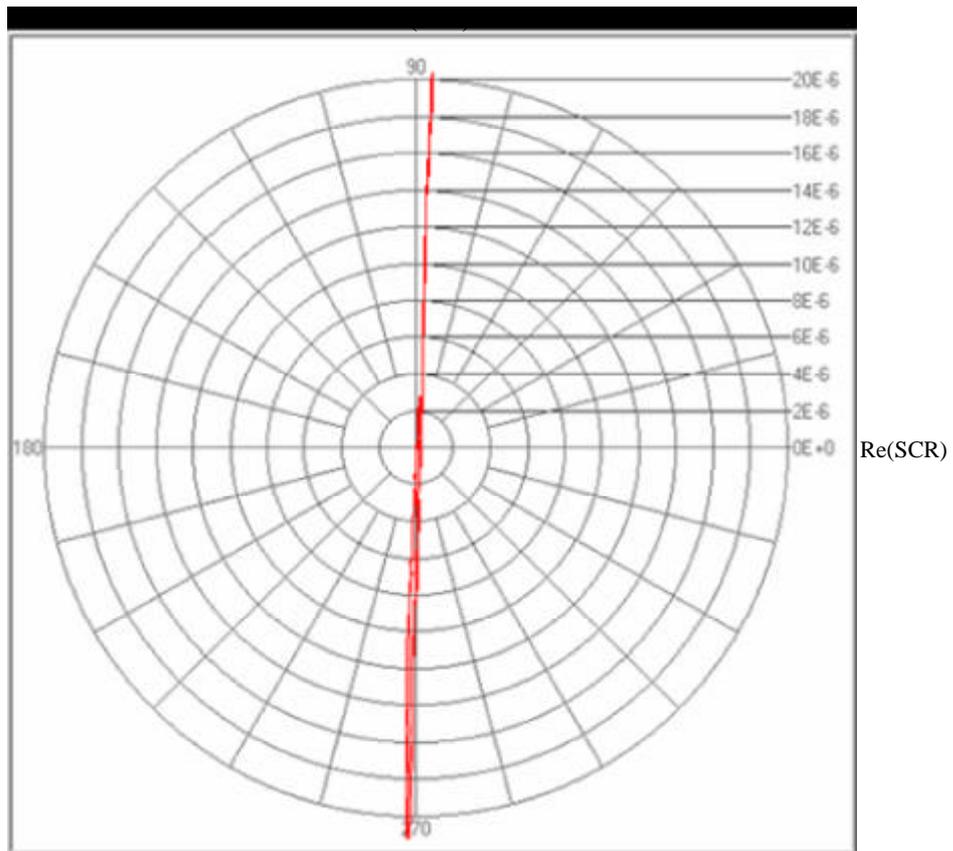


Figura 5.9. Representación de la SCR, $Im(SCR)$ vs $Re(SCR)$, para una muestra consistente en un cilindro de 50 l lleno con una solución salina de conductividad 0.4 S/m.

Los registros obtenidos en las medidas realizadas en sujetos resultan más complejos si se comparan con los asociados con muestras grandes y homogéneas, por ejemplo, un cilindro de 50 l de solución salina (NaCl). En este último caso se observa que la parte imaginaria, dependiente de la conductividad, es elevada respecto a la parte real, la cual está asociada con el diamagnetismo del agua.

Las figuras 5.10 y 5.11 presentan la respuesta obtenida para un sujeto, tanto en posición boca arriba (hígado más alejado del sensor) como boca abajo. El sujeto se ubica de manera que la región del hígado, la cual se localiza por palpación directa, queda ubicada sobre la línea que pasa por la región de máxima sensibilidad del PGRAD.

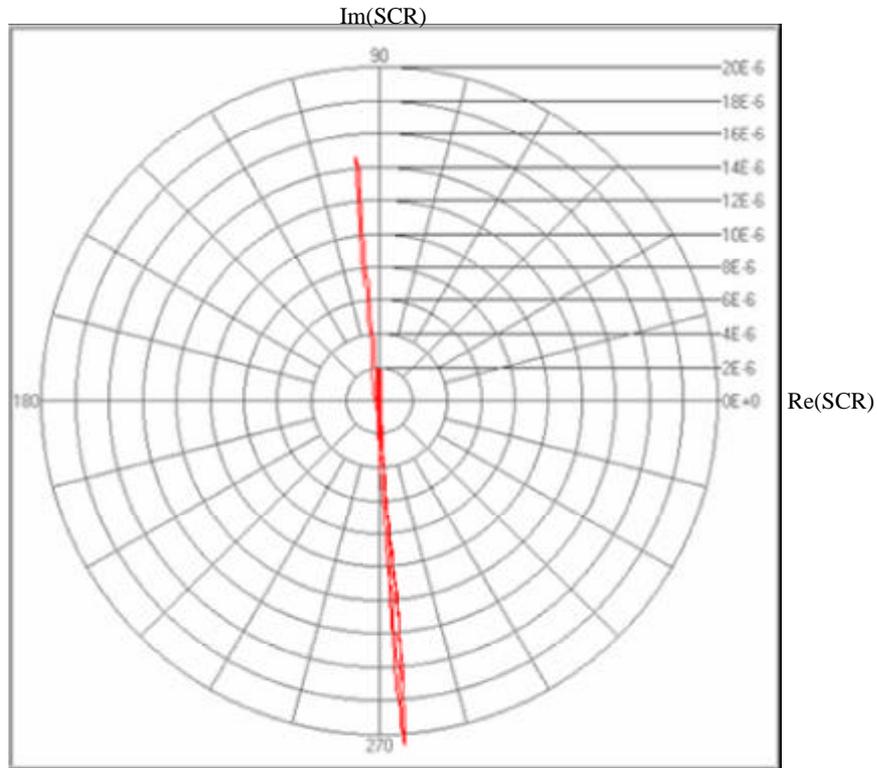


Figura 5.10. Aspecto de la respuesta general en un diagrama de Nyquist para un sujeto en posición boca abajo.

En el experimento con humanos se obtiene una representación que también se diferencia de las obtenidas para muestras *in vitro*, pequeñas y localizadas, o de las soluciones salinas

acuosas grandes pero homogéneas, hasta el punto que se dificulta el análisis directo basado solamente en los modelos desarrollados y utilizados hasta este punto. Debido a esto, se comentarán los resultados en cada uno de los casos medidos de la manera mas completa posible. En este sentido se puede observar, en el diagrama de Nyquist, que las respuestas son fuertemente dependientes de la posición del sujeto (boca arriba o abajo).

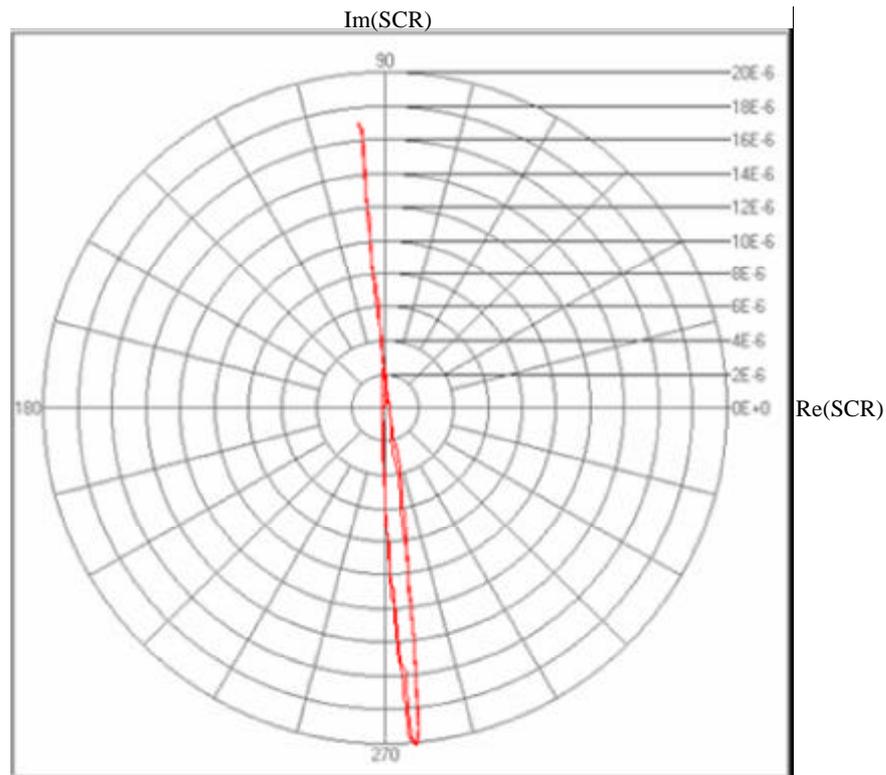


Figura 5.11. Aspecto de la respuesta general en un diagrama de Nyquist para un sujeto en posición boca arriba.

Se puede observar la diferencia de estos registros entre sí y de ellos respecto al asociado con el cilindro de 50 l de agua salina. Se observa una inversión en la pendiente del tramo de curva ubicada en el segundo cuadrante y la aparición de un lazo en el cuarto cuadrante. Quizás sería posible determinar alguna información relacionada con el contenido de hierro a partir de las capturas relacionadas con sujetos en distintas posiciones. Esa opción se discutirá en la próxima sección.

5.4.2. Evaluación de la sobrecarga.

Con los registros mostrados en las figuras 5.10 y 5.11 se plantean dos cuestiones. Por una parte resulta interesante intentar entender las razones físicas que permiten comprender este comportamiento, y por otra, lograr definir algún indicador que permita evaluar el contenido de hierro hepático, discriminando así diferentes niveles de sobrecarga en vivo. Resolver la primera de estas cuestiones permitiría arrojar luz sobre la búsqueda de la respuesta de la segunda. Sin embargo, descubrir las razones y los detalles de fondo asociados con esta conducta no resulta evidente ni claramente posible en este momento, así que parece más razonable conformarse, como en muchas otras ocasiones, con la respuesta de la segunda (aun a riesgo de no tener éxito tampoco).

En este sentido, se puede observar en la figura 5.11 la presencia y las características del lazo ubicado en el cuarto cuadrante de la gráfica correspondiente a la posición boca arriba, el cual (se pensó en principio) podría ser significativo. Además, la pendiente del trozo de curva ubicado en el segundo cuadrante, la cual ha cambiado de orientación respecto a la del envase de 50 l de agua o solución salina (ubicada en el primero), podría contener también alguna información acerca de los niveles de sobrecarga de hierro hepático.

Esta conclusión se sugiere basado en un conjunto de pruebas realizadas con el cilindro de agua de 50 l y pequeños trozos de material magnético adheridos a la pared del envase, las cuales sugieren que la presencia del lazo es significativa para evaluar el magnetismo de la muestra. Además, está el conocimiento previo que se posee respecto a que, algunos de los sujetos son pacientes con sobrecarga de hierro ya probada por otros métodos y la comparación de los registros correspondientes a ellos.

Una primera observación sugiere que tanto el área del lazo como la pendiente del tramo antes señalado, parecen modificarse en muchos de estos sujetos respecto a los supuestos sanos de control. Aparentemente en ellos estas características aumentan (área del lazo y módulo de la pendiente indicada) con el aumento del contenido de hierro, sugiriendo su relación con la variable objeto de la evaluación. La figura 5.12 muestra el registro

correspondiente a otro sujeto en la cual se observa una diferencia que en principio se puede calificar como notable respecto al registro mostrado en la figura 5.11.

Se desarrollo el software para el cálculo del área del lazo que aparece en el cuarto cuadrante en cada uno de los registros obtenidos para cada sujeto. Lo mismo se hizo para las pendientes o ángulos en el segundo cuadrante.

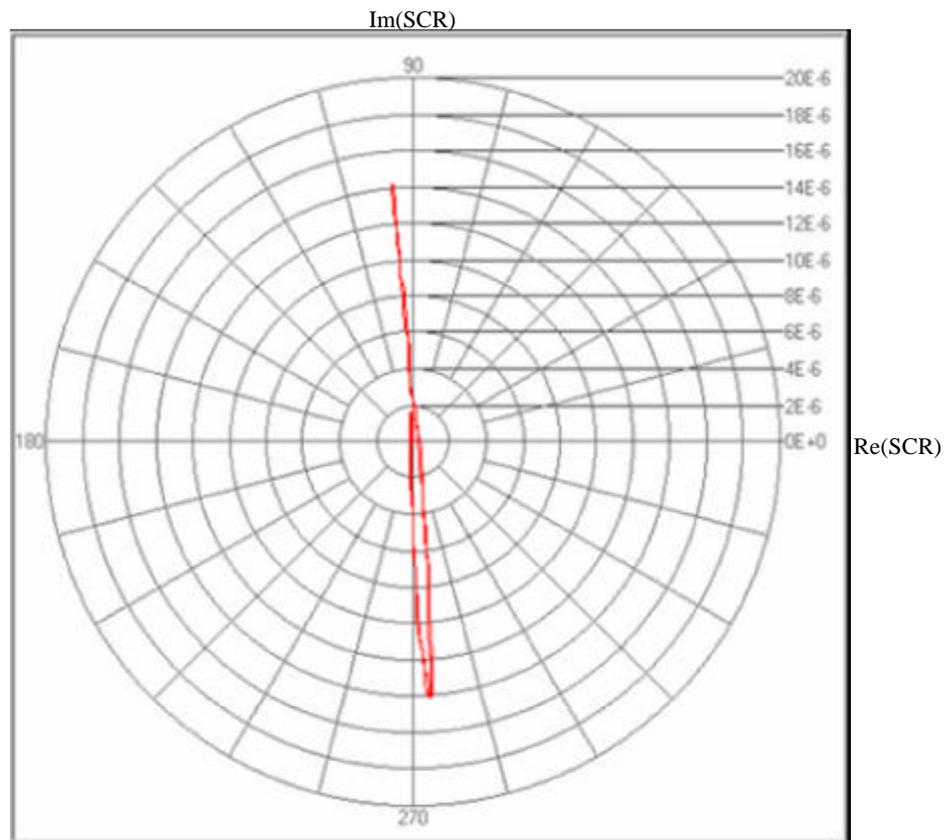


Figura 5.12. Aspecto de la respuesta general en un diagrama de Nyquist de la SCR medida para otro sujeto diferente al de la figura 5.11 también en posición boca arriba.

Los valores absolutos de las áreas se compararon directamente entre sí, además de normalizadas a través del valor máximo de la parte imaginaria $\text{Im(SCR)}_{\text{max}}$, medida en cada individuo, la cual es proporcional a la conductividad eléctrica total y en cierta manera a la envergadura o talla del sujeto.

Se puede señalar que los valores obtenidos para distintos registros del mismo sujeto (al menos tres para cada posición) presentan una variabilidad importante como se puede observar en la tabla 5.2 para algunos de ellos. La tabla 5.3 muestra los promedios de las áreas directas y normalizadas, así como los ángulos de la recta antes mencionada en ambos sentidos del recorrido del *scan*, medidos respecto al semieje negativo de Re(SCR), para los sujetos indicados.

Denominación	Área 1 (x 10 ¹²)	Área 2 (x 10 ¹²)	Área 3 (x 10 ¹²)
Ll1 (paciente)	7.44	4.38	6.98
Me1 (paciente)	17.52	14.89	18.99
Ti1 (paciente)	3.81	4.92	3.05
Ar1 (paciente)	15.92	12.83	13.33
Mi1 (voluntario)	12.98	13.98	15.70
Sa1 (voluntario)	3.40	4.86	3.38
An1 (voluntario)	20.88	21.61	20.75

Tabla 5.2. Valor del área no normalizada por la parte imaginaria máxima, para cada uno de los tres registros realizados a los sujetos indicados (algunos pacientes y otros voluntarios).

Cond	Alias	Sexo	Peso (kg)	Talla (cm)	Área x 10 ¹²	(Área x 10 ¹²)/Im _{max}	Ángulo_1	Ángulo_2
Pac.	Ll1	F	64	158	6.27	8.71	85.393	84.852
Pac.	Me1	M	75	168	17.13	15.54	83.614	82.958
Pac.	Ti1	F	50	150	3.93	6.27	85.599	84.816
Pac.	Ar1	M	85	172	15.40	14.47	83.786	83.133
Pac.	Fu1	M	85	170	25.32	24.88	84.874	83.036
Pac.	Re1	M	84	176	14.00	14.81	85.075	88.708
Pac.	Se1	M	80	175	16.33	15.59	83.842	84.296
Pac.	Pa1	M	80	170	18.34	18.86	83.520	83.146
Pac.	Pa2	M	80	170	16.73	16.17	83.541	82.578
Pac.	Pa3	M	80	170	13.71	12.83	85.471	-----
Pac.	De1	M	88	173	16.16	16.73	86.141	84.575
Vol.	Mi1	M	78	163	14.42	16.44	85.252	83.152
Vol.	Sa1	F	57	165	3.88	6.35	85.774	86.018
Vol.	Al1	M	87	175	16.90	15.12	-----	-----
Vol.	An1	M	80	178	21.08	21.68	85.568	83.998
Vol.	He1	M	51	167	3.75	5.40	84.959	84.890
Vol.	Ro1	M	84	177	20.52	20.96	83.632	83.444
Vol.	Xa1	M	72	169	11.41	11.83	85.628	83.370

Tabla 5.3. Áreas de los lazos y ángulos de las rectas (ida y vuelta del *scan*) para los sujetos analizados. Primero se listan los pacientes (pac.) y luego los voluntarios (Vol.).

La comparación de los valores obtenidos tanto de las áreas de los lazos, directas o normalizadas, así como de las pendientes de las rectas, no resultó suficiente y definitiva como elemento de predicción de la sobrecarga de hierro hepático, debido a que no se pudo observar diferencias y tendencias significativas que permitieran discriminar a los sujetos con distintas sobrecargas, ya identificables éstos por el conocimiento previo que de ellos se posee o respecto a los voluntarios de control.

Los resultados obtenidos en la prueba realizada con la cubeta cilíndrica de 50 litros llena de agua de baja conductividad sobre cuya superficie se fijó un pequeño trozo de material magnético (sistema relativamente homogéneo), la cual es coherente con las predicciones que se desprenderían de la ecuación 2.6, hacen pensar que la complejidad y heterogeneidad de la zona examinada en sujetos, sobre todo la asociada con las asimetrías del tórax, son las causas que determinan las características de la respuesta observada para ellos. Además, la forma y tamaño del lazo se modifica al variar la cantidad de material magnético adherido al cilindro, es decir, al aumentar la intensidad de la respuesta magnética del objeto fijado a la superficie de la cubeta. De esta manera parece que el área del lazo contiene información acerca de esta variable.

Hay que recordar que la $Re(SCR)$, a la vista de las ecuaciones generales mostradas en el capítulo 2, depende de la permitividad eléctrica relativa ϵ_r y que ésta, para tejido biológico, es mucho mayor que para el agua a la frecuencia de trabajo (28 kHz), por lo que su efecto debe cobrar gran importancia. Por otro lado, observando la dependencia de la SCR respecto a ϵ_r , σ , χ_m y la frecuencia, sería posible separar sus contribuciones conociendo sus dependencias frecuenciales.

Otro punto importante, está relacionado con un mejor control de la posición del individuo en el *scan*, lo que se traduciría en una mayor repetibilidad y menor variabilidad de los resultados lo que significa mayor calidad de los registros y por tanto del procesado de los datos. Si además, se midiera en varias posiciones (rotando y desplazando), se podría tener más información de manera de dirigir mejor el análisis a la zona de interés; el hígado.