

1. CONCEPTOS GENERALES. ANTECEDENTES, Y OBJETIVOS

1.1. Introducción.

Durante mucho tiempo, algunos investigadores interesados en las áreas médicas y biológicas aplicadas, han intentado utilizar los métodos de medida de impedancia eléctrica para estudiar tejido biológico. Durante estos estudios se han desarrollado aplicaciones más o menos exitosas. Una evidencia de este esfuerzo e interés lo representa la existencia de un Comité Internacional para la Promoción de la Investigación en Bioimpedancia (ICPRBI), el cual ha impulsado la realización de 11 Conferencias Internacionales sobre Bioimpedancia Eléctrica entre 1969 (New York) y 2001 (Oslo).

La mayoría de las publicaciones en esta área se han dirigido principalmente al desarrollo de protocolos de medida adecuados utilizando electrodos de contacto, a la mejora de la Instrumentación y a la interpretación de los resultados obtenidos.

En general, ha existido mucho interés, pero poco éxito, por los métodos libres de contacto físico basados en inducción magnética (IM) para el examen de materiales poco conductores como un camino para superar algunos de los problemas relacionados con la conexión sistema – muestra. Las técnicas de IM ya se utilizan desde hace algún tiempo en el examen de materiales conductores (metales). De ser posible su uso para muestras biológicas, permitiría en el futuro la medida de parámetros eléctricos sobre tejido biológico en zonas donde hoy es muy difícil o imposible. Ejemplos de posibles aplicaciones basadas en IM pueden ser: monitorización de edema cerebral, evaluación de procesos de cicatrización, evolución de pieles quemadas, chequeo de órganos cerca de la superficie, etc.

Por otro lado, como se verá en el desarrollo del trabajo, los métodos basados en IM no sólo permitirían la determinación de la conductividad eléctrica, como ya se hace con mayor o menor éxito a través de los métodos con contacto, sino que además abriría la posibilidad de decir "algo" acerca de las propiedades magnéticas del tejido biológico. En este sentido, y como evidencia de la utilidad de esta información en el ámbito biológico, se puede señalar que existe material como el tejido hepático que posee una cantidad importante de hierro. Este metal le confiere una conducta magnética diferente a la del fondo biológico, el cual también exhibe una conducta magnética (en este caso diamagnética).

El presente trabajo pretende contribuir en algunos de estos aspectos. Se trata de ampliar algunos modelos ya existentes y proponer otros nuevos que permitan tener una idea clara de lo que se espera obtener en las medidas realizadas con sistemas basados en IM. Una vez en este punto, será posible estimar los ordenes de magnitud de las señales que se esperan obtener y desde allí, establecer la factibilidad de la medida con la instrumentación disponible o, si por el contrario, es necesario el desarrollo de nuevos sistemas. Definidos los niveles a medir y desarrollados los sistemas necesarios para su medida, se podrán definir los protocolos con los que se llevarán adelante las mismas. Finalmente, con el conocimiento previo que se disponga acerca de las características del material estudiado, se procesarán y analizarán los resultados tratando de establecer la posibilidad y las condiciones para utilizar métodos basados en IM para la medida de los parámetros eléctricos y magnéticos de la muestra estudiada (por ejemplo, un órgano de un paciente).

Lo que se ha descrito en el párrafo anterior resume el objeto de este trabajo. Para lograrlo, se organiza el mismo de la siguiente manera. En el resto del capítulo 1 se discute brevemente el vocabulario básico del área, como lo son las características eléctricas del tejido biológico, los métodos de medida tradicionalmente utilizados para evaluarlas y sus propiedades magnéticas. Además, se comentarán las características más resaltantes de los métodos con contacto y algunos de los problemas asociados a ellos, así como la evolución y estado actual de los métodos libre de contacto eléctrico en sus diferentes manifestaciones. Todo lo anterior permitirá definir los objetivos del estudio.

En el capítulo 2 se presenta el desarrollo del modelo y las ideas que se proponen para la interpretación de las medidas, obteniéndose una expresión analítica para la respuesta en un sistema coaxial de dos bobinas con un objeto de geometría cilíndrica, coaxial, tanto centrado en el punto medio entre las bobinas, como no centrado (siempre coaxial) entre ellas, basado en un modelo sencillo de comportamiento.

En el capítulo 3 se presenta la instrumentación, la cual ha sido desarrollada en la División de Instrumentación y Bioingeniería (DIB) del Departamento de Electrónica de la Universidad Politécnica de Cataluña. Así mismo, se discuten los requisitos y condiciones necesarias para la realización de las medidas.

En el capítulo 4 se describen los protocolos utilizados para la realización de las distintas medidas. En una primera etapa se detalla el procedimiento seguido en un experimento previo, con el fin de determinar los límites de medida de la conductividad eléctrica utilizando la instrumentación comercialmente disponible. Luego se describen los protocolos usados para la realización de las medidas, con la instrumentación desarrollada, de cada una de las distintas muestras, es decir: soluciones inorgánicas, tejido *in vitro* y sujetos en vivo.

El capítulo 5 presenta los resultados experimentales para cada una de las pruebas realizadas con cada conjunto de muestras y una discusión de los mismos.

En el capítulo 6 se resumen las conclusiones que se desprenden de los resultados obtenidos y del análisis de los mismos. Además, se presentan propuestas para el desarrollo de trabajos futuros.

Se han dejado los detalles de la derivación de las expresiones para los apéndices, en los que se separa cada uno de los casos estudiados.

1.2. Conceptos generales.

Las medidas de las características eléctricas del tejido biológico adquieren cada día más interés en el área de la medicina y la biología. Por esta razón es necesario un conocimiento de las mismas, al menos breve, y su relación con los constituyentes del tejido y con los procesos físicos que en él ocurren.

A continuación se comentan cualitativamente las ideas de mayor interés para establecer el vocabulario y las nociones básicas del tema de la tesis. Una discusión más exhaustiva y profunda se puede encontrar en las referencias que se citan en cada punto específico.

1.2.1. Propiedades eléctricas pasivas de los tejidos biológicos.

Cuando un material se somete a la acción de un campo magnético externo, se produce en él una respuesta que está asociada con sus propiedades eléctricas pasivas (PEP), es decir, la conductividad eléctrica σ y la permitividad eléctrica ϵ , así como la permeabilidad magnética μ . Si éste es poco conductor y débilmente magnético y además el campo es de baja frecuencia (cuando la aproximación cuasi-estática es válida), se pueden considerar separadamente los efectos eléctricos y magnéticos.

Para ello, se tiene que cumplir que las corrientes eléctricas de pérdida (*eddy currents*) que se establecen en el material sean suficientemente pequeñas, de manera que no perturben el comportamiento de los dipolos magnéticos localizados que pudieran existir en él. Por otro lado, la magnetización que se produce en la muestra, debida a la orientación de estos dipolos por la acción del campo magnético externo, no altere esencialmente el campo que experimenta el material, el cual se considera igual al producido por la fuente externa.

De esta manera, se pueden tratar por separado los efectos eléctricos y magnéticos del medio bajo estudio y una vez encontrados ambos, superponerlos para hallar el resultado.

Cuando se miden las PEP por métodos de contacto solo se registran la σ y ϵ . Debido a este hecho, la separación permitirá además una comparación más directa entre técnicas.

1.2.1.1. Propiedades dieléctricas.

Cuando un dieléctrico se expone a un **campo eléctrico**, se generan en él ciertos procesos que se pueden describir a través del comportamiento de las variables conductividad y permitividad eléctricas, σ y ϵ respectivamente, las cuales contienen información de cómo responde su estructura al campo aplicado. En general, estas cantidades son tensores, pero al considerar que el medio es isotrópico y que su respuesta es independiente del tiempo, se puede simplificar y aproximarlas a un escalar dependiente de la frecuencia, el cual se puede expresar como un número complejo (Rigaud y otros 1996).

Bajo la acción de este campo se inducen fuerzas que actúan sobre los distintos componentes del medio logrando bien la polarización de algunas estructuras no polares o la orientación de los dipolos ya existentes en ella. La manera cómo responde la muestra a un campo eléctrico variable depende de las características de esas estructuras y esos dipolos, así como de la capacidad para que estos se formen u orienten. La relación que se establece entre el campo eléctrico y la densidad de corriente en el medio dieléctrico está dada por:

$$\vec{J} = \kappa \vec{E} = (\sigma + j\omega\epsilon) \vec{E} \quad (1.1)$$

donde κ es la conductividad compleja, σ la conductividad, ω la frecuencia angular y ϵ la permitividad eléctrica del objeto.

Un estudio y una interpretación para los fenómenos que se presentan, se puede encontrar en las teorías y modelos desarrollados para medios dieléctricos no homogéneos con pérdidas. Una discusión acerca de los fundamentos de los distintos modelos, se puede encontrar en [Grimnes y Martinsen 2000].

Por otro lado, la célula es una estructura compleja constituida por una membrana cerrada que exhibe un comportamiento "inteligente" (semipermeable y selectiva), formada básicamente por una doble capa de lípidos con proteínas. Las diversas moléculas que se encuentran "insertadas" en ellas poseen diferentes afinidades y fobias, en especial al agua [Rigaud y otros 1996]. Ella separa dos regiones: una interior, el citoplasma, que está formado por otros elementos con funciones específicas (organelos) que "nadan" en el líquido intracelular. Cuando se agrupan células con una función específica se forman los tejidos, quedando entre ellas espacios llenos por el líquido extracelular. Cada una de esas estructuras y regiones poseen propiedades eléctricas muy particulares que, dependiendo de su constitución y estado, determinarán la conducta de σ y ϵ en función de la frecuencia.

La figura 1.1 muestra la conducta general en función de la frecuencia tanto de la conductividad como de la permitividad para tejido biológico. En la gráfica se pueden identificar las relajaciones α , β y γ (algunos autores y para algunos tejidos, identifican también una relajación δ), las cuales se asocian con las diferentes estructuras que lo constituyen y con procesos que allí ocurren. Los mecanismos que intervienen a nivel microscópico y que dan como resultado la respuesta observada, son objeto de continuos estudios e interpretaciones.

Una parte de esta conducta se asocia con el paso de la corriente por las diferentes regiones que constituyen el tejido y a las distintas frecuencias. Así, para frecuencias bajas se sugiere que el movimiento de cargas tiene lugar en la parte externa de la célula (líquido extracelular). A medida que la frecuencia aumenta se va venciendo la reactancia de la membrana (relajación β), lo que evidencia el carácter capacitivo de ésta, hasta alcanzar un estado en el cual el movimiento de cargas que ocurre en el líquido intracelular contribuye a la conducción, produciendo un aumento de la conductividad. Esto ocurre en la banda comprendida entre 1kHz a unos pocos MHz. Alrededor de 10 GHz, aparece la relajación γ que en general se asocia con fenómenos de relajación dipolar de las moléculas de agua.

El origen de la relajación α , la cual se ubica en frecuencias inferiores a 100 Hz, no está claramente establecido. Teóricamente se asocia con la formación de una doble capa iónica

alrededor de las células o con la formación de canales de comunicación entre las mismas (*gap junctions*) [Grimnes y Martinsen 2000].

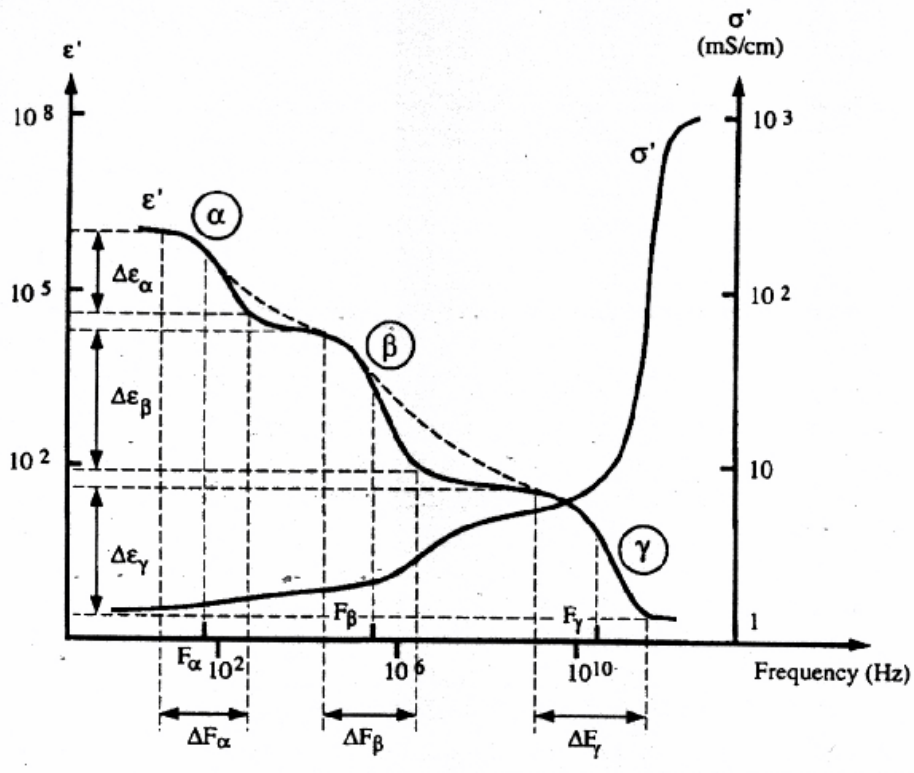


Figura 1.1. Conducta de σ y ϵ en función de la frecuencia [Rigaud y otros 1996].

Las frecuencias a las cuales se producen cada uno estos cambios, son mas o menos específicas del tejido particular y de su condición. No se discutirán aquí estos temas. En [Bourne 1996] y [Grimnes y Martinsen 2000] se puede encontrar una revisión de los modelos, así como abundantes referencias.

En general, existen muchas técnicas que se basan en la determinación de la conductividad y permitividad eléctrica como método de estudio de una muestra a través de la determinación de su conducta al ser sometido a la acción de un campo eléctrico. La

utilidad presente y futura de la evaluación de estas variables está ligada a las aplicaciones que existen y las nuevas que se intentan. Algunas de ellas son: análisis de composición corporal, medida de la hidratación de tejidos, monitorización de función cardíaca, monitorización de función pulmonar, descripción del estado de los tejidos, etc. [Bourne 1996, Gersing and Schaefer 1995, Riu y otros 1998 y Grimnes y otros 2001]. En la práctica, todas estas aplicaciones tradicionalmente utilizadas, inyectan una corriente eléctrica a la muestra (crear un campo eléctrico en ella) y medir luego la caída de potencial entre dos puntos de una región de interés concreta, investigando además, la manera más conveniente de hacer estas medidas. Tanto la inyección como la medida de potencial se realizan con electrodos de contacto.

En resumen, la respuesta dieléctrica se puede modelar a través de la conductividad σ y permitividad ϵ . La dependencia funcional de cada una de estas magnitudes es de gran interés en el estudio y caracterización de los diferentes tejidos, dando información útil para algunas aplicaciones médicas.

1.2.1.2. Propiedades magnéticas.

Cuando un material se sumerge en un campo magnético externo \mathbf{H} , los fenómenos que se producen se pueden agrupar en dos. Por una parte aparecen corrientes de pérdida (*eddy currents*) y por otro lado el medio experimenta una magnetización \mathbf{M} . El efecto de las corrientes de pérdida se comentará mas adelante. La magnitud física que relaciona la magnetización que aparece en el objeto con el campo al cual está sometido es la susceptibilidad magnética χ_m o la permeabilidad magnética relativa μ_r , las cuales se relacionan entre si por $\mu_r=1+\chi_m$. Para campos de baja intensidad y temperaturas casi constantes, la dependencia entre \mathbf{M} y \mathbf{H} es lineal e igual a

$$\vec{M} = c_m \vec{H} = (\mu_r - 1)\vec{H} \quad (1.2)$$

De acuerdo con su comportamiento en un campo magnético, los materiales se pueden clasificar, en general, en: diamagnéticos, paramagnéticos y ferromagnéticos. Observados de una manera más fina se suelen incluir en la clasificación los materiales ferrimagnéticos, antiferromagnéticos y helimagnéticos [Jiles 1998].

Los diamagnéticos son aquellos materiales en los cuales se produce una magnetización débil y opuesta al campo externo, por lo que su susceptibilidad magnética χ_m es ligeramente diferente de cero y negativa, del orden de -1×10^{-5} - -1×10^{-6} (permeabilidad relativa μ_r ligeramente menor que 1). Algunos ejemplos de ellos son el agua, el cobre, el oro y la plata. Sin embargo, esta es una conducta que se presenta en todas las sustancias y es una respuesta del tipo “ley de Faraday y Lenz”, ante la presencia de un campo magnético externo. Dado que está relacionado con la aparición de corrientes en el material, los superconductores pueden ser considerados como un caso especial de este grupo en el que $\chi_m = -1$.

Seguidamente se encuentran los materiales que exhiben un magnetismo permanente de manera natural. Las razones de este comportamiento se pueden encontrar en la presencia de momentos magnéticos permanentes en la sustancia y que están asociados con la resultante de los momentos orbitales y de espín asociados con los electrones **no apareados**, especialmente los que ocupan las capas internas incompletas (capas 3d y 4f) [Jiles 1998]. En este grupo, precisamente por la razón antes expresada, se encuentran los elementos centrales de la tabla periódica, es decir, los metales de transición y las tierras raras metálicas. La gama puede ir desde aquellos con magnetismo más débil, donde los diferentes momentos individuales están desordenados y no interactúan entre sí, hasta aquellos en los que éstos se orientan en el mismo sentido sumando sus efectos individuales. De esta manera, se producen en el interior del elemento regiones o dominios con un momento magnético resultante de gran intensidad, capaces de interactuar entre ellos. Dependiendo del efecto total se pueden encontrar los diferentes grupos de la clasificación.

Los paramagnéticos corresponden a materiales con momentos permanentes que también se magnetizan débilmente pero en el sentido del campo externo, por lo que su

susceptibilidad magnética es ligeramente diferente de cero y positiva, del orden de 1×10^{-3} – $+1 \times 10^{-6}$ (permeabilidad magnética relativa ligeramente mayor que 1). Algunos ejemplos de ellos son el aluminio, el platino y el manganeso.

Los ferromagnéticos pertenecen al grupo de los materiales que se magnetizan intensamente. Por este motivo presentan χ_m que pueden alcanzar valores en el rango 50 – 10.000. La razón para esta respuesta se encuentra en el magnetismo ordenado que poseen estos materiales, los cuales exhiben dominios bien definidos con momentos magnéticos orientados de forma mas o menos paralela entre ellos, al menos por sectores, lo que da como resultado esa respuesta tan intensa [Jiles 1998]. Los más importantes son hierro, níquel, cobalto y gadolinio.

Los otros materiales magnéticos se encuentran íntimamente ligados al ferromagnetismo en su fundamento, en el sentido que son magnéticamente ordenados. Desde el punto de vista de su conducta en bloque, los ferrimagnéticos son básicamente indistinguibles de los ferromagnéticos, mientras que los antiferromagnéticos y los helimagnéticos, fueron confundidos durante mucho tiempo con los paramagnéticos. Esta confusión se debe a que, si bien en estas sustancias existen dominios definidos, éstos poseen intensidades y orientaciones diferentes de manera que se contrarrestan sus efectos reduciendo la respuesta observada macroscópicamente [Jiles 1998].

Para este estudio resultan de interés los materiales diamagnéticos y paramagnéticos, debido a que el tejido biológico muestra un comportamiento de este tipo. El agua, componente fundamental del tejido, presenta una conducta diamagnética de susceptibilidad magnética -10×10^{-6} [SI], el fondo biológico de $-9,0 \times 10^{-6}$ [SI] y el tejido hepático normal de $-8,4 \times 10^{-6}$ [SI] [Bauman y Harris 1967, Brittenham y otros 1982]. Por otro lado, la respuesta de las moléculas que atesoran el hierro en el tejido hepático, la ferritina y la hemosiderina, presentan una respuesta paramagnética con χ_m de $+1,01 \times 10^{-6}$ [SI] por gramo de hierro (Bauman y Harris 1967).

En general, la respuesta magnética para tejido biológico no se toma en cuenta al usar métodos de impedancia eléctrica por contacto y tampoco se hizo en los primeros intentos de medidas sin contacto. Sin embargo, se demostrará que cuando se utilizan métodos basados en IM, como principio de medida, la consideración de las propiedades magnéticas es obligatoria. Este hecho es el que hace pertinente esta sección en este momento.

1.2.2. Métodos de medida de la impedancia eléctrica de tejido biológico.

1.2.2.1. Métodos con contacto.

Las técnicas tradicionalmente utilizadas para la medida de la impedancia eléctrica de tejido biológico se pueden dividir en dos regiones de acuerdo con la frecuencia. En las bajas (hasta unos pocos MHz) la estrategia se basa en: (a) la aplicación de una tensión conocida y la posterior medida de la corriente que se establece en la muestra, (b) la inyección de una corriente conocida y la posterior medida de la caída de potencial que se produce entre dos puntos escogidos o (c) la medida de ambas magnitudes físicas. Tanto la entrada como la salida de señales se realiza a través de electrodos que se encuentran en contacto físico con la muestra. Los sistemas de medida pueden estar diseñados para trabajar con 2 ó más electrodos (usualmente 4, pero también de 3 ó 5) [Rigaud y otros 1996, Grimnes y Martinsen 2000].

Estos electrodos pueden estar diseñados de materiales y formas diversas. En cuanto a las sustancias utilizadas en su construcción se pueden encontrar plata, cloruro de plata, acero inoxidable, iridio, carbón, etc. En cuanto a su forma se encuentran discos, anillos circulares concéntricos, semicírculos, de agujas (internos o de profundidad), etc. Sus formas, los materiales e incluso el tipo de superficie (rugosa o lisa) también son de interés en la respuesta específica del electrodo en cuanto a su conducta frecuencial y a los valores de los potenciales de polarización [Rigaud y otros 1996].

Otro elemento de interés que condiciona la respuesta de un sistema de este tipo se asocia con la naturaleza de la interfaz electrodo–medio, dado su efecto sobre los potenciales de polarización en la región de contacto y la impedancia asociada a ella. Una descripción explícita puede encontrarse en [Rigaud y otros 1996] y un estudio exhaustivo y detallado en [Geddes y Baker 1975].

En general, las medidas se realizan en celdas adecuadamente diseñadas para cada aplicación. Para su desarrollo es necesario tomar en cuenta toda la información disponible acerca de los elementos que se utilizan en su construcción. Nuevamente en [Rigaud y otros 1996] se presenta una recopilación de varias opciones de estructuras desarrolladas por distintos grupos de investigación, así como de mucha bibliografía al respecto.

Una vez disponible la celda, se suele realizar la medida de impedancia de las muestras utilizando analizadores comerciales de impedancia, con los que se pueden medir el módulo y la fase. Para utilizar estos equipos con las celdas o estructuras desarrolladas se hace necesaria la construcción de bloques que permitan el acoplamiento entre el analizador y esta estructura, evitando así errores asociados con impedancias parásitas de cables y conexiones. En [Rigaud y otros 1996] se comenta y hace una revisión del tema.

Para frecuencia altas (mayores que algunas decenas de MHz hasta los GHz), las técnicas de contacto anteriormente comentadas se reemplazan por otras que utilizan estructuras constituidas por puntas de prueba que explotan las propiedades de las líneas de transmisión y, basados en este principio, miden los parámetros eléctricos de la muestra. Estos métodos son conocidos como de reflectometría ya que se basan en la medida de los índices de reflexión o transmisión y a partir de ellos, se define la impedancia de la muestra [Rigaud y otros 1996]. Para los sistemas biológicos éste último quizás no sea un rango de frecuencias de tanto interés como el anterior.

1.2.2.2. Métodos sin contacto basados en inducción magnética.

Otra vía que se intenta explorar para la determinación de los PEP es a través de los métodos sin contacto físico basados en los principios de inducción magnética.

El fundamento sobre el que se basan estos métodos es el siguiente. Cuando un objeto con cierta conductividad se introduce en una región bañada por un campo magnético variable en el tiempo, se inducen en él corrientes denominadas de circulación o de pérdida (*eddy currents*). Estas corrientes, que se hallan en concordancia con las leyes de Faraday y Lenz, producen un campo magnético que puede ser detectado por un sistema receptor diseñado apropiadamente. Este hecho se ha verificado teórica y experimentalmente y ha sido utilizado extensamente en la inspección de piezas construidas con buenos conductores eléctricos. Estas técnicas forman parte de la batería de posibilidades que pueden encontrarse en el área de los ensayos no destructivo para objetos metálicos [Halmshaw 1994, Tegopoulos y Kriezis 1985, Stoll 1974].

Esta técnica (corrientes inducidas) consiste en la creación de un campo magnético variable en el tiempo, que se denomina principal, y que se puede representar por su inducción magnética B_0 . Por simplicidad se puede suponer que este campo lo produce una bobina de forma y características dadas y que se identifica como excitadora E (o EXC). Por otro lado existe la receptora (REC) o sensora (S) en la cual se detecta el campo como una tensión o una corriente inducida. Las estructuras E-S pueden ser muy variadas.

Si en las proximidades de un sistema E-S se ubica un medio, se inducen en él corrientes de pérdida como una respuesta al campo magnético principal. Las características de éstas estarán determinadas por las propiedades eléctricas del medio, por su geometría y las del sistema E-S. Estas corrientes generan un campo de perturbación o secundario que también se reflejará en el sistema E-S y que permitiría decir “algo” acerca del medio que se encuentra en la vecindad del sistema de medida. La figura 1.2 muestra esquemáticamente la situación descrita.

En la literatura se pueden encontrar diferentes estructuras y maneras de disponer una bobina respecto a la otra y ambas respecto al medio. Algunas utilizan la misma espira como excitadora y sensora, registrando los cambios que se producen en alguno de sus parámetros y que afectan a los circuitos de los que ella forma parte (inductancia, frecuencia de resonancia, etc.), y que son provocados por la presencia del medio analizado, es decir, por el campo secundario. La figura 1.3 muestra algunas posibilidades.

Otras estructuras incluyen una segunda bobina como sensora. Así, en ausencia de medio la tensión inducida en la sensora se debe al campo principal \mathbf{B}_0 , mientras que en presencia de algún medio, el campo en la receptora es la superposición de \mathbf{B}_0 y $\Delta\mathbf{B}$ ($\Delta\mathbf{B}$, campo secundario o de perturbación). En estas estructuras también se encuentra que sus elementos pueden estar orientados de formas variadas entre ellos, así como respecto al medio [Kauffman 1992, Wait 1982]. Ambas bobinas pueden ser coplanares, coaxiales o formar un ángulo cualquiera con la superficie del medio o entre si. La figura 1.4 muestra algunas de estas disposiciones básicas.

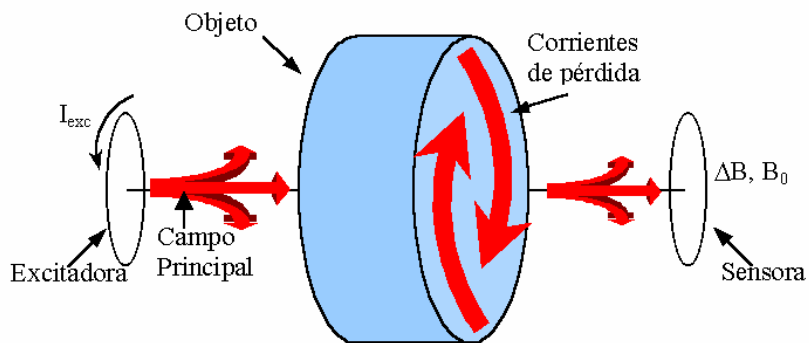


Figura 1.2. Representación esquemática de un sistema E-S y de las corrientes de pérdida.

También es posible encontrar sistemas E-S formados por más de dos bobinas, coaxiales o no. Debido a la superposición del campo principal y de perturbación en la sensora, en ocasiones se introduce una tercera bobina, conectada en oposición, que forma parte de la estructura receptora, con el fin de anular el efecto del campo principal sobre ésta y dejar así solo la perturbación (la señal a medir). En otras se introducen una cuarta o quinta bobina para lograr una mejor cancelación entre las sensoras propiamente dichas.

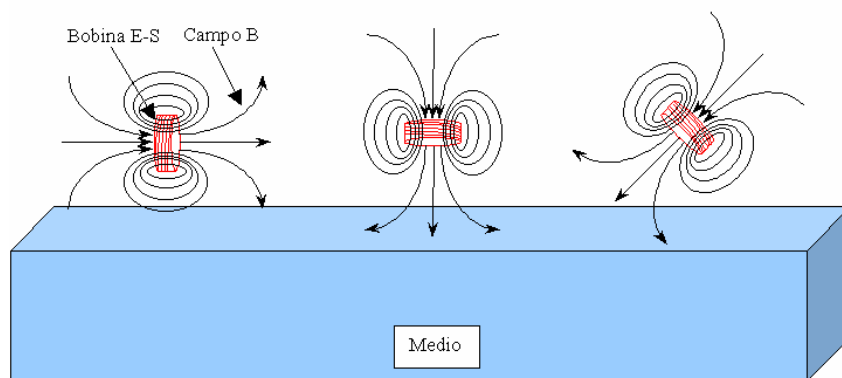


Figura 1.3. Distintas disposiciones E-S de una sola bobina.

El hecho de no ser necesario el contacto físico entre los elementos de la estructura E-S y la muestra, evitando así los problemas propios de la interfaz electrodo – medio y, en el caso de aplicaciones en vivo, mejorando el tema de la seguridad eléctrica, hace pensar en las ventajas de utilizar estas técnicas para la medida de tejido biológico, sobre todo en vivo. Además, puede ser de utilidad en regiones del organismo rodeadas con medios de muy poca conductividad (por ejemplo el cráneo) y más aun en superficies irregulares (cicatrices o quemaduras). Además, a las frecuencias de interés para el tejido biológico (menores que unos pocos MHz) y a los niveles de campo magnético que se pueden crear en estructuras con dimensiones prácticas para usos de este tipo, no se conocen efectos nocivos sobre los tejidos. Claro, no todo son ventajas y en contrapartida aparecerán otros problemas, como

por ejemplo, la posibilidad de acoplamientos capacitivos entre el objeto y la EXC o la REC y señales muy pequeñas a detectar.

En esta técnica resulta útil evaluar el tamaño relativo de la perturbación con respecto a la señal de fondo (producida por el campo principal). Por esta razón es útil definir la cantidad $\Delta B/B_0$. Su valor informa acerca de la posibilidad de distinguir la presencia de un medio en el entorno del sistema de medida. Valores típicos de esta razón para metales, en los que la conductividad eléctrica se encuentra en el orden de $10^4 - 10^7$ S/m, pueden estar en el rango de 1 a 10^{-3} (dependiendo de la estructura E-S, material y geometría de la muestra). Sin embargo, en sustancias cuya conductividad eléctrica es baja (menores de unos pocos S/m), grupo dentro del cual se encuentra el tejido biológico, se producen corrientes de pérdida tan pequeñas que hasta hoy persisten las dudas acerca de la utilidad de los métodos de IM para su caracterización.

Con estos métodos, al igual que con los de contacto, se ha intentado obtener la conductividad o un mapa espacial de ellas en la muestra. Mas adelante y con un criterio teórico se examinarán los ordenes de magnitudes que pueden esperarse para estos materiales y además se introducirán las variables de tipo magnético.

1.2.3. Métodos híbridos.

Existen otros procedimientos de medida en los cuales, una parte del proceso se realiza con contacto físico y otra libre de él. En uno de ellos, la muestra se conecta eléctricamente con dos terminales a cierto potencial, con ayuda de los cuales se establece una corriente en la muestra. De acuerdo con la teoría electromagnética general el paso de corriente por la muestra producirá un campo magnético a su alrededor (figura 1.5). Luego, con el uso de bobinas colocadas alrededor de la muestra se intenta detectar dicho campo magnético externamente y recabar así información del objeto (Tozer y otros 1998).

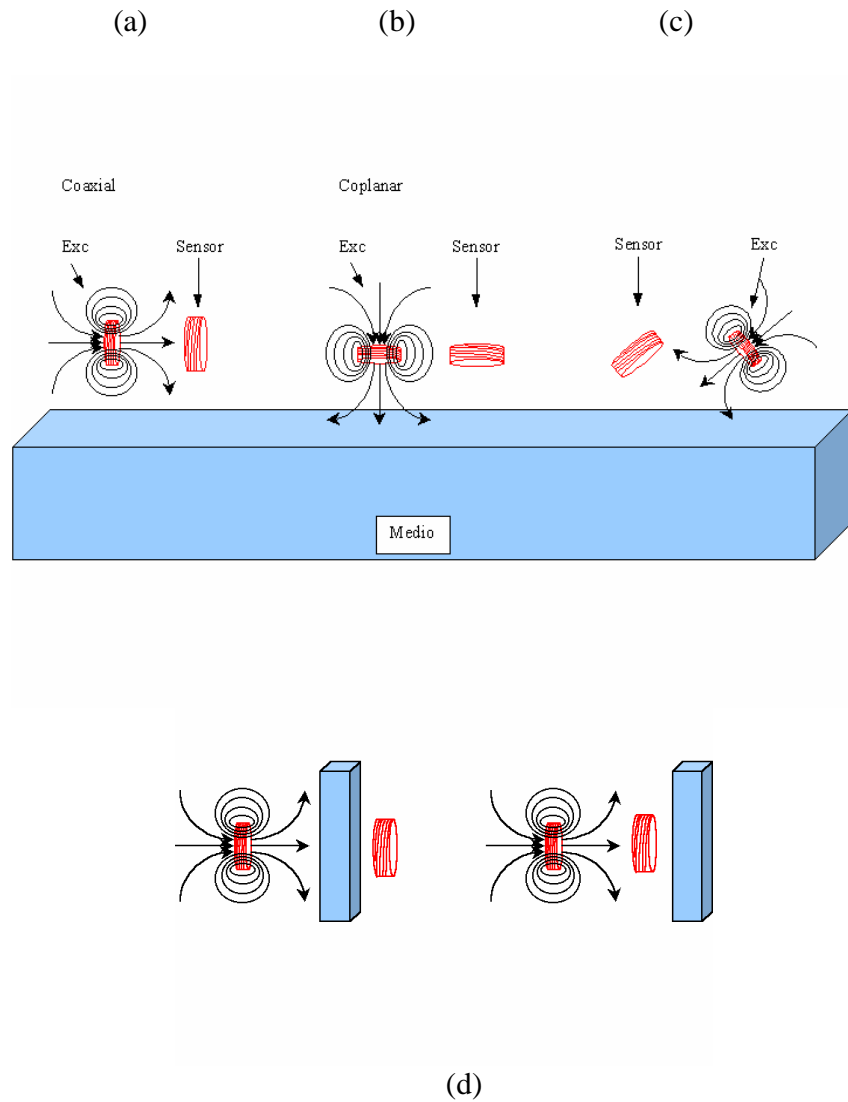


Figura 1.4. Disposiciones E-S con dos bobinas. (a) y (d) coaxiales. (b) coplanares. (c) en ángulo arbitrario.

En otra opción de métodos híbridos, se eliminan los electrodos de inyección de corriente y se sustituyen por una bobina o una combinación de ellas (figura 1.6). Esta estructura genera un campo magnético en una cierta región dentro de la cual se introduce la muestra bajo estudio, induciendo en ella corrientes de pérdida. Debido a estas corrientes en su interior, se producirán caídas de potencial entre distintos puntos del objeto, las cuales se

detectan a través de electrodos de contacto conectados físicamente a la muestra (Purvis y otros 1993, Scaife y otros 1994, Freeston y Tozer 1995).

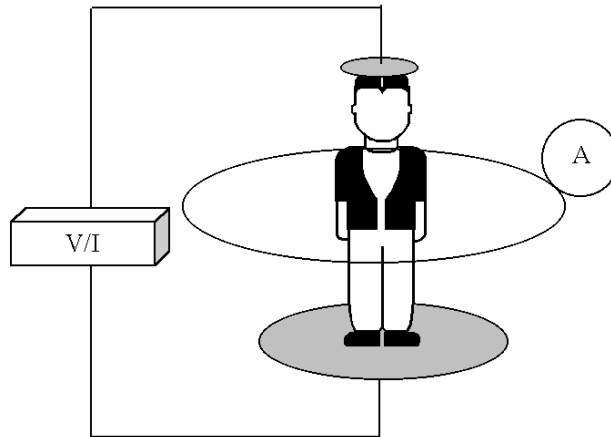


Figura 1.5. Método de inyección de corriente por contacto y medida del campo magnético sin contacto propuesto por Tozer y otros 1998.

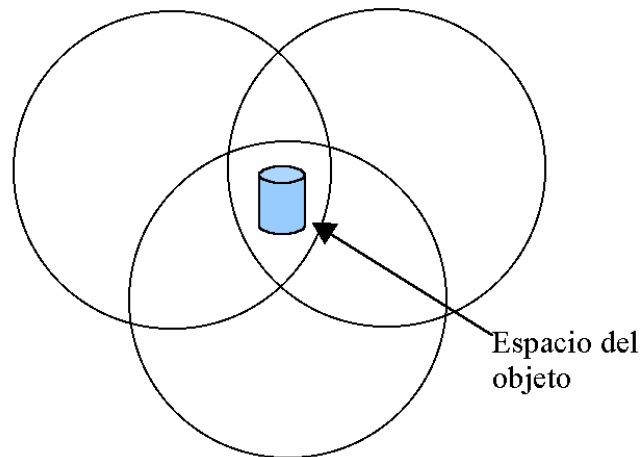


Figura 1.6. Sistema de producción de corrientes sin contacto (multi-bobinas) y electrodos de medida de potencial.

1.3. El problema.

Por una parte se plantea la posibilidad de determinar la conductividad y permitividad eléctrica de muestras poco conductoras utilizando métodos sin contacto eléctrico basados en inducción magnética (IM) y explorar así la viabilidad de utilizar esta técnica para estos materiales, superando algunos de los inconvenientes relacionados con el contacto físico.

Por otra parte está el problema de establecer la posibilidad de informar acerca de las propiedades magnéticas de la muestra cuando ésta es para-diamagnética, a través de métodos basados en IM. Si esto fuera posible, se podrían plantear ambas cuestiones (eléctrica y magnética) para posteriormente intentar algunas aplicaciones sobre todo en el área biomédica.

Para valorar mejor los beneficios de la utilización de los métodos basados en IM, es bueno comentar brevemente la problemática asociada con los métodos con contacto y así calibrar mejor los posibles beneficios de esta técnica.

1.3.1. Problemática de los métodos con contacto.

Cuando se intenta medir la impedancia de una muestra con sistemas basados sólo en el contacto físico o híbridos, se introducen impedancias que están relacionadas con los contactos de los electrodos que se utilizan para conocer la corriente que circula en la muestra o la caída de potencial que se produce entre dos puntos de ella. En algunos casos éstos son de superficie y en otras oportunidades, y sólo para medidas *in vitro*, son internos o de profundidad (agujas de unos pocos milímetros de longitud).

Algunos problemas asociados con el contacto mismo son: la impedancia de la interfaz del electrodo de medida, el material escogido para los electrodos, la forma del electrodo y la seguridad eléctrica en aplicaciones en vivo.

En la interfaz electrodo–medio se producen fenómenos de polarización que están relacionados con reacciones bioquímicas complejas en la región de contacto. Este es uno de los hechos por los cuales existe una gran variabilidad de un electrodo a otro complicando de esta manera la repetibilidad de las medidas.

En las medidas en vivo aparece el problema adicional asociado con la localización del electrodo o con las características de la superficie sobre la que se mide, lo que introducirá cambios adicionales en el valor de esta impedancia. En general, estas variaciones no son conocidas ni controladas. Todos estos hechos pueden inducir errores.

En los electrodos internos o de profundidad, aunque se superan algunos de los problemas, ocurren varias cosas. Primero, cuando el conjunto se introduce en la muestra lo hace produciendo una rasgadura con cada una de las agujas; cuando estos electrodos se mueven respecto a la superficie de medida se produce un aumento en el diámetro de la sección transversal de estos agujeros, generando una región con variaciones en el contacto y en la constitución (de posible "deposito" de electrolitos). En segundo lugar, resulta invasivo para aplicaciones en vivo.

Existen casos en los que las características eléctricas del sistema bajo medida, dificultan o casi impiden la utilización de métodos basados en el contacto físico para la medida de su impedancia eléctrica. Uno de estos caso es el cerebro (por ejemplo, para monitorización de edema cerebral). La baja conductividad eléctrica del cráneo en adultos, como la del resto de los huesos, limita seriamente la posibilidad de inyectar corriente con electrodos de contacto de manera que sean visibles las diferencias entre regiones de distinta conductividad eléctrica, casi anulando la utilidad de estos métodos para aplicaciones en esta región.

El problema de alteración de la impedancia del contacto cuando la superficie es muy irregular resulta más evidente y nuevamente incontrolable. Un caso particularmente dramático, que es posible incluir en este grupo, está representado por la piel de pacientes quemados o sobre regiones en las que ocurren procesos de cicatrización.

Muchos de los inconvenientes antes señalados se pueden minimizar con una adecuada selección del tipo de electrodo, del método de calibración, del electrolito utilizado, etc. Un estudio más detallado de algunos de estos puntos se pueden encontrar desarrollados en [Geddes y Baker 1982, Santed 1995 y Rigaud y otros 1996].

Es bueno señalar un punto el cual, más que un problema asociado con el contacto, es una limitación propia de la técnica de medida: en todos los métodos basados en el contacto físico, a través del uso de electrodos, se mide la impedancia (o la admitancia) y a través de ciertas manipulaciones matemáticas, la conductividad σ y la permitividad eléctrica ϵ , pero en ningún caso se establece la posibilidad de determinar alguna propiedad magnética del medio.

1.4. Antecedentes.

A continuación se presenta una revisión de aquellos trabajos que reportan haber utilizado, total o parcialmente, métodos sin contacto eléctrico.

1.4.1. Métodos sin contacto o híbridos. Medida de la conductividad.

Como se comentó, los métodos de inspección y análisis basados en IM se utilizan en el terreno de los ensayos no destructivos desde hace mucho tiempo. Esta técnica se conoce como de las corrientes inducidas y se basa precisamente en la producción de corrientes de pérdida (*eddy currents*) en materiales conductores, al exponerlos a campos magnéticos variables en el tiempo. Así, un cambio importante e inesperado en la tensión medida en el sistema sensor con respecto a la respuesta esperada, sirve para predecir la posibilidad de presencia de fallas o defectos en la estructura o pieza examinada [Libby 1971, Bray y McBride 1992, Halmshaw 1994].

Estas técnicas se usaron en el campo de la geofísica y la prospección geológica, utilizando distintas disposiciones de los elementos excitadores y sensores alcanzándose resultados útiles que han permitido la elaboración de mapas de perfiles de suelos a través de la información obtenida [Wait 1982, Kaufman y Keller 1989, Kaufman 1992].

Posteriormente, se dirigió el interés hacia la caracterización de materiales con baja conductividad, la producción de imágenes estáticas de sistemas que contienen materiales conductores o magnéticos y la obtención de imágenes de procesos industriales (dinámicas) en las que se involucran materiales conductores o magnéticos.

Estos métodos, que permitirían la medida evitando los contactos para la inyección de corriente y medida de la tensión, experimentaron un gran impulso. Las interrogantes que se abrían en ese momento se dirigían hacia la posibilidad de obtener imágenes de materiales conductores por una parte y descubrir su utilidad en la inspección no destructiva de materiales pobremente conductores (dieléctricos) por la otra, intentando incluso producir imágenes de ellos.

En [Baker y Shida 1997] se describe un sistema basado en corrientes inducidas para medir la concentración de electrolitos. El diseño consiste en un hilo metálico de cobre enrollado sobre un alambre de material ferromagnético. Con este conjunto se construye una bobina de pocas vueltas alrededor de un tubo acrílico que constituye el espacio de la muestra. Esta espira constituye una especie de “toroide en espiral” con núcleo ferromagnético. El hilo de material magnético sugiere el sentido de las líneas de campo magnético (un espiral que envuelve al cilindro de muestra). La presencia del objeto se manifiesta en un cambio de inductancia de la bobina que rodea la solución, que para las pruebas fue de NaCl y K_2SO_4 de concentraciones entre 1.5% al 6.0 %. El sistema se excita con una corriente de 86 mA a 100 kHz. Los autores reportan que son necesarios algunos minutos (alrededor de 150 s) para que se establezca la inductancia. Concluyen que la utilidad del sensor propuesto se apreciaría más en la inspección de materiales o fluidos de baja conductividad, así como en la monitorización sin contacto de concentraciones o en procesos de control de calidad de soluciones de electrolitos en el campo industrial.

Bajo un principio similar, en [Wakamatsu 1997] se presenta el desarrollo de un sensor consistente en dos bobinas toroidales con núcleo magnético. De la misma manera que a una corriente se asocia un campo magnético cuyas líneas están representadas por círculos concéntricos con el conductor en el eje, de manera recíproca un anillo circular de campo magnético debe tener asociada una corriente en su centro o interior. Por lo tanto, al introducir un sensor de este tipo en una solución se producirán en ella corrientes que pueden a su vez ser detectadas bajo el mismo principio en otro toroide. Esta estructura fue utilizada en [Asami y Zhao 2001] para estudiar cultivos de bacterias y protozoarios. Con ella sus autores han reportado que la permitividad medida varía exponencialmente en un cultivo celular, tal como crece la concentración de células en el sistema.

Un sistema para la producción de imágenes de materiales magnéticos y conductores fue propuesto por Yu y otros [Yu y otros 1993a, Yu y otros 1993b, Yu y otros 1995a, Yu y otros 1995b]. Este sistema está claramente dirigido a la industria, bien sea para tomografía estática o para el registro de procesos. El sistema lo constituyen cuatro estructuras principales: excitadora, sensora, apantallamiento magnético y electrostático. El campo se produce a través de dos pares de bobinas colocadas ortogonales y que rodean el espacio del objeto. Una descripción y varios diagramas detallados del sistema se encuentran en [Yu y otros 1995a, Yu y otros 1998]. En estos trabajos y en [Yu y otros 1995c] los autores desarrollan la idea que justifica las razones por las que una disposición de este tipo es la óptima. La frecuencia de excitación es de 500 kHz, aunque en [Yu y otros 1995b] se comenta la posibilidad de utilizar frecuencias diferentes con adaptación de parte del diseño. El sistema sensor está constituido por 21 bobinas (24 en otras versiones [Yu 1995b]) igualmente espaciadas sobre la circunferencia que rodea el espacio del objeto. El conjunto está apantallado magnética (pantalla ferrítica) y electrostáticamente (pantalla de cobre a tierra); las mismas están descritas detalladamente en [Yu y otros 1995d]. Con este conjunto se intentó la reconstrucción de imágenes de un cuerpo en el espacio del objeto. En [Peyton y otros 1996] se describe un dispositivo de este tipo compuesto por 16 bobinas que funcionan simultáneamente como excitadoras / sensoras. Cuando se alimenta una de las bobinas a una frecuencia de 100 kHz, las otras 15 actúan como detectoras obteniéndose así gran número de proyecciones para intentar la reconstrucción de imágenes.

Won y Keiswetter 1998, publican una aplicación interesante que ellos identifican como Espectroscopia de Inducción Electromagnética (EMIS). Allí comentan la posibilidad de obtener, con los equipos comerciales desarrollados (sin descripción), un espectro específico de cada material e incluso de cada objeto, basado en su respuesta ante el sistema. Reportan dos modelos de sistemas comerciales desarrollados para ser utilizados en geofísica. En el GEM-2, denominado biestático (o separado), las bobinas transmisora y receptora (T-R) son coplanares y están separadas 1.6 m. El otro, el GEM-3, que se denomina monoestático (o co-localizadas), utiliza una pareja T-R ubicadas concéntricas. Usando el módulo y la fase de la tensión medida (sin describir cómo las utilizan), caracterizan 6 tipos de minas antipersona diferentes entre las que se encuentra una que no contiene metal y otras dos en las que su presencia es francamente baja (0.86 g de metal no magnético el cual representa aproximadamente el 0.5% de la masa total de la mina).

En el área biomédica se pueden encontrar aplicaciones que intentan detectar movimiento, variación de concentraciones, producir imágenes con fines de monitorizar procesos, etc. Se pueden citar: Vas 1967, Bauman y Hoffman 1967, Tarjan y McFee 1968 entre los primeros que trataron de utilizar la variación del acoplamiento magnético como método de medida en el área biomédica.

En [Vas 1967] se utilizó una bobina que formaba parte de un circuito oscilador con el objetivo de detectar movimiento o presencia de cuerpos extraños (conductores) en el interior del organismo, que fuesen capaces de producir cambios detectables en el entorno de la bobina a través de cambios en la frecuencia del oscilador. El sistema estaba constituido por un par de osciladores con frecuencia básica de 10 MHz, una fija y la otra variable. En el experimento midieron Δf . Algunas de las aplicaciones sugeridas en este trabajo son: la detección de un objeto metálico en el fémur y registros de alguna actividad cardíaca. Además, como posible utilización comenta la medida del movimiento muscular, la detección de tumores superficiales y la medida de reflejos en exámenes neurológicos.

En [Tarjan y McFee 1968] se propone medir la resistividad efectiva del torso humano con un método libre de contacto a través de un sistema de tres bobinas iguales, de 6.5 cm de

radio, colocadas coaxiales, separadas 7.2 cm y apantalladas electrostáticamente. La bobina central funcionaba como excitadora alimentada con una fuente de 60 V, 250 mA y frecuencia constante de 100 kHz. Las exteriores trabajaban como sensoras diferenciales conectadas en serie y en contrafase para cancelar la tensión inducida por acoplamiento directo (gradiómetro). La tensión inducida en el secundario que se encuentra más cercano al torso, se asocia con la variación de las distribuciones de corrientes debidas al bombeo del corazón (cambios en la conductividad de esa región).

En [Hart y otros 1988] se utilizó un sistema constituido por una sola bobina apantallada electrostáticamente, que actuaba simultáneamente como excitadora-sensora y que formaba parte de un circuito RCL sintonizado. Construyeron 11 bobinas con radios diferentes y realizaron medidas en frecuencias en el rango entre 1-10 MHz, utilizando una conductividad de muestras menor a 2 S/m. Midió el módulo de la impedancia y su variación, la cual se relacionó con el cambio en la resistencia del circuito donde se halla incluida la muestra. En su análisis, los autores desprecian claramente la importancia de la parte imaginaria de la impedancia y no presta ninguna atención a la fase, todo esto a pesar de que en este trabajo se cita el estudio de Lin y Clarke de 1982 en el que, trabajando con dos antenas entre 1-4 GHz, se comenta acerca de la mayor sensibilidad de la fase de las ondas transmitidas a las variaciones del contenido de fluido. Este estudio pretendía demostrar la factibilidad de producir imágenes de edemas cerebrales con microondas. Hart y sus colaboradores reportan una relación lineal entre los cambios exhibidos por el módulo de la impedancia y la conductividad de la muestra. El estudio concluye que este procedimiento podría ser utilizado para la monitorización de edema cerebral.

Varios años después Guardo y colaboradores se plantean utilizar un circuito oscilador como el usado por Hart, para la medida sin contacto de los cambios de conductividad del tórax [Guardo y otros 1995, Guardo y otros 1997]. En estos trabajos se utilizó una espira sensora de 3.5 cm de radio, construida en circuito impreso y alimentada a una frecuencia de 4 MHz. Se intentaba correlacionar las medidas de los cambios de amplitud de la tensión de salida de un oscilador con los cambios de conductividad de los constituyentes del tórax, tomando en cuenta las diferencias de conductividad entre la sangre, los pulmones y otros

tejidos del torso. Los autores reportan una alta correlación entre la magnitud de la señal inducida y el registro del ECG y llaman la atención acerca de la posibilidad de identificar los cambios cardíacos a través de las variaciones de la distribución de conductividades. No comentan los trabajos anteriores realizados en el área como por ejemplo [Tarjan y McFee 1968].

En [Kwok y Pepper 1991] se plantea la utilización de este mismo principio para detectar movimiento de la pared ventricular utilizando una bobina que forma parte de un circuito en el que se mide el cambio en la frecuencia de resonancia debida a la presencia de un medio con cierta conductividad en la vecindad de la bobina. En el caso de un medio conductor se observó un incremento en la frecuencia de resonancia mientras que se reportó un decrecimiento en caso de un medio dieléctrico. Esta variación se relacionó con el cambio de la impedancia total del sistema.

Al-Zeibak y colaboradores [Al-Zeibak y Saunders 1993, Al-Zeibak y otros 1995] propusieron un sistema con dos bobinas, en un intento por establecer la factibilidad de producir imágenes en vivo. Una excitadora (160 vueltas, 1.8 cm de diámetro y 3.4 cm de largo) alimentada por una fuente de 20 V a una frecuencia de 2 MHz (con una corriente de 100 mA) se enfrenta a una sensora (80 vueltas, 2.6 cm de diámetro, 0.9 cm de largo y una autoinducción de 100 μ H) que se encuentra separada 30 cm de la excitadora. Cada bobina está cubierta de una malla metálica puesta a tierra. Como prueba preliminar, colocan un vaso con una solución de agua desionizada y NaCl en la región entre las bobinas, reportando una respuesta casi independiente de la posición exacta de la muestra a lo largo del eje entre las bobinas, dando así una estimación aproximada del mapa de sensibilidad obtenido de acuerdo a la variable medida y al método utilizado. En todos los casos midieron el módulo de la tensión inducida en la sensora con y sin objeto. Reportaron una dependencia aproximadamente lineal con la concentración de la muestra, así como una dependencia lineal de la tensión inducida con la longitud del camino, al aumentar el espesor de la muestra entre las bobinas. Dada la dependencia de la tensión tanto con la concentración como con el camino de muestra, los autores intentaron reconstrucciones con

métodos utilizados anteriormente. Concluyeron que la factibilidad de producir imágenes en vivo quedaba probada.

En [Nezt y otros 1993] se propuso un sistema de medida de impedancia eléctrica sin contacto para monitorizar edema cerebral. Con un conjunto formado por una excitadora que generaba el campo magnético y dos sensores (una a cada lado de la excitadora) conectadas de forma que se anule la tensión inducida por el campo primario (un gradiómetro similar al presentado en [Tarjan y McFee 1968]). Los radios interno y externo fueron de 20 y 30 mm respectivamente. Con el fin de mejorar la cancelación los autores introdujeron un par de bobinas adicionales con amplitud y fase variables para generar una tensión que, añadida a la producida por el campo principal, mejora la sensibilidad del sistema. En un primer conjunto de pruebas, realizadas con recipientes de vidrio llenos con cantidades diferentes de NaCl disuelto en agua desmineralizada y midiendo la tensión inducida en las sensoras, encontraron una relación lineal entre la concentración de la muestra entre 0.1% y 1.0% y la tensión medida. Adicionalmente **midieron la fase** y reportaron valores de unos pocos grados, pero con errores iguales o superiores que las medidas (entre -5 y 5 grados según las gráficas publicadas). En un segundo grupo de experimentos utilizaron un modelo de cráneo en el que aislaron ambos hemisferios y luego los llenaron con distintas soluciones que simulaban la presencia de un edema. Midieron el módulo del potencial inducido y la diferencia de fase a cada lado del cráneo y para diferentes ángulos de rotación del sensor, medidos respecto a un eje vertical, calcularon la diferencia entre ellos. Representando la resta entre las tensiones y las fases medidas para cada lado del cráneo, registraron mayores diferencias para ángulos mayores. De esta manera, concluyen que no solo son detectables los cambios temporales de impedancia sino que además lo son las diferencias entre los lados del modelo (cráneo) como ocurriría con un edema. Comentan la posibilidad de detectar cambios muy locales utilizando bobinas más pequeñas.

Impulsado por trabajos como [Yu y otros 1993a, Yu y otros 1993b, Yu y otros 1995b], los cuales estaban básicamente dirigidos a procesos industriales, en [Matoorian y otros 1995] se propone el diseño de un tomógrafo electromagnético de uso dental. El sensor descrito consiste de dos arreglos de 4 x 4 inductores en miniatura montados sobre dos

plataformas (“pads”). Cada electrodo es un inductor de 10 mH. Las dimensiones de las bobinas son 2.5 x 2.0 x 1.6 mm y están soldadas directamente sobre las plataformas (“pads”). Los inductores que no están siendo excitados se conectan a tierra para que sirvan de guarda a los electrodos sensores. La excitadora se alimenta con una fuente a 200 kHz, que corresponde a la frecuencia de resonancia del transductor. Los autores declaran que, cuando utilizan información de la magnitud **y la fase** de la señal detectada (sin indicar cómo la utilizan), es posible diferenciar las respuestas de distintos componentes del diente, y entre estos y los materiales usualmente utilizados para las reconstrucciones dentales. Esto lo explican dada la diferencia relativa entre la conductividad de estos elementos sin mencionar cuál es el valor de estas conductividades. Se presenta una imagen proveniente de una muestra constituida por un diente relleno con tres capas de materiales de reconstrucción.

Otra estructura diferente para la caracterización de materiales poco conductores (biológico) a través de corrientes de pérdida, se presenta en [Sikora y otros 1998]. La misma consiste en una bobina excitadora de 25 vueltas y 2 mm de diámetro, alimentada con 800 mA y a 7.2 kHz, enrollada sobre un cilindro de ferrita, el cual funciona como una especie de “cañón de campo magnético”. Por uno de los extremos está cerrado por un disco de material conductor mientras que por el otro, colocadas coaxialmente, se encuentran una bobina pequeña de compensación seguida de dos bobinas de 3.000 y 9.000 vueltas y 1 mm de diámetro, conectadas en contrafase y que constituyen la sensora (gradiómetro); seguidamente se encuentra el espacio del objeto. Todo esto en el interior de un cilindro metálico conectado a tierra que sirve de pantalla contra interferencias. El objeto de prueba fue un vaso de 76 mm de diámetro con 100 ml de ácido sulfúrico. Reportan tensiones inducidas de varios milivoltios y variaciones también de casi un milivoltio por cm de desplazamiento en el eje del sensor. Concluyen que esta estructura es susceptible de ser utilizada para la descripción de objetos de baja conductividad.

En [Hutten y otros 1998] se plantea la posibilidad de utilizar un sistema inductivamente acoplado, con posible aplicación en la medida multifrecuencia de conductividad cerebral. Sugieren tres disposiciones como extensiones de sistemas previamente estudiados, como el

de [Tarjan y McFee 1.968] o [Netz y otros 1.993]. El primero está constituido por una sola bobina en un circuito resonante, que actúa como excitadora y receptora, y cuya impedancia cambia cuando se ubica cerca de un medio con alguna conductividad. En el segundo, el objeto a estudiar se ubica entre la excitadora y la sensora. El cambio en la tensión inducida en la sensora estaría asociado a la variación en la inductancia mutua entre las bobinas, la cual a su vez se debe a la presencia del objeto conductor. El tercero se basa en el mismo principio que el segundo, añadiendo otra bobina para formar un gradiómetro coaxial con el fin de cancelar la tensión inducida debida al campo principal. De partida, la segunda disposición es desechada en busca de un sistema fácil de manipular y que permita la medida con el objeto ubicado por un solo lado. De las simulaciones realizadas concluyen la factibilidad de desarrollar un sistema capaz de resolver hasta 10^{-3} S/m midiendo el módulo de la tensión a frecuencias menores a 50 kHz.

Hasta el año 1997, la mayoría de los sistemas basados en IM y que estaban destinados a la caracterización de materiales poco conductores, o a la producción de imágenes de objetos constituidos por éstos (conductividad ≤ 2 S/m), fijaban su atención en el módulo de la magnitud física medida y con ella intentaban visualizar la distribución de conductividad eléctrica. Los resultados obtenidos hasta entonces, de acuerdo con [Korjnevsky y Cherepenin 1998], no eran convincentes. En este punto es necesario señalar que algunos trabajos como [Netz y otros 1993], [Matoorian y otros 1995] o [Won y Keiswetter 1998], comentan la utilización de la fase en las medidas sin explicar claramente el papel que ésta juega ni cómo la utilizan. Además, los valores que reportan algunos de estos trabajos (como veremos mas adelante) no coinciden con los esperados de acuerdo con modelos analíticos para una muestra de conductividad del orden de tejido biológico. Por otro lado, se encuentra el trabajo de Lin y Clarke 1982 en el que sí establece el uso de la fase aunque en una región de frecuencia bastante diferente. En ese año, Korjnevsky y Cherepenin [Korjnevsky y Cherepenin 1997], después de algunas consideraciones teóricas, concluyen que la conductividad del medio en un sistema bobina–bobina para muestras con baja conductividad, afecta de manera más importante a la parte imaginaria de la tensión inducida que a la parte real. En este mismo trabajo los autores plantean un modelo del sistema bobina–objeto descrito en términos de la autoinducción de los elementos componentes y de

la inducción mutua entre ellos (bobinas y objeto). Adicionalmente, describen el sistema utilizado, con el que intentan generar imágenes por acoplamiento magnético de muestras (soluciones) contenidas en envases plásticos en la región del objeto. El sistema utilizado por ellos funciona a frecuencias entre 10-20 MHz. El trabajo de Won y Keiswetter en 1998, que dice utilizar la fase, no hace ningún comentario de trabajos anteriores que sí la utilizan.

La publicación del trabajo de Korjnevsky sugirió un giro en las estrategias de medida en sistemas de IM para objetos con baja conductividad. En esta línea Griffiths y colaboradores 1999 presentaron un cálculo analítico para una geometría sencilla constituida por dos bobinas coaxiales (sistema bobina–bobina), en cuyo camino medio se sitúa un cilindro muy delgado con conductividad y permitividad dada. En este trabajo se obtiene una relación que da el valor de la perturbación, relativo a la portadora ($\Delta B/B_0$), en la que se refleja el hecho de que la conductividad del medio σ afecta la parte imaginaria de $\Delta B/B_0$, mientras que la permitividad ϵ afecta la parte real. En este estudio se despreció explícitamente el magnetismo del objeto. Finalmente, reportan la realización de medidas utilizando un sistema con una bobina excitadora de tres vueltas y 9 cm de diámetro, construidas con cable coaxial miniatura (RG179) y alimentada con una fuente senoidal de $1V_{pp}$ a 10 MHz. La sensora utilizada fue una espira apantallada de una sola vuelta y 1.5 cm de diámetro y separada 17.5 cm de la excitadora. Una tercera bobina de 4 cm de diámetro montada en un soporte de orientación variable se utilizó para obtener una tensión de amplitud y fase apropiadas con el fin de anular la tensión inducida por el campo principal en la sensora, en ausencia de objeto. En el espacio del objeto se colocó un recipiente de vidrio de 9 cm de diámetro lleno con solución salina de conductividad variable entre 1 mS/m y 6 S/m. Éste se desplazó a distintas posiciones del espacio del objeto, para intentar reconstruir el mapa de sensibilidad de la región examinada.

Alejándose poco a poco de los métodos de contacto puro se encuentran los híbridos [Purvis y otros 1993, Scaife y otros 1994, Freeston y Tozer 1995, Tozer y otros 1998]. En [Tozer y otros 1998] se propuso un sistema en el cual la muestra se pone en contacto físico con una fuente de 10 mA a 100 kHz a través de electrodos de contacto para establecer una corriente en ella que produzca un campo magnético relacionado con la corriente en el

objeto, en los términos establecidos por la ley de Biot-Savart. Una bobina se utiliza como sensor de este campo. Alrededor del espacio del objeto se definen 16 tangentes (cada $22,5^\circ$) y sobre cada una de las tangentes, se realizan 15 capturas. Con la información recogida se procesan los datos con algoritmos de reconstrucción. Concluyen que es posible producir imágenes usando la medida de los campos magnéticos, al menos en dos dimensiones.

En otros trabajos [Purvis y otros 1993, Scaife y otros 1994 y Freeston y Tozer 1995], no se utilizan electrodos de contacto para la inyección de corriente y en su lugar se introduce un arreglo de bobinas que generan un campo magnético en el espacio del objeto, con el que se inducen corrientes de pérdida en la muestra. Para la medida de las tensiones se continúan utilizando electrodos en la superficie del objeto. Tres espiras circulares de 25 cm de diámetro, coplanares, electrostáticamente apantalladas y alimentadas con un generador variable a 50 kHz, se ubicaron con sus centros desplazados de modo que éstos forman un triángulo. En el espacio del objeto, que corresponde con la región de intersección entre las tres bobinas, se ubica un recipiente de 50 mm de radio y 25 mm de profundidad lleno de solución salina de 0.2 S/m de conductividad dentro del cual se colocaron diferentes objetos. Las magnitudes de las tensiones se registraron a través de 16 ó 32 electrodos conectados en la superficie del recipiente y fueron utilizadas para reconstruir la imagen de los objetos con procedimientos similares a los utilizados en Tomografía de Impedancia Eléctrica (TIE). A partir de las imágenes producidas los autores concluyen que este procedimiento es un método que se puede utilizar para la producción de imágenes, aunque anotan que la resolución y sensibilidad parecen comparables a los métodos de inyección de corriente.

Con un sistema similar, utilizando espiras de dimensiones diferentes (36 cm de radio) y en mayor cantidad, Gençer y colaboradores estudiaron algunos métodos de procesamiento de datos y reconstrucción [Gençer y otros 1992, Gençer e Ider 1994a, Gençer e Ider 1994b, Gençer y otros 1996]. Además, en [Gençer e Ider 1994b] se propone otra posible geometría y disposición para generar los campos. La misma consiste en dos espiras en forma de “C” enfrentadas formando dos círculos “cerrados”, con el fin de reforzar el campo en el centro (espacio del objeto) y disminuirlo en la periferia del mismo. En trabajos posteriores de este grupo, no se encuentra ninguna aplicación de esta estructura. En [Gençer e Ider 1994b] se

intenta una comparación entre sistemas de corrientes inyectadas e inducidas (como ellos denominan a este tipo de sistema).

Se pueden hacer dos comentarios marginales. En [Gençer y Tek 1999] se propone una “nueva” modalidad para la obtención de imágenes médicas a partir de las variaciones de la conductividad eléctrica en distintas regiones. El sistema está constituido por tres bobinas coaxiales que se ubican por encima del medio a examinar. Buena parte de los problemas instrumentales comentados en este trabajo, así como una estructura similar, ya fueron discutidos en publicaciones anteriores que no son citadas como [Tarjan y McFee 1968, Nezt y otros 1993 y Hunter y otros 1998]. En el mismo trabajo aparece una simulación con una receptora de 10.000 vueltas a 50 kHz y alimentación de 1 A, sin comentar o evaluar los efectos que estas propiedades tendrían en un dispositivo experimental real. Una estructura similar a la presentada en 1999, se discute en Ulker y Gençer 2001.

En [Petty y otros 1998, Petty y otros 1999], los autores hacen descripciones ya conocidas y declaraciones de intención acerca de un sistema de medida de isquemia en tejido usando corrientes inducidas. No se encuentra una exposición clara de la manera como se superarán los problemas que se podrían presentar en este tipo de sistemas y los posibles resultados que se obtendrían, aunque sí describen la estructura de bloques que tendría el sistema, el cual estaría basado en un módulo con antenas, generador, ADC, interfaces, un procesador digital de señales (DSP) como elemento principal, un módulo de comunicaciones y un PC. Sugieren aplicaciones muy interesante como son: el seguimiento de procesos de cicatrización de heridas, evolución de las quemaduras, mal funcionamiento del hígado y derrames de líquido en la cavidad intra-craneana, sin comentar cómo lo harán.

1.4.2. Medida de la sobrecarga de hierro hepático.

El hierro es un elemento de gran importancia para la vida. Su presencia en el organismo es fundamental para el funcionamiento del sistema y su cantidad está regulada por mecanismos específicos. El cuerpo mantiene en reserva cierta cantidad de este metal para

aquellas ocasiones en las que lo requiera; su almacén principal es el hígado. Estas reservas se encuentran contenidas básicamente en la ferritina y hemosiderina, que son moléculas capaces de albergar hasta 4000 átomos de hierro.

Existen ciertas situaciones que producen un aumento en la cantidad de hierro almacenado en el cuerpo y por lo tanto en este órgano. Algunos casos son los afectados por la hemocromatosis hereditaria, enfermedad en la que el metabolismo de este metal está alterado, talasemia o pacientes sometidos a transfusiones de sangre periódicas y constante debido a alguna deficiencia o tratamiento. En ambos casos se produce un atesoramiento anormal de hierro en el hígado. Este exceso puede producir un deterioro progresivo del tejido hepático y, a largo plazo, lesiones permanentes. La medida de esta sobrecarga en las primeras etapas permitiría tomar decisiones más oportunas. El problema es que el método de medida actualmente disponible es a través de una biopsia hepática. Por lo tanto, sería de interés un nuevo método no invasivo.

Se han intentado métodos basados en IM para la medida de la sobrecarga de hierro hepático en animales vivos. En [Bauman y Hoffman 1967] se ofrece una opción que consiste en un sistema con una bobina primaria (excitadora) de 132 vueltas y otra secundaria (sensora) de 115 vueltas arrolladas sobre un núcleo magnético en forma de anillo, a los lados de un corte que se le ha practicado para producir una pequeña brecha (núcleo discontinuo). Al colocar el individuo a examinar en la discontinuidad del núcleo, se produciría un cambio en la tensión registrada en el secundario debido al cambio de permeabilidad magnética en la brecha, en el caso de que la muestra posea una μ diferente al aire. Dosis crecientes de hierro fueron introducidas en ratas esperando que se produjera una mayor concentración de este metal en la zona hepática. Al hacer un escáner del cuerpo de los especímenes analizados se observó una variación en la tensión del secundario en el momento en que la región del hígado coincidía con la brecha del núcleo. Posteriormente se verificó por otros medios que la ubicación exacta del exceso de hierro coincidía con la región hepática del animal. Además, se verificó la concentración de hierro en los hígados de las ratas.

En [Steketee y otros 1980] se repite esta idea mejorando el diseño construyendo el núcleo del transformador con tres materiales diferentes. En todos los casos se midió la magnitud de la tensión inducida en el secundario.

1.4.3. Resumen de los antecedentes y estado actual.

Como se puede ver, muchos autores reportan la utilización de métodos basados en IM, en algunas oportunidades exclusivamente IM y en otras ocasiones con métodos híbridos. Se han ensayado diferentes estructuras para la medida en medios poco conductores (en especial en tejido biológico) con el fin de determinar su conductividad eléctrica y de esta manera poder caracterizarlos eléctricamente u obtener imágenes. Hasta 1997 en casi todos los trabajos se le otorgaba una importancia predominante a la medida del módulo de la variable física seleccionada. Hay que señalar, que pocos años antes de esta fecha, comentan también el uso de la fase aunque no indican claramente cómo se mide, cómo se utiliza y con qué fin se la examina. Después de la publicación de Korjnevsky y Cherepenin de este año se produce un cambio de visión que dirige la atención mas claramente hacia la medida de la fase y a la separación, al menos teóricamente, de los efectos debidos a conductividad y permitividad eléctrica. Esto determinó un cambio en las estrategias de medida de los parámetros eléctricos en sustancias poco conductoras.

Por otro lado, existen intentos para utilizar métodos de IM para determinar la sobrecarga de hierro hepático a través de la caracterización magnética de tejidos biológicos. Pero de nuevo, en estas aplicaciones, la atención en la medida se basa en el registro de la amplitud (tensión, corriente, etc.) y no de la fase.

Prácticamente en todos los trabajos publicadas hasta esta fecha, sin importar la variable física sobre la que se fija el interés (sobre todo en los que miden el módulo de la variable utilizada como indicadora), se abren serias reservas respecto a los valores reportados si se comparan estos con los estudios teóricos.

La caracterización eléctrica de una muestra en términos de σ y ϵ , utilizando métodos de IM, podría resultar de gran utilidad e interés para el estudio de materiales poco conductores, pero en especial en el campo de la medicina y la biología. Como ya se comentó, este problema está resuelto para materiales conductores, no así para conductores pobres (menos de unos pocos S/m). Con una conductividad eléctrica similar a la del tejido biológico, la magnitud de la señal de perturbación relativa al campo magnético principal, se encuentra en el rango entre 10^{-6} – 10^{-9} , para un sistema bobina–bobina separado unos 20 cm con una muestra cilíndrica de unos pocos centímetros de espesor y radio [Wach 1979].

Al llegar a este punto es válida una reflexión. De acuerdo con los argumentos de tipo teórico reportados en [Korjnevsky y Cherepenin 1997] y los obtenidos en un modelo sencillo [Griffiths y otros 1999], no es posible explicar algunos resultados publicados en el pasado, algunos de los cuales reportan en ocasiones variaciones de hasta el 73% en la señal medida respecto a la portadora, hecho éste que no se corresponde con lo esperado teóricamente si las únicas fuentes de perturbación fueran las corrientes de pérdida en un objeto poco conductor [Korjnevsky y Cherepenin 1998].

En [Korjnevsky y otros 2000] se describe la realización experimental de un sistema de tomografía de inducción magnética (MIT), con una estructura muy parecida a la descrita en [Peyton y otros 1996]. El sistema consta de 16 parejas de bobinas excitadoras–detectoras, enrolladas sobre estructuras cilíndricas de 5 cm y ubicados en el entorno de un círculo de 35 cm de diámetro que representa el espacio del objeto. En este sistema no existe pantalla en torno a cada una de las bobinas. Las excitadoras son de dos vueltas y de $0.7 \mu\text{H}$ cada una mientras que las detectoras poseen 4 vueltas. El sistema opera a una frecuencia ≥ 20 MHz, la cual, según los autores de este trabajo, corresponde a un rango cercano al óptimo para aplicaciones biomédicas, sin que se señale explícitamente el por qué de la conveniencia de estos valores. El funcionamiento del sistema fue probado con soluciones de conductividades entre 0.5 y 7 S/m. Se realizaron algunos experimentos con **recipientes plásticos** conteniendo soluciones concentradas, los cuales se ubicaron en el espacio del objeto vacío. Reportaron la posibilidad de visualizar la posición del objeto en cada caso. Luego ocuparon el espacio del objeto con un tanque lleno de solución de conductividad 1.4

S/m y sumergieron dos objetos, constituidos nuevamente por soluciones salinas contenidas nuevamente en **envases plásticos**, con soluciones de 0.1 S/m y 4.2 S/m. Intentaron la reconstrucción de la distribución de resistividades utilizando algoritmos conocidos. De esta manera reportan haber identificado la ubicación de cada uno de los cilindros. En todos los casos midieron la fase de la perturbación. En el diseño de estas pruebas hay algo que resaltar. Cuando los envases plásticos llenos con soluciones conductoras, se ubican en la región del objeto vacía, el campo magnético induce corrientes de pérdida solo en la solución contenida en el interior de los envases, con lo cual, las propiedades eléctricas del envase mismo no parecen jugar un papel determinante. Por otro lado, cuando se llena de solución salina el espacio del objeto se generan corrientes de pérdida en ella que ocupan dicha región. Sin embargo, cuando se sumergen los envases plásticos en el espacio del objeto lleno con solución salina, los caminos de corriente que se forman en la cubeta se interrumpen debido a las propiedades eléctricas aislantes del envase, cambiando los perfiles de estas corrientes y generando así una situación diferente a la que ocurriría en el interior de un organismo, en el cual, aunque también existen diferentes conductividades, las mismas no se encuentran separadas por superficies aislantes que producen una situación diferente en las condiciones de contorno.

En [Scharfetter y otros 2000 y Rosell y otros 2000] se discute la posibilidad de utilizar un sistema de IM para objetos de baja conductividad, basado en la medida de la fase y utilizando como sensor un gradiómetro planar (PGRAD). El gradiómetro está compuesto por dos espiras cuadradas de 10 vueltas cada una y 8 cm de separación entre sus centros, conectadas en contrafase y construidas sobre placa de circuito impreso (PBC). La bobina excitadora es de 17 vueltas y 4.75 cm de radio. En los mismos artículos se establecen los requerimientos de un sistema de este tipo y se construyen los mapas de sensibilidad comparándolos con el de una bobina sencilla de 7 vueltas construida también sobre PBC.

En cuanto a la evaluación de la sobrecarga de hierro hepática, de acuerdo a nuestro conocimiento, los únicos métodos de medidas no invasivas se basan en el uso de SQUID (*Superconductor Quantum Interference Device*), los cuales requieren de un magnetómetro trabajando en una región criogénica en una habitación con apantallamiento especial

[Brittenham y otros 1982, Paulson y otros 1991]. Además, existe un método de estimación de sobrecarga en vivo basado en medidas de RMN [Gardon y otros 1994]. Para medidas in vitro de este metal en hígado se han desarrollado métodos bioquímicos e histológicos [Brissot y otros 1981]. Una revisión interesante y actualizada, que indica la necesidad de investigar nuevos métodos para la medida de sobrecarga de hierro y que sirve de soporte y justificación para esta investigación, se puede encontrar en [Brittenham y Badman 2003].

De la abundancia de los estudios realizados y los argumentos dados, parece evidente el interés, importancia y pertinencia de probar nuevas estructuras y métodos que permitan la caracterización de materiales de baja conductividad y débilmente magnéticos por métodos basados en IM, abriendo la posibilidad de realizar tanto espectroscopía como tomografía. Así, la búsqueda de nuevas estructuras y métodos de medida viables basados en IM, constituye uno de los problemas más actuales e interesantes. Algunos grupos de investigación se encuentran trabajando con mas o menos éxito en esta dirección. Aquellos de los que tenemos conocimiento, además de este grupo, son:

- Intitute for Biomedical Engineering, Graz University of Technology, Graz, Austria.
- Departament of Electronic and Electrical Engineering, University of Sheffield, UK.
- Departament of Physics, University of Swansea, UK.
- Institute of Science and Technology, University of Manchester (UMIST), UK.
- Departament of Medical Physics and Clinical Engineering, University Hospital of Wales, UK, with the Departament of Physics and Astronomy, University of Wales, UK.
- Institute of Radio – Engineering and Electronics of Russian Academy of Sciences.
- Institut de Génie Biomédical, École Polytechnique et Université de Montreal, Quèbec, Canadá.
- Worcester Polytechnical Institute, Biomedical Engineering Departament, MA, USA.
- Technical University of Szczecin, Szczecin, Poland.
- The Johns Hopkins University in Applied Physics laboratory and School of Medicine.
- Electrical and Electronics Engineering Departament, Middle East Technical University, Ankara, Turquía.

1.5. Objetivos del estudio.

Los problemas asociados con los electrodos y con la existencia de contacto físico entre éstos y la muestra bajo estudio, así como los del electrolito, sugieren que los métodos libres de contacto resolverían al menos un problema: el del contacto. Si, además, se trata de medidas en humanos, se añade la ventaja de una mayor seguridad eléctrica debido a la ausencia de contacto. Así que, si estas técnicas resuelven algún otro problema o aportan mas información, mucho mejor. Faltaría, pues, indagar la posibilidad real de realizar medidas con sistemas de este tipo, asegurando que los valores obtenidos sean realmente debidos a las variables estudiadas sin cometer los errores de trabajos realizados anteriormente.

Por otro lado, a pesar de que se ha intentado utilizar los métodos basados en IM para la determinación en vivo del contenido de hierro en hígado de ratones, no existe un modelo analítico que permita determinar la dependencia, los ordenes de magnitud que se esperan y la posibilidad de realización de dicha medida en materiales con características similares a las del tejido biológico, es decir, débiles desde el punto de vista magnético (diamagnéticos y paramagnéticos).

Para desarrollar un método basado en IM, con el fin de caracterizar eléctricamente y magnéticamente las muestras de tipo biológico, es necesario plantearse varias etapas:

- En primer lugar, desarrollar un modelo teórico que permita obtener una expresión analítica para estimar las características, la dependencia y el orden de magnitud de la respuesta esperada en un sistema de medida de este tipo y con muestras del tipo ya descrito.
- En segundo lugar, y debido a la pobreza de las señales esperadas, es necesario el desarrollo y prueba de un sistema con una estructura específica y de un método de tratamiento de las medidas obtenidas, que posibiliten la detección de estas señales.
- En tercer lugar, basado en una expresión analítica y en la respuesta de un sistema con una estructura apropiada y en un determinado tratamiento de las medidas, determinar si es posible la caracterización eléctrica y magnética del tejido biológico.

En este sentido se plantean como objetivo de este trabajo:

- (a) Desarrollo de un modelo analítico que permita estimar la respuesta de un sistema de IM con una muestra de geometría sencilla y con propiedades eléctricas y magnéticas similares a las del tejido biológico.
- (b) Contribuir con la adecuación y utilización de una estructura diseñada para medidas basadas en el principio de IM, con el fin de determinar la posibilidad de discriminar las variables de interés (σ , ϵ y μ) en las medidas obtenidas con este sistema.
- (c) Caracterizar eléctrica y magnéticamente, con el sistema diseñado, muestras inorgánicas con parámetros similares a los del tejido biológico.
- (d) Determinar, con el sistema disponible, las características magnéticas *in vitro* de muestras constituidas por tejido hepático y, a partir de estos datos, estudiar la sobrecarga de hierro.
- (e) Desarrollar métodos para determinar, con el sistema disponible, la sobrecarga de hierro en tejido hepático en vivo.